

Dissertation

**Assessment And Model Oriented Interpretation Of  
Cardiovascular And Respiratory Parameters In A  
Hyperbaric Environment With Respect To  
Decompression Sickness**

eingereicht von

Dipl.-Ing.  
Andreas SCHUSTER

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Medizinischen Wissenschaften  
(Dr. scient. med.)

an der

Medizinischen Universität Graz

unter der Anleitung von

Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn.  
Herfried Pessenhofer

Univ.-Prof.i.R. Dr.med.univ.  
Günther Schwabegger

Prof. Dr.  
Matthias Wagner

2015

Meinen Eltern ...

- ... meiner Mutter, der ich viel zu selten sage, wie dankbar ich ihr eigentlich bin,  
für all das, was sie bis jetzt für mich getan hat. Danke Mama!
- ... meinem Vater, bei dem ich mir wünschen würde, dass er diese Arbeit noch  
lesen könnte. Ich vermisse dich Papa!

## **Eidesstattliche Erklärung**

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig angefertigt und abgefasst, und jene Personen und Institutionen, die am Zustandekommen der Forschungsdaten beteiligt waren, namentlich genannt habe. Andere als die angegebenen Quellen habe ich nicht verwendet und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen habe ich als solche kenntlich gemacht. Die Arbeit an der Dissertation und daraus entstandener Publikationen wurde gemäß den Regeln der “Good Scientific Practice” durchgeführt.

Graz, am 30.09.2015

## **Satutory Declaration**

I hereby declare that this dissertation is my own original work and that I have fully acknowledged by name all of those individuals and organisations that have contributed to the research for this dissertation. Due acknowledgement has been made in the text to all other material used. Throughout this dissertation and in all related publications I followed the guidelines of “Good Scientific Practice“.

September 30<sup>th</sup>, 2015

# Danksagungen

Zu aller erst möchte ich mich bei Herrn Assoc. Prof. Dr. Arne Sieber bedanken, der es mir ermöglicht hat, innerhalb des Marie Curie ITN Phypode Project<sup>1</sup> eine Stelle als Early Stage Researcher zu bekleiden. Im Zuge dieses Projekt sind große Teile dieser Arbeit entstanden, was bedeutet, dass diese Arbeit ohne Herrn Arne Sieber nicht zustande gekommen wäre. Außerdem hat er mich während dem Entstehen dieser Arbeit in vielerlei Hinsicht unterstützt. Im Zuge dessen möchte ich mich auch bei allen anderen bedanken, die am Phypode Project beteiligt waren, ohne hier jeden einzelnen namentlich zu nennen.

Bedanken möchte ich mich des Weiteren bei den drei Professoren Herfried Pessenhofer und Günther Schwabegger von der Medizinischen Universität Graz und Matthias Wagner von der Frankfurt University of Applied Sciences, die das Dissertationskomitee für meine Dissertation gebildet haben und mir durch Gespräche und ihre Kommentare zu meinen Zwischenberichten fachlich sehr geholfen haben.

Nicht unerwähnt sollen meine Kollegen bei der Seabear GmbH bleiben. Da wären Dr. Benjamin Kuch, der vornehmlich an der Entwicklung und Programmierung der Tauchcomputer arbeitet und auch privat eine Bereicherung war und ist, Sebastian Reif und David Malle, die sich um die Konstruktion des Rebreathers kümmern und immer hilfreich sind, wenn es um die Fertigung allerlei mechanischer Komponenten geht und Dino Mlakar und Daniel Persché, die in der Fertigung tätig sind und mich des Öfteren vor allem beim Zusammenlöten zahlreicher Testplatinen unterstützt haben.

Nicht unerwähnt soll eine Schulfreundin bleiben. Katharina von Lear hat Teile meiner Arbeit Korrektur gelesen und so zahlreiche Rechtschreibfehler ausgemerzt und an vielen Stellen dafür gesorgt, dass ich einige Formulierung, die zunächst recht unverständlich waren, noch mal überdacht habe. Außerdem war sie als Ärztin auch fachlich bei der ein oder anderen Fragestellung sehr hilfreich.

Zu guter Letzt möchte ich mich bei einer sehr guten Freundin bedanken, die mich in den letzten Jahren in allen möglichen Belangen unterstützt hat und mit dafür verantwortlich ist, dass ich diese Arbeit bis zu Letzt durchgezogen habe. Gut möglich, dass ich ohne sie irgendwann abgebrochen hätte. Außerdem hat auch sie große Teile dieser Arbeit Korrektur gelesen und so nicht unerheblich dazu beigetragen, dass viele Fehler, die es mal in dieser Arbeit gab, verschwunden sind. Vielen Dank Silvia Hess.

---

<sup>1</sup>Homepage: <http://www.phypode.org/> (abgerufen am 06.07.2015)

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungen</b>	<b>IX</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b>	<b>XI</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b>	<b>XII</b>
<b>Kurzfassung</b>	<b>XIII</b>
<b>Abstract</b>	<b>XV</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Dekompression . . . . .	3
1.1.1 Historischer Überblick . . . . .	4
1.1.2 Risiko einer Dekompressionskrankheit . . . . .	8
1.1.3 Forderung nach physiologischen Messungen . . . . .	11
1.2 Rebreather . . . . .	12
1.2.1 Risiken des Rebreathertauchens . . . . .	14
1.2.2 Rebreather in der Forschung . . . . .	15
1.3 Ziel der Arbeit . . . . .	16
1.3.1 Sauerstoffsensoren . . . . .	18
1.3.1.1 Galvanische Sauerstoffsensoren . . . . .	18
1.3.1.2 Redundanz von Sauerstoffsensoren . . . . .	19
1.3.1.3 Optische Sauerstoffsensoren . . . . .	20
1.3.2 Kohlenstoffdioxidensor . . . . .	21
1.3.3 Blutdruck . . . . .	22
1.3.4 Elektrokardiogramm . . . . .	24
1.3.5 Körpertemperatur . . . . .	25
1.3.6 Physiologische Bedeutung der Messgrößen . . . . .	27

<b>2</b>	<b>Materialien und Methoden</b>	<b>29</b>
2.1	Sauerstoffsensoren . . . . .	29
2.1.1	Galvanische Sauerstoffsensoren . . . . .	29
2.1.1.1	Messung des Sauerstoffpartialdrucks . . . . .	31
2.1.1.2	Strombegrenzung der Sauerstoffsensoren . . . . .	32
2.1.1.3	Überprüfen der Sauerstoffsensoren . . . . .	33
2.1.2	Optischer Sauerstoffsensor . . . . .	36
2.1.2.1	Temperaturkompensation . . . . .	39
2.1.2.2	Charakterisierung . . . . .	39
2.1.2.3	Lebensdauer . . . . .	40
2.1.2.4	Antwortzeit . . . . .	40
2.1.2.5	Messung des Sauerstoffpartialdrucks . . . . .	40
2.2	Kohlenstoffdioxidensor . . . . .	41
2.2.1	Das Lambert-Beersche Gesetz . . . . .	42
2.2.2	Lookup Tabelle . . . . .	45
2.3	Blutdruck . . . . .	46
2.3.1	Luftgefüllte Manschette . . . . .	47
2.3.1.1	Oszillometrische Blutdruckmessmethode . . . . .	48
2.3.1.2	Modifizierte oszillometrische Blutdruckmessmethode . . . . .	48
2.3.2	Wassergefüllte Manschette . . . . .	49
2.4	Elektrokardiogramm . . . . .	51
2.5	Körpertemperatur . . . . .	54
<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>56</b>
3.1	Sauerstoffsensoren . . . . .	56
3.1.1	Galvanische Sauerstoffsensoren . . . . .	56
3.1.1.1	Messung des Sauerstoffpartialdrucks . . . . .	57
3.1.1.2	Strombegrenzung der Sauerstoffsensoren . . . . .	58
3.1.1.3	Überprüfen der Sauerstoffsensoren . . . . .	60
3.1.2	Optischer Sauerstoffsensor . . . . .	65
3.1.2.1	Temperaturkompensation . . . . .	66

3.1.2.2	Charakterisierung . . . . .	67
3.1.2.3	Lebensdauer . . . . .	68
3.1.2.4	Antwortzeit . . . . .	69
3.1.2.5	Messung des Sauerstoffpartialdrucks . . . . .	70
3.2	Kohlenstoffdioxidensor . . . . .	72
3.2.1	Lookup Tabelle . . . . .	72
3.2.2	Validierung der korrekten Funktion des Kohlenstoffdioxidensors	73
3.3	Blutdruck . . . . .	76
3.3.1	Luftgefüllte Manschette . . . . .	76
3.3.2	Wassergefüllte Manschette . . . . .	79
3.4	Elektrokardiogramm und Körpertemperatur . . . . .	82
<b>4</b>	<b>Diskussion</b>	<b>84</b>
4.1	Sauerstoffsensoren . . . . .	84
4.1.1	Galvanische Sauerstoffsensoren . . . . .	84
4.1.1.1	Messung des Sauerstoffpartialdrucks . . . . .	84
4.1.1.2	Strombegrenzung der Sauerstoffsensoren . . . . .	85
4.1.1.3	Überprüfen der Sauerstoffsensoren . . . . .	86
4.1.2	Optischer Sauerstoffsensoren . . . . .	87
4.1.2.1	Temperaturkompensation . . . . .	87
4.1.2.2	Charakterisierung und Messung des Sauerstoffpartial- drucks . . . . .	87
4.1.2.3	Lebensdauer . . . . .	88
4.1.2.4	Antwortzeit . . . . .	89
4.1.3	Redundanz von Sauerstoffsensoren . . . . .	89
4.2	Kohlenstoffdioxidensor . . . . .	92
4.3	Blutdruck . . . . .	94
4.3.1	Luftgefüllte Manschette . . . . .	95
4.3.2	Wassergefüllte Manschette . . . . .	96
4.4	Elektrokardiogramm . . . . .	97
4.5	Körpertemperatur . . . . .	99

4.6	Body Area Network . . . . .	100
4.7	Ausblick . . . . .	103
	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>105</b>



# Abkürzungen

ADC	.....	Analog Digital Converter = Analog-Digital-Wandler
AGE	.....	arterielle Gasembolie
ASA	.....	Acrylester-Styrol-Acrylnitril
BAN	.....	Body Area Network
BSAC	.....	British Sub-Aqua Club
CAGE	.....	cerebrale arterielle Gasembolie
CCR	.....	closed-circuit rebreather
DAC	.....	Digital Analog Converter = Digital-Analog-Wandler
DAN	.....	Divers Alert Network
DCI	.....	Decompression Illness = DCS + AGE
DCIEM	.....	Canadian Defence and Civil Institute of Envi- ronmental Medicine
DCS	.....	Decompression Sickness = Dekompressionskrankheit
EUBS	.....	European Underwater and Baromedical Society
fO <sub>2</sub>	.....	Sauerstoffanteil
fsw	.....	feet of seawater = Fuß Meerwasser
IR	.....	Infrarot
LED	.....	Light Emitting Diode = Leuchtdiode
msw	.....	meter of seawater = Meter Meerwasser
NDIR	.....	Non-Dispersive Infrared
NTC	.....	Negative Temperature Coefficient = negativer Temperaturkoeffizient
OWD	.....	Open Water Diver
PADI	.....	Professional Association of Diving Instructors
PBT	.....	pulmonales Barotrauma
pCO <sub>2</sub>	.....	Kohlenstoffdioxidpartialdruck
pO <sub>2</sub>	.....	Sauerstoffpartialdruck
RGBM	.....	Reduced Gradient Bubble Model
SCR	.....	semiclosed-circuit rebreather
SCUBA	.....	Self-Contained Underwater Breathing Appara- tus
SPUMS	.....	South Pacific Underwater Medicine Society
TWI	.....	Two-Wire-Interface
USART	.....	Universal Synchronous Asynchronous Receiver

	Transmitter
VDST .....	Verband Deutscher Sporttaucher
VPM .....	Varying Permeability Model

# Abbildungsverzeichnis

1	Schaltung zum Auslesen und Prüfen galvanischer O <sub>2</sub> -Sensoren . . . . .	30
2	Schaltung zur Temperaturbestimmung mittels eines NTCs . . . . .	30
3	Druckprofil während dem Versuch zur Strombegrenzung . . . . .	33
4	Druckprofil während der Sauerstoffsensorenüberprüfung . . . . .	36
5	Aufbau des entwickelten optischen O <sub>2</sub> -Sensors . . . . .	37
6	CO <sub>2</sub> Sensor . . . . .	41
7	Prototyp eines Blutdruckmessgerätes mit luftgefüllter Manschette . . . . .	47
8	EKG Platine . . . . .	51
9	Infrarotübertragung: Sender und Empfänger . . . . .	53
10	EKG und Körpertemperatur Software . . . . .	54
11	Gesamtsystem aus Körpertemperaturmessung und EKG . . . . .	55
12	Messung mit den galvanischen O <sub>2</sub> -Sensoren (Nitrox 10) . . . . .	57
13	Messung mit den galvanischen O <sub>2</sub> -Sensoren (Heliox 50) . . . . .	58
14	Ausgangssignal des galvanischen O <sub>2</sub> -Sensors während des Versuchs zur Strombegrenzung . . . . .	59
15	Ausgangssignal des galvanischen O <sub>2</sub> -Sensors während des Versuchs zur Strombegrenzung . . . . .	60
16	Spannungsverlauf beim Überprüfen von Sensor S1 bei 4 bar . . . . .	62
17	Spannungsverlauf beim Überprüfen von Sensor S2 bei 4 bar . . . . .	62
18	Spannungsverlauf beim Überprüfen von Sensor S3 bei 4 bar . . . . .	63
19	Spannungsverlauf beim Überprüfen von Sensor S4 bei 4 bar . . . . .	63
20	Spannungsverlauf beim Überprüfen von Sensor S5 bei 4 bar . . . . .	64
21	Spannungsverlauf beim Überprüfen von Sensor S6 bei 4 bar . . . . .	64
22	Spannungsverlauf beim Überprüfen von Sensor S4 bei 1 bar und 4 bar . . . . .	65
23	Temperaturkompensation der optischen O <sub>2</sub> -Sensoren . . . . .	66
24	Charakterisation der optischen O <sub>2</sub> -Sensoren . . . . .	67
25	Lebensdauersimulation der optischen O <sub>2</sub> -Sensoren . . . . .	68
26	Sprungantwort der optischen O <sub>2</sub> -Sensoren . . . . .	69
27	Messungen mit den optischen O <sub>2</sub> -Sensoren (Nitrox 10) . . . . .	70
28	Messungen mit den optischen O <sub>2</sub> -Sensoren (Heliox 50) . . . . .	71

29	Messung mit den optischen O <sub>2</sub> -Sensoren (Heliox 50) mit neuen Kalibrationsparametern für den Sensor 1 . . . . .	72
30	Lookup-Tabelle für den optischen CO <sub>2</sub> -Sensor . . . . .	73
31	Vergleich der Gasanalyse mit den vom optischen CO <sub>2</sub> -Sensor gemessenen Werte . . . . .	74
32	Anpassung des Zero-Wertes . . . . .	75
33	Anpassung von sowohl dem Zero-Wert als auch der Lookup-Tabelle . .	75
34	Pulserkennung bei Blutdruckmessungen mit einer luftgefüllten Manschette	77
35	Manschettendruck und Pulsamplitude einer Messung im Labor . . . . .	78
36	Manschettendruck und Pulsamplitude einer Messung im See . . . . .	78
37	Verlauf des Manschettendrucks im Labor . . . . .	79
38	Manschettendruck und Pulsamplitude einer Messung mit der wassergefüllten Manschette im Labor . . . . .	80
39	Verlauf des Manschettendrucks im Meer . . . . .	81
40	Manschettendruck und Pulsamplitude einer Messung mit der wassergefüllten Manschette im Meer (Beispiel 1) . . . . .	81
41	Manschettendruck und Pulsamplitude einer Messung mit der wassergefüllten Manschette im Meer (Beispiel 2) . . . . .	82
42	Fehlerhafte Messung der galvanischen O <sub>2</sub> -Sensoren (Beispiel 1) . . . . .	91
43	Fehlerhafte Messung der galvanischen O <sub>2</sub> -Sensoren (Beispiel 2) . . . . .	91

## Tabellenverzeichnis

1	Verwendete Sauerstoffsensoren . . . . .	34
2	Korrelationskoeffizient und maximale Differenz zwischen den Referenz- werten und den galvanischen Sauerstoffsensoren . . . . .	58
3	Korrelationskoeffizient und maximale Differenz zwischen den Referenz- werten und den optischen Sauerstoffsensoren . . . . .	71

## Kurzfassung

Beim Tauchen ist der menschliche Körper relativ schnellen Veränderungen des Umgebungsdrucks ausgesetzt. Während der Druckanstieg beim Abtauchen vom Körper im Allgemeinen sehr gut verkraftet wird, kann es bei einem zu schnellen Druckabfall, wie er durch ein zu schnelles Auftauchen verursacht wird, zu einer sogenannten Dekompressionskrankheit kommen. Eine solche wurde erstmals 1667 von Robert Boyle an einer Schlange beobachtet und 1841 vom französischen Ingenieur Triger an einem Menschen beschrieben. 1878 erkannte Paul Bert, dass vor allem das Inertgas Stickstoff für das Auftreten einer solchen Dekompressionskrankheit ursächlich ist. Er fand heraus, dass es unter erhöhtem Umgebungsdruck zu einer Ansammlung von überschüssigem Stickstoff im Körper kommt, der bei einem zu raschen Abfall des Umgebungsdrucks Blasen bilden und so eine Dekompressionskrankheit verursachen kann. Zu diesem Zeitpunkt waren es noch nicht Taucher/innen, bei denen Symptome der Dekompressionskrankheit auftraten, sondern Arbeiter/innen, die unter erhöhtem Umgebungsdruck in sogenannten Caissons (Senkkästen) zum Beispiel an Brückenfundamenten in Flüssen arbeiteten. Unter der Leitung von John Scott Haldane, der als Vater der Dekompressionsforschung gilt, wurde daran geforscht, wie sich solche Dekompressionskrankheiten vermeiden lassen. 1908 wurden die ersten Dekompressionstabellen veröffentlicht, die im Grunde ein Verfahren beschreiben, wie Arbeiter/innen oder Taucher/innen wieder zurück an die Oberfläche gebracht werden sollen, um eine Dekompressionskrankheit zu vermeiden. Hinter den Tabellen verbarg sich ein mathematisches Modell, welche den Stickstoffgehalt in verschiedenen Körpergeweben modellierte. Dieses Modell stellt in abgewandelter Form auch heute noch die Grundlage für viel Dekompressionsmodelle dar.

Bis in die zweite Hälfte des 20. Jahrhunderts glaubte man, dass Stickstoffblasen, die sich während des Auftauchens im Körper bilden, die einzige Ursache für eine Dekompressionskrankheit sind und das jedes Vorhandensein solcher Blasen zu einer Dekompressionskrankheit führt. Erst durch die Einführung von Doppler-Ultraschalluntersuchungen und Echokardiographie in der Dekompressionsforschung konnte nachgewiesen werden, dass auch nach symptomfreien Tauchgängen Inertgasblasen im Körper vorhanden sein können. Klar scheint mittlerweile, dass es ohne Blasen nicht zu einer Dekompressionskrankheit kommt. Die Erkenntnis, dass es auch „stille“ Blasen gibt, hat aber erneut zu der Frage geführt, was nun genau die Ursache für ein Dekompressionskrankheit ist. So wurde die Forderung immer lauter, die Tauchphysiologie genauer zu studieren und dies, wenn möglich, an Tauchern und Taucherinnen unter Wasser. Dazu bedarf es entsprechender Messgeräte für verschiedene physiologische Parameter, die den Umgebungsbedingungen unter Wasser gewachsen sind und auch dort funktionieren.

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Entwicklung verschiedener Sensoren, die in der Lage sein sollen, verschiedene physiologische Parameter während des Tauchens unter

Wasser zu messen. Diese sollen zu einem Sensornetzwerk zusammengeschlossen werden können, um so Experimente zu ermöglichen, die zu einem besseren Verständnis der Tauchphysiologie führen. Dabei sollen zum einen atembegogene Werte gemessen werden, insbesondere der eingeatmete Sauerstoff- und der eingeatmete Kohlenstoffdioxidpartialdruck. Zum anderen geht es um den Blutdruck, die Körpertemperatur (Haut- und Körperkerntemperatur) und das Aufzeichnen eines Einkanalelektrokardiogramms. Die Arbeit ist in vier Kapitel unterteilt:

1. Die *Einleitung* beschäftigt sich zunächst einmal mit dem Risiko beim Tauchen tödlich zu verunglücken und dem Risiko eine Dekompressionskrankheit zu bekommen. Außerdem wird ein historischer Überblick über die Tauchforschung gegeben. Es wird erklärt woher die Forderung nach physiologischen Messungen unter Wasser kommt. Da Rebreather in der Tauchforschung große Möglichkeiten eröffnen, werden diese Tauchgeräte vorgestellt und das erhöhte Risiko beim Rebreathertauchen erörtert. Schlussendlich werden ausführlich die genauen Ziele der Arbeit erklärt.
2. Das Kapitel *Materialien und Methoden* beschreibt, was unternommen wurde, um die Ziele dieser Arbeit zu erreichen. Es werden der Entwicklungsprozess beschrieben und die theoretischen Grundlagen der einzelnen Sensoren erklärt. Zudem wird erklärt, welche Tests mit den einzelnen Sensoren gemacht wurden, um deren Funktionsfähigkeit zu demonstrieren und bei welchen Versuchen die Sensoren bereits zum Einsatz gekommen sind.
3. Das Kapitel *Ergebnisse* trägt die Resultate der im vorausgehenden Kapitel beschriebenen Versuche zusammen.
4. In der *Diskussion* werden die im vorausgehenden Kapitel beschriebenen Ergebnisse erörtert und mit den Zielen dieser Arbeit in Zusammenhang gebracht.

## Abstract

During a dive the ambient pressure may change rather quickly. While this is usually not a big problem on the way down, fast decompression on the way back to the surface may cause a so called decompression sickness. In 1667 Robert Boyle was the first one to observe a decompression sickness. While this was in a snake, the French engineer Triger was the first one to describe the decompression sickness affecting a human in 1841. In 1878 Paul Bert realized, that the decompression sickness is caused by the inert gas nitrogen. He discovered that under a greater ambient pressure an excess of nitrogen accumulates in the human body and if the ambient pressure drops too quickly this nitrogen form bubbles that cause the decompression sickness. At that time not divers were affected, but workers that worked in so called Caissions. Caissions are a sort of air filled box that would allow to work in a dry environment under water to for example build basis for bridges in rivers. The Scottish physiologist John Scott Haldane conducted experiments that resulted in the first decompression tables that were published in 1908. Those tables dictate decompression procedures that aimed to bring people back from a higher ambient pressure to a lower one and avoid decompression sickness. The basis for those tables was a mathematical model which tries to describe the amount of nitrogen that is in solution within different body tissues. A lot of present-day decompression models are still based on Haldane's model.

Until the second half of the 20<sup>th</sup> century it was believed, that nitrogen bubbles that form during the ascent of a dive were the only cause of decompression sickness, and the existence of bubbles would inevitably lead to a decompression sickness. But the introduction of Doppler ultrasonography and echocardiography into diving research led to the discovery, that even after symptom free dives bubbles may sometimes be detected. Today it seems to be clear, that without any bubbles there will not be a decompression sickness, but the discovery of "silent" bubbles questions the theory, that bubbles are the only cause of decompression sickness. That is way scientists around the world try to discover the pathophysiology of decompression sickness and ask for physiological measurements done on divers while they are under water. Therefore, adequate devices are needed to take those measurements and enable a further inside into diving physiology.

This work focuses on the development of different sensors that are supposed to be able to measure different physiological parameters on divers, while they are diving under water. These sensors are supposed to be connected to a sensor network to enable experiments that would lead to a better understanding of diving physiology. Some of the parameters are breathing related like the inspired oxygen and carbon dioxide partial pressure, other parameters of interest are the blood pressure, the body temperature (core and skin temperature) and the recording of an one channel ecg.



This thesis is split into four sections:

1. First of all the *Introduction* deals with the risk of dying during a dive and the risk of getting a decompression sickness. A historical overview on diving research is given that also explains the demand of physiological measurements under water. Since rebreathers allow for a wide variety of scientific experiments, these dive apparatus are briefly explained and the increased risk of diving with them compared to “normal” equipment is discussed. Last but not least the goals of this work are presented.
2. The section *Materials and Methods* describes the steps that were taken in order to reach the goals of this work. The development process and the theoretical background of the developed sensors are explained. Also, the tests that were conducted to demonstrate the functionality of the sensors and the experiments the sensors have already been used for are described.
3. The section *Results* gathers the results that were archived within the previously described tests and experiments.
4. The *Discussion* discusses the results and relates them to the goals of this thesis.

# 1 Einleitung

*„The risk of dying during recreational diving is small, but no activity is completely risk-free, and deaths occasionally occur.“*[80]

Aus epidemiologischer Sicht ist es schwierig anzugeben, wie hoch die Inzidenzrate für das tödliche Verunfallen beim Tauchen ist. Dies hängt vor allem damit zusammen, dass selbst wenn man die genau Anzahl von Unfällen kennt, es nicht ganz klar ist, was man für die Berechnung des Unfallrisikos in den Nenner des zu berechnenden Bruchs steckt. In der Literatur findet man hauptsächlich zwei unterschiedlich Ansätze. Zum einen wird die Anzahl der Unfälle auf die Anzahl der durchgeführten Tauchgänge bezogen, zum anderen auf die Anzahl der aktiven Taucher. Leider ist es schwierig bis nahezu unmöglich, eine dieser beiden Zahlen zuverlässig zu bestimmen.

Der Verband Deutscher Sporttaucher e.V. (VDST)<sup>2</sup> als größter deutscher Tauchsportverband zählt etwa 75.000 Mitglieder. Über seine Notfallhotline registrierte er laut Tauchunfallstatistik<sup>3</sup> in den Jahren 2007-2010 196 Tauchunfälle von denen 24 tödlich endeten und bei denen 68 Taucher eine Dekompressionskrankheit (DCS = Decompression Sickness) erlitten. Wie viele der Mitglieder des VDST aber aktive Taucher sind und wie viele Tauchgänge diese Taucher z. B. jährlich absolvieren ist nicht erfasst.

Die Professional Association of Diving Instructors (PADI)<sup>4</sup> gibt auf ihrer Homepage an bislang 23 Millionen Tauchzertifikate ausgestellt zu haben. Nach Richardson [62] ist davon auszugehen, dass sich diese 23 Millionen auf die gesamte Anzahl der Zertifikate seit der Gründung von PADI im Jahr 1967 bezieht. Außerdem wird geschätzt, dass PADI etwa 60–70 % aller Taucher weltweit zertifiziert und momentan jährlich etwa 900.000 neue PADI-Taucher dazu kommen [62]. Daraus lässt sich aber nicht ermitteln wie viele Taucher es nun weltweit gibt. Fraglich ist zum Beispiel, wie viele der von PADI zertifizierten Taucher/innen seit ihrer Zertifizierung mittlerweile verstorben sind. Des Weiteren haben viele Taucher neben dem aller ersten Tauchschein<sup>5</sup>, den ein Tauchanfänger bei PADI erwerben kann, weitere Zertifikate, die eine weiterführende Ausbildung bescheinigen. Das heißt die erwähnten 23 Millionen Tauchzertifikate drücken nicht aus, dass PADI 23 Millionen individuelle Taucher zertifiziert hat.

Hornsby [36] argumentiert, dass es nicht abwegig sei, die Anzahl der Taucher in den USA mit 2,7–3,5 Millionen zu beziffern. Er bezieht sich dabei auf ein Modell von 1995 von McAniff [48]. Er weist darauf hin, dass typischerweise Personen, die einen Schnuppertauchgang machen, nicht als Taucher gezählt werden. Kommt es bei solch

---

<sup>2</sup>Homepage: <http://www.vdst.de/> (abgerufen am 22.02.2015)

<sup>3</sup>PowerPoint Präsentation: [http://www.ltv.net/fileadmin/Ausbildung/2011/TMWB/Tauchunfallstatistik2010\\_Halle.pdf](http://www.ltv.net/fileadmin/Ausbildung/2011/TMWB/Tauchunfallstatistik2010_Halle.pdf) (abgerufen am 22.02.2015)

<sup>4</sup>Homepage: <http://www.padi.com/Scuba-Diving/> (abgerufen am 22.02.2015)

<sup>5</sup>Dabei handelt es sich um den sogenannten Open Water Diver (OWD).

einem Tauchgang aber tragischerweise zu einem Todesfall, wird dieser Fall zu der Zahl der Todesfälle beim Tauchen gezählt. Es wird geschätzt, dass allein PADI etwa 220.000 Schnuppertauchgänge nur mit U.S. Bürgern im Jahr durchführt. Diese Zahl würde die Todes- bzw. Unfallrate, wenn man sie mit in die Statistiken einbezieht, ändern [36].

Trotz der erwähnte Schwierigkeiten gibt es eine Reihe von Studien, die sich damit beschäftigt haben, wie hoch die Totesrate unter Tauchern/Taucherinnen ist. Einige sollen hier beispielhaft erwähnt werden. Denoble et al. [14][16] geben die jährlich Todesrate für versicherte Mitglieder des Divers Alert Network (DAN)<sup>6</sup> America im Zeitraum 2000–2006 mit 16,4 Todesfällen pro 100.000 Tauchern an. In Großbritannien lag im Zeitraum 1998–2009 die Todesrate unter Mitgliedern des British Sub-Aqua Clubs (BSAC)<sup>7</sup> bei 0,54 Todesfällen pro 100.000 Tauchgängen und bei 1,03 Todessfällen pro 100.000 Tauchgängen für nicht BSAC-Mitglieder [11]. Lippmann [44][45][46] gibt die Todesrate in Australien für Australier mit 0,7 Todesfälle pro 100.000 Tauchgängen bzw. 8,5 Todesfälle pro 100.000 Tauchern/Taucherinnen an. Für ausländische Taucher/innen liegt die Todesrate in Australien bei 0,4 pro 100.000 Tauchgängen bzw. 1,5 pro 100.000 Tauchern/Taucherinnen. Für den Zeitraum von 1989 bis 2008 gibt Richardson [62] die Todesrate für Tauchgänge, die während PADI-Trainingsprogrammen stattgefunden haben bzw. für Tauchgänge unter der Supervision von PADI-Mitgliedern aber in nicht-PADI-Trainingsprogrammen, mit 0,48 Todesfällen pro 100.000 Tauchgängen bzw. 1,765 pro 100.000 Tauchern/Taucherinnen an. Ladd et al. [41] haben innerhalb des Abacus Projekts über eine Umfrage unter Flaschenfüllstationen in British Columbia, Kanada, abgeschätzt, wie viele Tauchflaschen in der Region in einem Zeitraum von 14 Monaten (Oktober 1999 bis November 2000) gefüllt wurden und haben ermittelt, zu wie vielen tödlichen Tauchunfällen es im selben Zeitraum gekommen ist. Daraus haben sie eine Todesrate von 2,05 pro 100.000 Tauchgängen errechnet.

Fraglich ist, was die Ursachen dafür sind, dass Personen beim Tauchen ums Leben kommen. Denoble et al. [14] bzw. [15] kommen zu dem Ergebnis, dass im Zeitraum 1992–2003 für die von DAN America registrierten Todesfälle als direkte Todesursache mit 70 % das Ertrinken an erster Stelle steht, gefolgt von einer arteriellen Gasembolie (AGE) und kardiale Ursachen mit 14 % bzw. 13 %. 1 % der Todesfälle haben dabei eine DCS (s. Kapitel 1.1) als direkte Todesursache. Bei den Todesfällen, die im selben Zeitraum von DAN Europa registriert wurden, lag ebenfalls das Ertrinken mit 70 % auf Platz eins, gefolgt von kardialen Ursachen mit 13 %. Hier lag die AGE mit 12 % an dritter Stelle, während es keinen Todesfall gab, bei dem eine DCS als direkte Todesursache ermittelt werden konnte. Die Gründe, die zur eigentlichen Todesursache geführt haben, werden als „disabling injuries“ bezeichnet. Unter den „disabling injuries“ steht Asphyxie an erster Stelle, gefolgt von einer AGE und kardiale Ursachen. Eine DCS

<sup>6</sup>Homepage: <http://www.diversalertnetwork.org/> (abgerufen am 22.02.2015)

<sup>7</sup>Homepage: <https://www.bsac.com/> (abgerufen am 22.02.2015)

wurde in 3 % der Todesfälle als „disabling injury“ festgestellt.

Auch Lippmann [45] hat die direkten Todesursachen und „disabling injuries“ von 351 Tauchunfällen, die sich im Zeitraum 1972–2005 in Australien ereignet haben untersucht. Er kam dabei auf folgende Rangliste der Todesursachen: Auf Platz eins steht das Ertrinken mit 50 %, gefolgt von einer cerebralen arteriellen Gasembolie (CAGE) bzw. einem pulmonalen Barotrauma (PBT) mit 19 %. An dritter Stelle stehen kardiale Ursachen mit 14 %. Die DCS steht mit 1 % an fünfter Stelle. Als „disabling injury“ wurde hier in 44 % Asphyxie ausgemacht, danach folgte mit 22 % CAGE/PBT und mit 16 % kardiale Ursachen. Eine DCS wurde in 1 % der Fälle als „disabling injury“ festgestellt.

## 1.1 Dekompression

Beim Tauchen steigt beim Abtauchen der Umgebungsdruck mit zunehmender Tiefe um etwa 1 bar pro 10 m Wassertiefe. Im Vergleich zum Luftdruck an Land auf Meereshöhe bedeutet dies etwa eine Druckverdopplung auf den ersten zehn Metern. Man spricht davon, dass sich ein/e Taucher/in beim Abtauchen in der sogenannten Kompressionsphase des Tauchgangs befindet. Beim Auftauchen kehrt sich dieser Effekt um. Der Umgebungsdruck fällt wieder und es kommt zur sogenannten Dekompression. Geschieht diese Dekompression zu rasch, kann es zu einem Dekompressionsunfall bzw. zur sogenannten Dekompressionskrankheit kommen. Grundsätzlich werden alle Symptome und Krankheitsbilder, die durch einen zu schnellen Abfall des Umgebungsdrucks verursacht werden, als Dekompressionskrankheit bzw. im Englischen als „decompression sickness“ (DCS) bezeichnet. Das bedeutet, dass es das Risiko einer Dekompressionskrankheit nicht nur beim Tauchen, sondern auch in der Fliegerei und der Raumfahrt gibt.

Aus der englischsprachigen Literatur zum Thema Tauchen stammt außerdem der Begriff „decompression illness“ (DCI), der auch im Deutschen weit verbreitet ist. Unter diesem Begriff werden sowohl die DCS als auch die AGE zusammengefasst. Dies hängt damit zusammen, dass es in beiden Fällen zu ähnlichen Symptomen kommen kann und in beiden Fällen dieselbe Therapie indiziert ist. In beiden Fällen kommt es zu Gasblasen im Blut, wobei diese im Falle einer DCS hauptsächlich Inertgas (in den meisten Fällen Stickstoff) enthalten, im Falle einer AGE aber Atemluft. Eine AGE kann beim Tauchen zum Beispiel auftreten, wenn während der Dekompression Alveolen nicht richtig belüftet sind und es zu einer Überdehnung und einem Platzen der Alveolen kommt. Dadurch kann Atemluft aus der Lunge ins Blut gelangen. DCS und AGE können also beide während der Dekompressionsphase des Tauchgangs auftreten und obwohl die Mechanismen ihrer Entstehung unterschiedliche sind, können beide ähnliche Auswirkungen haben.

Die Dekompressionskrankheit wird traditionell in zwei Typen eingeteilt. Ist Schmerz das einzige Symptom spricht man von einer DCS Typ I. Die Schmerzen können dabei an verschiedenen Stellen im Körper auftreten, vor allem aber in den Gelenken und Extremitäten. Zudem kann es zu Juckreiz oder Hautrötungen bzw. Schwellungen kommen. Von einer DCS Typ II spricht man, wenn das Nervensystem betroffen ist. Dabei gehen etwa 30% der Störungen vom Typ II gleichzeitig mit Erscheinungen vom Typ I einher [84]. Die DCS Typ II ist somit als die deutlich schwerwiegender Erkrankung anzusehen. Es kann dabei zu einer Vielzahl von Symptomen kommen wie beispielsweise zu Störung des Zentralnervensystems, Wahrnehmungsstörungen, Lähmungserscheinungen und anderen Symptomen. Im schlechtesten Fall führt eine DCS vom Typ II zum Tod.

Aufgrund verschiedener Kritikpunkte an diesem System der Einteilung von Dekompressionskrankheiten wurde in den letzten Jahren ein weiteres System entwickelt. Es ist eine deskriptive Klassifikation, in die verschiedene Punkte bei der Beurteilung der DCS einfließen. Diese sind unter anderem die zeitliche Dynamik, der Moment des Auftretens der ersten Symptome in Relation zum Moment des Auftauchen und welche Organe betroffen sind [39].

### 1.1.1 Historischer Überblick

Robert Boyle war 1667 der erste, der eine DCS beschrieb. Allerdings nicht am Menschen, sondern an einer Schlange, die er in einer Vakuumkammer dekomprimierte. Knapp 200 Jahre später 1841 berichtete der französische Ingenieur Triger dann von der ersten DCS am Menschen [61]. Zu dieser Zeit waren es aber noch nicht Taucher/innen, die von der Dekompressionskrankheit betroffen waren, sondern Arbeiter, die in sogenannten Caissons - einer Art Senkkasten - unter Überdruck z. B. in Minen oder unter Wasser im Trockenen an Brückenfundamenten arbeiteten und dann bei der Rückkehr an die Oberfläche verunfallten. Daher stammt auch der Begriff Caisson-Krankheit.

1878 fand Paul Bert dann heraus, dass für das Entstehen der Dekompressionskrankheit Stickstoff ( $N_2$ ) verantwortlich ist [61]. Stickstoff spielt im menschlichen Körper erst mal keine Rolle und wird daher als Inertgas bezeichnet. Nach dem Henry'schen Gesetz löst er sich aber in Flüssigkeiten und damit auch in Körpergeweben. Dieser Vorgang ist hauptsächlich vom Partialdruck des Stickstoffs ( $p_{N_2}$ ) über der Flüssigkeit abhängig. Ändert sich der  $p_{N_2}$  über längere Zeit nicht, kommt es zu einem Gleichgewichtszustand zwischen dem Stickstoff über der Flüssigkeit und dem in der Flüssigkeit gelösten Stickstoff. Ändert sich der Stickstoffpartialdruck über der Flüssigkeit nun, kommt es zu einem Druckgefälle/Druckgradienten zwischen diesem Partialdruck und dem in der Flüssigkeit gelösten Stickstoff. Dadurch kommt es zu einer Diffusion von Stickstoff in Richtung des Druckgefälles. D. h. ist der Stickstoffpartialdruck über der Flüssigkeit höher als in

der Flüssigkeit, diffundiert Stickstoff in die Flüssigkeit und wird in dieser physikalisch gelöst. Im umgekehrten Fall tritt der Stickstoff aus der Lösung und diffundiert in die Umgebung. In diesem Fall spricht man von einer Übersättigung der Flüssigkeit bzw. des Gewebes. Beim Abtauchen steigt der Umgebungsdruck und damit nach dem Gesetz von Dalton, das besagt, dass der Gesamtdruck die Summe der einzelnen Partialdrücke der beteiligten Gase ist, auch der Stickstoffpartialdruck. Somit kommt es während des Tauchens dazu, dass sich ein Überschuss an  $N_2$  im Körper ansammelt, der an der Oberfläche nicht vorhanden wäre und beim Dekomprimieren wieder abgeben werden muss.

Bert erkannte, dass dieser überschüssige Stickstoff beim Auftauchen Blasen bilden und dadurch die DCS verursachen kann. Er empfahl daher die Caisson-Arbeiter langsam wieder an die Oberfläche zurück zu holen und beim Auftreten von Symptomen eine Rekompensation und die Gabe von Sauerstoff.

Unter der Leitung von John Scott Haldane wurde Anfang des 20. Jahrhunderts daran geforscht, wie sich das Auftreten der Dekompressionskrankheit vermeiden lässt. Boycott et al. veröffentlichten 1908 in [7] die ersten Dekompressionstabellen. Dabei gingen die Autoren davon aus, dass die Aufnahme und Abgabe von Inertgas in den Körpergeweben jeweils mit einer Exponentialfunktion beschrieben werden können. Dies passiert in verschiedenen Geweben im Körper unterschiedlich schnell. Sie unternahm eine Reihe von Versuchen unter anderem mit Ziegen und folgerten aus den Ergebnissen dieser Versuche, dass sich der Körper aus 5 verschiedenen theoretischen Geweben mit unterschiedlichen Halbwertszeiten für die Inertgasaufnahme bzw. -abgabe modellieren lässt. Dabei beschreiben die Halbwertszeiten die Geschwindigkeit mit der jedes einzelne Gewebe Stickstoff aufnimmt bzw. abgibt. Außerdem kamen sie zu dem Schluss, dass die Inertgasspannung in keinem dieser Gewebe das zweifache des Umgebungsdrucks überschreiten darf, wenn man eine Dekompressionskrankheit vermeiden möchte. Aus diesen Erkenntnissen entwickelten sie ihre Dekompressionstabellen. Haldane gilt bis heute als der Vater der modernen Dekompressionsforschung.

Bis in die 1960er Jahre blieb Haldanes Dekompressionsmodell mehr oder weniger unverändert. Veränderungen, die es gab, bezogen sich hauptsächlich auf die Anzahl der Gewebe und deren Halbwertszeiten bzw. auf das maximal erlaubte Verhältnis der Gasspannung im Gewebe und den Umgebungsdruck. In den 1960ern überarbeitete Robert Workman Haldanes Modell und kam zu dem Schluss, dass verschiedene Gewebe unterschiedliche Inertgasübersättigungen in unterschiedlichen Tiefen tolerieren können. Er führte die sogenannten M-Values ein, die diese tolerierbaren Übersättigungen mathematisch beschreiben [61].

Albert Bühlmann, der selber kein Taucher war, begann seine Dekompressionsforschung 1959 in Zürich in der Schweiz. Da er sich unter anderem für das Bergseetauchen in-

teressierte, basierte das von ihm entwickelte Dekompressionsmodell auf dem absoluten Umgebungsdruck und nicht wie das von Workman auf dem Tiefendruck. Das von Bühlmann entwickelte Modell mit dem Namen ZH-L16<sup>8</sup> beinhaltet insgesamt 16 Gewebe. Eine lineare Gleichung beschreibt, wie bei Workman, die maximale Übersättigung mit Inertgas, die abhängig vom Umgebungsdruck (und damit der Tiefe) nicht überschritten werden darf. Zwei Parameter charakterisieren diese lineare Gleichung für jedes der 16 Gewebe. Bühlmanns Modell wurde schließlich zur Grundlage für die von Max Hahn entwickelte Austausch-tabelle, die unter anderem vom VDST noch immer verwendet wird [61]. Die aktuelle Version ist die „Deco 2000“ aus dem Jahr 2000.

Generell kann man in Dekompressionstabellen nachsehen, wie lange man auf welcher Tiefe bleiben kann, ohne dass bei einem direkten Aufstieg an die Oberfläche die erlaubte Übersättigung überschritten wird. Diese Zeit wird als Nullzeit bezeichnet. Tauchgänge, die innerhalb dieser Tiefe-/Zeit-Grenzen stattfinden werden als sogenannte Nullzeit- oder „no-deco“-Tauchgänge bezeichnet. Der Begriff „no-deco“ ist etwas irreführend, da natürlich auch bei solchen Tauchgängen eine Dekompression stattfindet. Gemeint ist aber, dass man auf dem Weg an die Oberfläche keine zusätzlichen Dekompressionsstopps einlegen muss, um dem Körper Zeit zu geben überschüssiges Inertgas abzuatmen und eine kritische Übersättigung zu vermeiden. Auch diese Dekompressionsstopps können in Dekompressionstabellen abgelesen werden. Heutzutage werden von vielen Tauchern statt Tabellen Tauchcomputer verwendet. Diese messen kontinuierlich den aktuellen Umgebungsdruck und je nach implementiertem Dekompressionsmodell wird die verbleibende Nullzeit berechnet bzw. dem/der Taucher/in angezeigt, auf welcher Tiefe er/sie Dekompressionsstopps einlegen sollte.

Lange Zeit glaubte man, dass Inertgasblasen die einzige Ursache für das Auftreten einer DCS sind und das jedes Vorhandensein einer solchen Blase mit einer DCS einhergehe. In der zweiten Hälfte des 20. Jahrhunderts führte die Einführung von Doppler-Ultraschall-Untersuchungen und Echokardiographie in der Dekompressionsforschung zu der Erkenntnis, dass Blasen im Körper von vielen Tauchern und Taucherinnen auch nach symptomfreien Tauchgängen vorhanden sind. Eine ausführliche Erklärung zu diesen Untersuchungsmethoden findet sich z. B. in [56]. Laut Papadopoulou et al. [57] haben sich verschiedene Skalen zur Beurteilung der detektierten Blasen etabliert. Das wären die Spencer und die Kisman-Masurel (KM) Skala für die Doppler-Methode und die Eftedal-Brubakk (EB) Skala für die Echokardiographie. Kisman und Masurel versuchten ihre Skala der Spencer Skala so ähnlich wie möglich zu machen, haben aber eine feinere Unterteilung vorgesehen. Die Spencer Skala kann daher als eine Untergruppe der KM-Skala angesehen werden [56]. Die KM-Skala besteht im Wesentlichen aus den Graden 0–IV, wobei gilt, dass je höher der Grad, desto mehr Blasen sind vorhanden.

---

<sup>8</sup>ZH steht dabei für Zürich, das L für Limits und die 16 für die 16 Gewebe.

Eine Reihe von Studien und Artikeln, die den Zusammenhang zwischen detektierten Blasen und einer Dekompressionskrankheit untersuchten, wurde veröffentlicht. Sawatzky untersuchte in seiner Masterarbeit [63] von 1991 3.234 Tauchgänge bei denen es in 73 Fällen zu einer DCS gekommen war. Er stellte fest, dass, wenn die Anzahl der Blasen bei einer Doppler-Messung mit dem Grad III beurteilt wurde, die Wahrscheinlichkeit einer DCS bei 5 % lag. Für den Fall einer Beurteilung mit dem Grad IV bei 10 %. Hingegen war die DCS-Wahrscheinlichkeit bei Graden unter III verhältnismäßig gering. In 55 % der Tauchgänge hatten die Taucher/innen im Nachhinein detektierbare Blasen. In keinem Fall kam es zu einer DCS, wenn überhaupt keine Blase detektiert wurde. Daraus lässt sich schließen, dass man nur anhand des Blasen Scores nicht zuverlässig bestimmen kann, welche/r Taucher/in eine DCS entwickelt. Der Blasen Score lässt sich aber als Einstufung für das DCS-Risiko eines Tauchganges verwenden. Nach Eftedal [22] und Eftedal et al. [23] stellt die Masterarbeit von Sawatzky immer noch die ausführlichste Studie zu diesem Thema dar. Es hat sich also die Einsicht durchgesetzt, dass Blasen zwar „notwendig“ sind für das Entstehen einer DCS, aber ihre Anwesenheit nicht zwingend zu einer solchen führt. Levett und Millar schreiben dazu: *„However, it should be emphasised that the presence of bubbles is not always associated with overt clinical symptoms and many, if not most, dives result in “silent” bubbles.“*[43] Baker schrieb bereits 10 Jahre früher: *„Overall, the dissolved gas model has worked well for divers and the knowledge base has continued to grow. For example, it was originally presumed that all inert gas had to remain dissolved in solution and that any bubbles were indicative of DCS. However, we now know that silent bubbles are present even during symptom-free dives. Thus, the reality is that there is a combination of two conditions during a dive - most of the inert gas presumably in solution and some of the inert gas out of solution as bubbles. An M-value, therefore, represents not only a tolerable overpressure gradient, but a tolerable amount of bubbles as well.“*[4]

Mit „dissolved gas model“ sind all solche Dekompressionsmodelle gemeint, die lediglich das in den Geweben gelöste Inertgas berücksichtigen. Also alle Modelle, die auf die Arbeit von Haldane zurückgehen, das heißt alle weiter oben erwähnten Modelle. Diese zielen darauf ab zu verhindern, dass es zu einem zu raschen Druckabfall während der Dekompression kommt und so Gas zu schnell aus der Lösung tritt. Die Erkenntnis, dass es aber eben auch „silent bubbles“ gibt, hat dazu geführt, dass weitere Dekompressionsmodelle entwickelt wurden. Da wären z. B. das unter der Leitung von Dr. David E. Yount von der als Tiny Bubble Group bekannt gewordenen Gruppe in den 1980ern entwickelte Varying Permeability Model (VPM) oder das von Bruce Wienke entwickelte Reduced Gradient Bubble Model (RGBM) [61]. Die Tiny Bubble Group ging davon aus, dass es im Körper immer sogenannte „gas seeds“ gibt, die während der Dekompression zu Blasen heranwachsen könne. Es beinhaltet das von Hennessey und Hempleman vorgestellte Critical Volume Model, bei dem davon ausgegangen wird, dass



es ein kritisches Volumen für die Gesamtheit der Blasen gibt, ab welchem es zu einer DCS kommen kann. VPM versucht das Volumen aller entstandenen Blasen unterhalb dieses kritischen Volumens zu halten [61]. RGBM ist ein proprietäres Modell, dessen genaue Parameter und Implementierung nicht öffentlich zugänglich sind [61]. Allgemein werden Modelle, die auch Gas, welches nicht mehr in Lösung aber noch im Körper ist, berücksichtigen, als Dual Phase oder Blasenmodelle bezeichnet.

Laut Doolette sind Dekompressionsmodelle, die als Grundlage das Dekompressionsmodell von Haldane haben, aber immer noch die am weit verbreitesten und das trotz der potenziellen Vorteile von Blasenmodellen und einiger Defizite von Haldanes ursprünglichem Modell [18]. Zu erwähnen ist an dieser Stelle, dass es Modelle gibt, die das Modell von Bühlmann und damit das von Haldane als Grundlage haben und um sogenannte „gradient factors“ erweitert wurden. Dies wird gemacht, um die Austauschprofile, die diese Modelle generieren, den Blasenmodellen anzunähern.

### 1.1.2 Risiko einer Dekompressionskrankheit

Wie hoch ist das Risiko beim Tauchen eine Dekompressionserkrankung zu bekommen bzw. einen sogenannten Dekompressionsunfall zu erleiden? Will man diese Frage beantworten, stößt man auf das selbe Problem wie bei der Beantwortung der Frage nach der Todesrate beim Tauchen (s. Kapitel 1). Dennoch gibt es auch hier einige Studien, die sich mit genau dieser Fragestellung beschäftigt haben. Einige davon sollen nachfolgend beispielhaft erwähnt werden.

Carter et al. schreiben zu dieser Fragestellung: „*Very few collections of robust epidemiological data of the rates and patterns of DCS are available in the scientific literature.*“ [9] In dieser Studie [9] haben die Autoren alle Tauchgänge des Australian Institute of Marine Science, die zwischen Oktober 1996 und Dezember 2001 stattgefunden haben, analysiert. Es waren insgesamt 14.944 Tauchgänge, die alle nach den no-deco Grenzen des Canadian Defence and Civil Institute of Environmental Medicine (DCIEM) durchgeführt wurden. Dabei durfte kein Tauchgang tiefer als 30m sein. Es kam dabei zu keinem einzigen DCS-Fall.

1978 haben Hunter Jr. et al. 6.600 Tauchgänge von US Navy Tauchern analysiert, die im Zeitraum von 1971 bis 1975 absolviert wurden [37]. Dabei kam es insgesamt zu einer DCS-Rate von 9,5 Fällen pro 1.000 Tauchgängen, wobei alle Fälle bei Tauchgängen auftraten, die, was Tiefe und Zeit angeht, entweder sicher innerhalb der Limits der verwendeten Dekompressionstabellen lagen oder nahe an der Grenze, aber immer noch innerhalb. 88 der 6.600 untersuchten Tauchgänge überschritten die Grenzen der verwendeten Dekompressionstabellen. Bei keinem dieser 88 Tauchgänge kam es zu keiner DCS. Bei diesen Tauchgängen wurde nie die Tabellentauchtiefe überschritten, die

maximale Tauchzeit lag aber im Schnitt 5,08 Minuten über der Maximalzeit der Tabelle. Es wird erwähnt, dass man sich nicht sicher ist, ob es sich dabei um eine neue Erkenntnis handelt oder es zu Fehlern bei der Erfassung der Tauchgänge gekommen sein könnte. Zudem war die Zahl der Dekompressionsunfälle bei Tauchgängen, die in einer Tiefe von mehr als 150 ft im Salzwasser (fsw) (45,7 msw) durchgeführt wurden, zehn mal höher als bei flacheren Tauchgängen.

Laut einer etwas aktuelleren Studie von Flynn et al. wurden zwischen 1990 und 1994 163.400 Nullzeittauchgänge von US Navy und Marine Corps Tauchern absolviert (Tiefe zwischen 21 und 55 fsw. bzw. 6,4 bis 16,8 msw) [27]. Dabei kam es zu 48 Unfällen, die als DCS eingestuft wurden, was einer DCS-Rate von 0,29 Fällen pro 1.000 Tauchgängen entspricht. Die Mehrzahl dieser Unfälle wurde als DCS Typ II eingestuft. Es wurde festgestellt, dass sich das DCS-Risiko mit steigender Grundzeit<sup>9</sup> erhöht. Getaucht wurde in allen untersuchten Tauchgängen nach den US Navy No-Decompression Limits (USN57) mit Luft. Die Datenbank an Tauchgängen, die untersucht wurde, beinhaltete noch mehr Tauchgänge, die aber aus der Liste gestrichen wurden, weil sie z. B. die no-deco Limits überschritten, oder keine reinen Lufttauchgänge waren. Außerdem wird erwähnt, dass es ab und an schwierig war aus den Unfallberichten genau zu schließen, ob es nun ein Unfall war, der mit Dekompression zu tun hatte oder nicht.

Von Luby wird für SCUBA<sup>10</sup>-Tauchgänge im Zeitraum von 1993 bis 1995 eine DCS-Rate von 1,03 Fällen pro 1.000 Tauchgängen für Tauchgänge im Tiefenbereich von 100–165 fsw (30,5–50,3 msw) angegeben [47]. Bei den untersuchten Tauchgängen handelt es sich um Tauchgänge, die von Berufstauchern, die im arabischen Golf arbeiteten, absolviert wurden. Es wird in der Studie darauf hingewiesen, dass es schwierig ist von dieser Studie auf andere maritime Umgebungen zu schließen, da die Bedingungen im arabischen Golf mit relativ ruhigem, warmen Wasser und guten Sichtweiten verhältnismäßig gut sind.

Im bereits erwähnten Abacus Projekts [41] wird eine DCS-Rate von 0,0957 Fällen pro 1.000 Tauchgängen errechnet.

Gilliam hat die Aufzeichnungen eines Tauchschiffes in der Karibik ausgewertet [30]. Zwischen März 1989 und März 1990 wurden dabei 77.680 Tauchgänge registriert, wobei es in sieben Fällen zu einer DCS kam, die in einer Druckkammer behandelt werden musste. Das ergibt eine Rate von 0,09 Fällen pro 1.000 Tauchgängen. Dabei blieben fünf der sieben Taucher mit DCS innerhalb den Grenzen, die die von ihnen verwendeten

---

<sup>9</sup>Als Grundzeit wird beim Tauchen die Zeit vom Verlassen der Wasseroberfläche bis zum Beginn des Aufstiegs bezeichnet.

<sup>10</sup>SCUBA steht für Self-Contained Underwater Breathing Apparatus und bezeichnet jegliche Tauchgeräte, die den/die Taucher/in unabhängig von einer Oberflächenversorgung machen.

Tabellen lieferten. Das heißt fünf der sieben Fälle waren sogenannte „undeserved hits“<sup>11</sup>. Lippmann gibt an, dass im Zeitraum 1995–2007 insgesamt 3.558 Taucher wegen einer DCI in australischen Druckkammern behandelt wurden [46]. Er erwähnt zwar, dass die Anzahl der behandelten DCI-Fälle in diesem Zeitraum rückläufig gewesen sei, aber es z. B. im Jahr 2007 immer noch zu mehr als 100 Fällen gekommen ist. Für die Jahre 2002–2006 wird der Durchschnitt der DCI-Fälle mit 188 pro Jahr und eine DCI-Rate von 10,74 pro 100.000 Tauchgängen bzw. 67 pro 100.000 Tauchern angegeben. Der Rückgang der DCI-Fälle wird zum einen mit einem allgemeinen Rückgang der Tauchaktivität in den letzten Jahren in Australien begründet, zum anderen wird argumentiert, dass die Ausbildung der Taucher und deren Ausrüstung besser wird und dass es Fortschritte bei der Dekompressionsstrategie gibt.

Nakayama et al. haben Taucher in Japan über ihre Tauchgänge und die damit verbundenen DCS-Fälle interviewed [55]. Die Interviews fanden im Zeitraum von Juni 1996 bis Oktober 2001 statt. Ausgewertet wurden die Interviews von 2.975 Tauchern, die innerhalb dieser Zeit zwei mal interviewt wurden. Sie brachten es zusammen auf 1.140.653 Tauchgänge, bei denen es in 60 Fällen zu einer DCS kam. Das bedeutet eine DCS-Rate von 0,05 Fälle pro 1.000 Tauchgängen. In der Diskussion dieser Studie wird erwähnt, dass 25 % der DCS-Fälle, die von DAN Japan erfasst wurden, damit zusammenhängen, dass die Taucher nach dem Tauchen Höhen von mehr als 400 m aufsuchten (z.B. beim Überfahren eines Bergpasses auf dem Weg nach Hause).

Von Dardeau und McDonald werden unter anderem die DCI-Fälle, die sich in den Jahren 1998 bis 2005 unter den Mitgliedern der American Academy of Underwater Science (AAUS) ereignet haben, zusammengefasst [12]. Es wurden insgesamt 35 DCI-Fälle bei 766.090 Tauchgängen registriert. Dies ergibt eine DCI-Rate von 0,046 Fällen pro 1.000 Tauchgängen.

Sayer und Barrington haben 15.711 Tauchgänge analysiert, die in der Zeit von Januar 1970 bis Dezember 2004 während Tauchgängen des Dunstaffnage Marine Laboratory durchgeführt wurden [64]. Dabei handelt es sich um wissenschaftliches Tauchen und es wurden alle Tauchgänge dieses Labors aufgezeichnet. Es kam zu keinem Todesfall und nur einem Fall einer DCI. Daraus resultiert eine DCI-Rate von 0.06 Fällen pro 1.000 Tauchgängen.

Davis und Walker haben die DCI-Rate unter Mitgliedern der South Pacific Underwater Medicine Society (SPUMS) über einen Zeitraum von 16 Jahren bei Tauchgängen, die im Zuge des jährlichen Meetings der Society durchgeführt wurden, analysiert und kamen dabei auf eine DCI-Rate von 0,29–0,33 Fällen pro 1.000 Tauchgängen [13].

---

<sup>11</sup>Von einem „undeserved hit“ spricht man, wenn ein/e Taucher/in eine DCS bekommt, obwohl sich der Tauchgang innerhalb der Grenzen des verwendeten Dekompressionsmodells stattgefunden hat und er/sie auch sonst keine Sicherheitsregeln verletzt hat.

DAN hat im Zuge seines „Project Dive Exploration“ im Zeitraum von 1995-2006 Informationen zu über 137.000 Tauchgängen von über 11.000 Taucher gesammelt und ausgewertet. Dabei kam für den gesamten Zeitraum eine DCI-Rate von 3,1 Fällen pro 10.000 Tauchgängen heraus [59] bzw. 2,0 Fälle pro 10.000 Tauchgängen für das Jahr 2006 [60].

### 1.1.3 Forderung nach physiologischen Messungen

Die Tatsache, dass es nach über 100 Jahren Dekompressionsforschung immer noch zu Dekompressionskrankheiten kommt, spricht dafür, dass noch immer nicht genau verstanden ist, was bei der Dekompression eigentlich alles im Körper passiert. Natürlich sind einige Dekompressionsunfälle auf das Missachten von allgemein anerkannten Sicherheitsrichtlinien zurückzuführen oder werden durch technisches Versagen verursacht. Außerdem wird, vor allem im Bereich des kommerziellen Tauchens, ein gewisses DCS-Risiko in Kauf genommen, um ein angemessenes Maß an eigentlicher Zeit unter Wasser und der Dekompressionzeit zu erreichen. Nichts desto trotz zeigen aber vor allem die sogenannten „undeserved hits“, dass es noch ein großes Potenzial gibt, wenn es darum geht, die genauen Mechanismen der Dekompressionskrankheit zu erforschen. Aus diesem Grund gibt es immer noch ein breites Feld an Forschung auf diesem Gebiet. Dabei geht es zum einen darum, wo genau sich die Blasen im Körper bilden und was die physiologischen Abläufe dabei sind. Papadopoulou et al. haben die momentanen Fortschritte dieser Forschungsrichtung in einem Review zusammengefasst [57]. Zum anderen versucht man zu verstehen, welche Prozesse durch Inertgasblasen im Körper in Gang gesetzt werden, die dann zu einer Dekompressionskrankheit führen. Dabei werden Mikropartikel, die sich im Blut nachweisen lassen, erforscht, Entzündungsprozesse und sogar genetische Faktoren untersucht.

Tikuisis und Gerth schreiben in [78], dass es ein großer Fortschritt wäre, die Unsicherheiten über die biochemische und physiologische Verbindung zwischen Inertgasblasen und der Dekompressionskrankheit auszuräumen. Sie erklären es zur größten Herausforderung der Dekompressionsforschung, ein Modell zu entwickeln, das alle relevanten Faktoren berücksichtigt und sich auf alle hypo- und hyperbaren Bedingungen anwenden ließe.

Bekannt ist, dass es zu einer Reihe physiologischer Anpassungen beim Tauchen kommt. In diesem Zusammenhang fällt häufig der Begriff Tauchreflex. Laut Dujic et al. gehören zu diesen Anpassungen unter anderem ein verlangsamter Herzschlag, Vasokonstriktion verschiedener Gefäße, ein erhöhter Blutdruck und ein verändertes Herzzeitvolumen [21]. Almeling et al. schreiben, dass es zwar eine Vielzahl von Studien gibt, in denen es um den Tauchreflex und der damit in Zusammenhang gebrachten Veränderung der Herzfrequenz geht, es aber selten wissenschaftliche Aussagen über andere Kreislauf-

und Stoffwechselfparameter beim Tauchen gibt [1]. Sieber und Renner [73] bzw. Sieber et al. [74] führen dies darauf zurück, dass es einen Mangel an Möglichkeiten gibt, physiologische Parameter direkt an Tauchern/Taucherinnen unter Wasser zu messen. Außerdem schreiben sie, dass dieser Mangel dazu führt, dass physiologische Modelle von Tauchern hauptsächlich aus Messungen während simulierter Tauchgänge in Druckkammern hergeleitet werden. Dies sei aus wissenschaftlicher Sicht aber fragwürdig.

Dujic schrieb 2009: „*We believe that diving research should be performed, whenever possible, under open water conditions in order to include the additional stressors such as immersion, exercise, cold, weight of the breathing apparatus, hemoconcentration and psychological factors, which are usually present during routine diving activities.*“[20] Und in einem Artikel von Angelini aus dem Jahr 2001 findet sich der Satz: „*Indeed, considering the complexity of human physiology and the banality of asymptotic compartment ongasing and offgasing, it is both desirable and optimal to incorporate more physiological parameters into present day decompression models than the three English gentlemen did in 1908.*“[2] Wobei er sich auf Boycott, Damant und Haldane [7] bezog.

In der Dekompressionsforschung wäre demnach eine genauere Untersuchung der Physiologie von Tauchern und Taucherinnen wünschenswert. Das Messen verschiedener physiologischer Parameter wäre aufgrund dessen ein großer Schritt in Richtung eines besseren Verständnisses der Vorgänge, die im menschlichen Körper beim Tauchen stattfinden.

## 1.2 Rebreather

Die meisten Taucher/innen verwenden bei ihren Tauchgängen Tauchgeräte, die als „offene Systeme“ bezeichnete werden. Dabei kommt das benötigte Atemgasgemisch aus einem Druckgasbehälter, der meist auf dem Rücken getragen wird. Von einem Atemregler wird das unter Überdruck stehende Atemgasgemisch in zwei Stufen auf den momentanen Umgebungsdruck herunter geregelt. Der/die Taucher/in atmet über ein Mundstück dieses Gasgemisch ein. Bei der Expiration wird die Ausatemluft in die Umgebung (also das Wasser) abgegeben. Da bei jedem einzelnen Atemzug aber nur ein Bruchteil des eingeatmete Sauerstoffs im Körper metabolisiert wird, enthält die Ausatemluft immer noch einen nicht unerheblichen Anteil Sauerstoff, der im Falle eines offenen Systems verloren geht. Betrachtet man die „Gas-Effizienz“ eines solchen Systems, stellt man fest, dass diese mit zunehmender Tiefe abnimmt. Dies liegt daran, dass bei gleicher körperlicher Belastung in der Tiefe nur genau so viel Sauerstoffmoleküle vom Körper metabolisiert werden wie an der Oberfläche, aber auf Grund des erhöhten Drucks und der damit höheren Dichte des Atemgasgemisches, mehr Sauerstoffmoleküle eingeatmet werden. Das heißt, dass je tiefer man taucht, desto geringer ist der Anteil

des metabolisierten Sauerstoffes vom eingeatmeten Sauerstoff.

Bei einem Rebreather funktioniert dies anders. Die Ausatemluft wird hier nicht einfach in die Umgebung abgegeben, sondern in eine sogenannte Gegenlunge geleitet und „rebreathed“ (rückgeatmet). Bestünde die Gegenlunge nur aus einem Atembeutel und würde man die Ausatemluft einfach so immer wieder rückatmen, entstünde erstens das Problem, dass diese Luft mit der Zeit hypoxisch wird. Dadurch kann der/die Taucher/in bewusstlos werden oder sogar sterben. Zweitens würde der Kohlenstoffdioxidanteil mit der Zeit steigen und es käme unweigerlich zu einer Hyperkapnie. In leichten Fällen führt dies zu Kopfschmerzen und Kurzatmigkeit. Mit zunehmender respiratorischer Azidose kommt es zu Desorientierung, die kognitiven Fähigkeiten nehmen ab und es kommt schließlich zur Bewusstlosigkeit [52].

Um die Probleme der Hyperkapnie und der Hypoxie zu vermeiden, wird bei einem Rebreather nicht einfach nur in einer Art Pendelatmung in die Gegenlunge aus- und von dort wieder eingeatmet. Viel mehr geschieht die Atmung in einem Kreislauf. Dabei wird durch spezielle Ventile im Mundstück verhindert, dass sich die Ausatemluft mit der Einatemluft vermischt. Die Ausatemluft wird über einen Ausatemschlauch zu einem sogenannten Scubber geführt. Dies ist ein CO<sub>2</sub>-Filter, der das Kohlenstoffdioxid chemisch bindet, wobei Wasser und Wärme entstehen. Vom Scubber gelangt die Luft, die im Idealfall nun kein CO<sub>2</sub> mehr enthält, in die Gegenlunge, wo der durch den/die Taucher/in verbrauchte Sauerstoff ersetzt wird. Der/die Taucher/in atmet über einen Einatemschlauch das so „recycelte“ Gasgemisch wieder ein. Bei einigen Rebreathern besteht die Gegenlunge aus zwei Teilen, wobei ein Teil im Atemkreis vor und der andere Teil hinter dem Scubber sitzt. Da bei einem Rebreather sozusagen im Kreis geatmet wird, werden Rebreather auch als Kreislauf-Tauchgeräte bezeichnet.

Es gibt eine Reihe unterschiedlicher Arten von Rebreathern. Da wären zum einen reine Sauerstoffkreislaufgeräte. Hier wird das durch den verbrauchten Sauerstoff fehlende Volumen in der Gegenlunge mit reinem Sauerstoff aus einem Druckgasbehälter ersetzt. Der/die Taucher/in atmet nahezu reinen Sauerstoff. Der Sauerstoffpartialdruck (pO<sub>2</sub>) der Einatemluft ist bei einem solchen Gerät demnach etwa gleich dem Umgebungsdruck (ein gewisser Rest Stickstoff ist in aller Regel immer noch im Kreislauf vorhanden). Dies schränkt die Verwendung solcher Geräte auf eine Maximaltiefe von etwa sechs Meter ein, da es in größerer Tiefe bei entsprechend erhöhtem pO<sub>2</sub> zu einer Sauerstoffvergiftung kommen kann. Neben einem erhöhten pO<sub>2</sub> ist auch die Einwirkdauer ein entscheidender Parameter für das Auftreten einer Sauerstoffvergiftung [85]. Die Obergrenze des Sauerstoffpartialdruck mit dem noch sicher getaucht werden kann, wird in der Tauchliteratur mit 1,4–1,6 bar angegeben [83]. Dies ist unabhängig davon, ob nun mit einem Rebreather oder einem offenen System getaucht wird. Bei einem reinen Sauerstoffkreislaufgerät ist vor dem Tauchgang darauf zu achten, dass die Gegenlunge

keinen Stickstoff mehr enthält. Dies wird durch mehrfaches Fluten der Gegenlunge mit reinem Sauerstoff gewährleistet. Wäre das Volumen des Stickstoffs in der Gegenlunge groß genug, könnte es dazu kommen, dass nicht genug Sauerstoff zugeführt wird und es auch in einem solchen Rebreather zu einer Hypoxie kommt.

Des Weiteren gibt es halb geschlossenen Kreislaufgeräte, sogenannte „semiclosed-circuit rebreathers“ (SCR), und geschlossene Kreislaufgeräte, sogenannte „closed-circuit rebreathers“ (CCR). Während es bei SCRs möglich ist, ohne Sauerstoffsensoren aus zu kommen, wird in einem CCR der Sauerstoffpartialdruck gemessen und versucht durch gezieltes Zuführen von Sauerstoff den  $pO_2$  in einem für den/die Taucher/in günstigen Bereich zu halten. Das Zuführen kann dabei automatisch, durch eine Elektronik gesteuert, oder manuell passieren. Auch wenn in SCRs Sauerstoffsensoren nicht unbedingt nötig sind, wird auch hier in der Regel der Sauerstoffpartialdruck durch Sauerstoffsensoren überwacht. Auf eine genauere Beschreibung der Funktionsweise verschiedener Rebreather soll an dieser Stelle verzichtet werden. Ausführlichere Erklärungen finden sich in verschiedenen Büchern und Artikeln zum Thema Rebreathertauchen, z. B. in [8] oder [51].

### 1.2.1 Risiken des Rebreathertauchens

Wie schon bei Fragestellung nach Unfall- oder Todesraten unter „normalen“ Tauchern/Taucherinnen (s. Kapitel 1), besteht auch bei Rebreathertauchern/-taucherinnen das Problem, dass sich die genau Zahl dieser Taucher/innen bzw. die genau Zahl der Tauchgänge, die mit Rebreathern absolviert werden, nicht bestimmen lässt. Dies gibt auch Fock in der Diskussion in [28] zu bedenken. Er schätzt, dass es im Jahr 2010 14.000 aktive CCR-Taucher gegeben und jeder von ihnen im Durchschnitt 30 CCR-Tauchgänge gemacht hat. Nach 2005 lag die durchschnittliche Zahl der CCR-Unfälle, die tödlich ausgegangen sind, bei 20 pro Jahr. Dies bedeutet, dass die Todesrate bei Rebreathertauchgängen bei etwa 4 pro 100.000 Tauchgängen liegt [28]. Diese Zahl ist im Vergleich zu den nicht-technischen<sup>12</sup> Tauchern/Taucherinnen bis zu zehn mal höher, abhängig davon, mit welcher Studie man sie vergleicht (s. Kapitel 1).

Cumming et al. [11] haben Tauchunfälle, die sich in den Jahren 1998 bis 2009 in Großbritannien ereignet haben, analysiert. Von den 197 erfassten tödlich ausgegangenen Unfällen, konnte bei 140 festgestellt werden, was die kausale Ursache für den Tod war. Bei 15 dieser Todesfälle (10,7 %) wurde der Gebrauch eines Rebreather mit dem Tod in Verbindung gebracht. Insgesamt waren sogar bei 27 der 197 Todesfälle Taucher/innen beteiligt, die mit einem Rebreather getaucht waren. Allerdings war in sieben dieser

---

<sup>12</sup>Es gibt keine eindeutige Definition von sogenanntem „technischen“ Tauchen. An dieser Stelle sollen Rebreathertaucher/innen von solchen, die mit einem offenen System mit Pressluft tauchen, abgegrenzt werden.

Fälle nicht klar, was zum Tod geführt hat und bei fünf weiteren stand die Todesursache nicht im Zusammenhang mit dem Gebrauch des Rebreathers. Stattdessen wurde in diesen Fällen z. B. ein Herzinfarkt als Todesursache ausgemacht. Bei elf der 15 Todesfälle geht man davon aus, dass menschliches Versagen zum Tod geführt hat, bei den übrigen vier technisches Versagen. Die Autoren/Autorinnen von [11] geben an, dass diese überproportional höhere Todesrate unter Rebreathertauchern dafür spricht, dass mit der Verwendung eines Rebreathers ein erhöhtes Risiko einhergeht. Sie schreiben aber, dass dies nicht unbedingt damit zu tun hat, dass Kreislauf-Tauchgeräte per se unsicherer sind, sondern, dass es bei der Verwendung eines Rebreathers viel mehr Möglichkeiten gibt, Fehler zu machen. Auch Shreeves und Richardson [66] geben an, dass bei vielen CCR-Unfällen menschliche Fehler eine Rolle spielen. Sie schlagen dafür zwei Lösungen vor. Zum einen sprechen sie sich für eine entsprechend gute Ausbildung von Rebreathertauchern/-taucherinnen aus, zum anderen dafür, Fehlerquellen durch entsprechendes Design der Rebreather zu eliminieren.

Laut Sieber und Pyle [72] sind die drei Hauptgründe für tödliche Unfälle beim Rebreathertauchen:

1. Der  $pO_2$  im Atemkreis erreicht Werte, die lebensbedrohlich sind (zu hoch oder zu tief).
2. Aufgrund von Problemen mit dem  $CO_2$ -Filter kommt es zu einem Kohlenstoffdioxidanstieg, so dass Werte erreicht werden, die lebensgefährlich sind.
3. Es kommt zu einem Wassereinbruch in den Atemkreis.

### 1.2.2 Rebreather in der Forschung

Rebreather spielen für die Forschung in zweierlei Hinsicht eine interessante Rolle. Geht es um maritime Forschung, in der Tauchexpeditionen in große Tiefen und/oder mit sehr langen Tauchzeiten geplant sind, können Rebreather gegenüber offenen Systemen große Vorteile bieten. In der Dekompressionsforschung erlauben Kreislaufgeräte Studien, die sich mit offenen Systemen nicht durchführen lassen.

Während Tauchgänge bis etwa 40 msw noch relative sicher mit offenen Systemen und Pressluft unternommen werden können, werden für tiefere Tauchgänge bevorzugt andere Gasgemische verwendet. Durch das Senken des Stickstoffanteils des Atemgasgemisches will man das Risiko eines Tiefenrauschs vermeiden. Im Englischen wird der Tiefenrausch treffender als „nitrogen narcosis“ (Stickstoffnarkose) oder noch passender, da auch andere Gase eine narkotisierende Wirkung haben, als „inert gas narcosis“ (Inertgasnarkose) bezeichnet. Eine ausführliche Erklärung zu diesem Thema findet sich in [5]. Da Helium eine deutlich geringere narkotisierende Wirkung als Stickstoff hat, wird



für besonders tiefe Tauchgänge ein Teil des Stickstoffs, der in normaler Umgebungsluft vorhanden ist, durch Helium ersetzt. Außerdem wird für die tiefen Abschnitte der Tauchgänge der Sauerstoffanteil der verwendeten Gasgemische reduziert, um eine Sauerstoffvergiftung zu vermeiden. Dies geht abhängig von der Tiefe so weit, dass der aus dem geringen Sauerstoffanteil resultierende Sauerstoffpartialdruck in geringen Tiefen und an der Oberfläche zu gering ist, um den/die Taucher/in am Leben zu erhalten. Des Weiteren wird für die Dekompression der Sauerstoffanteil in den flachen Phasen des Tauchgangs wieder so weit wie möglich erhöht, um ein schnelleres Abatmen der im Körper gelösten Inertgase zu ermöglichen. Bei Gasgemischen, die aus Sauerstoff, Stickstoff und Helium bestehen, spricht man von TRIMIX. TRIMIX- und Presslufttauchgänge lassen sich prinzipiell auch mit offenen Systemen bewerkstelligen. Wie Sieber und Pyle [72] aber vorrechnen, ist dies mit Rebreathern deutlich gaseffizienter und damit kostengünstiger zu machen.

Zwar lassen auch offene Systeme Rückschlüsse darauf zu, wie hoch die jeweiligen Partialdrücke der eingeatmeten Gase sind, aber hier ist es nicht möglich, den genauen Sauerstoffverbrauch zu bestimmen. Da in einem CCR im Normalfall kein Gas in die Umgebung abgegeben wird, lässt sich bei solch einem Gerät genau bestimmen, wie hoch der  $O_2$ -Verbrauch des/der Tauchers/Taucherin ist. Dafür muss lediglich der Druck in der verwendeten Sauerstoffflasche gemessen werden. Hat man die Druckdifferenz während eines Tauchganges erfasst und ist das Volumen der Flasche bekannt, kann der Sauerstoffverbrauch des/der Tauchers/Taucherin bestimmt werden. Außerdem ist es mit einem Rebreather möglich, den Sauerstoffpartialdruck zu regeln und unabhängig von der Tiefe konstant zu halten. Dies geht bei einem offenen System nicht.

Auch wenn Rebreather gewisse Vorteile bieten, darf man die Risiken, die mit dem Rebreathertauchen verbunden sind, nicht vernachlässigen (s. Kapitel 1.2.1). Sieber und Pyle [72] schreiben dazu, dass die verwendeten Systeme sicher im Gebrauch und mit einem ausreichenden Level an Redundanz ausgestattet sein müssen.

### 1.3 Ziel der Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist es, ein Messsystem auf Prototypenebene zu entwickeln, welches in der Lage ist, verschiedene physiologische Parameter an Tauchern/Taucherinnen während Tauchgängen unter Wasser zu messen und gemeinsam mit den zugehörigen Tauchgangsdaten, wie Tauchtiefe, Tauchzeit, Wassertemperatur, etc. zu speichern. Dazu sollen bereits vorhandene Messgeräte, die es für einzelne Parameter gibt, erweitert und durch zusätzliche komplett neue Messgeräte ergänzt werden, die am Ende zusammen ein Gesamtsystem ergeben. Dieses Gesamtsystem stellt ein sogenanntes Body Area Network (BAN) dar. Es soll am Ende aus einem Tauchcomputer und einer Vielzahl von

Sensoren bestehen, die modular mit dem Tauchcomputer verbunden werden können. Neben seiner eigentlichen Aufgabe als Tauchcomputer, soll dieser die Sensorwerte der einzelnen Sensoren speichern. Im Nachhinein ließen sich die gesammelten Daten auswerten und mit bestehenden physiologischen Modellen von Tauchern/Taucherinnen vergleichen, um zu einem besseren Verständnis der Tauchphysiologie und damit zu angemesseneren Modellen zu kommen.

Die Firma Seabear GmbH<sup>13</sup>, in deren Räumlichkeiten die Entwicklung dieser Arbeit stattfand, arbeitet unter anderem an der Entwicklung von verschiedenen Tauchcomputern für verschiedene Einsatzbereiche und an der Entwicklung eines Rebreathers. Einer der entwickelten Tauchcomputer soll am Ende das Herzstück des BAN darstellen, welcher mit allen Sensoren kommuniziert, die Messungen steuert und die gesammelten Daten speichert. Der Rebreather stellt eine sehr gute Plattform für das Messen von atmungsbezogenen Parametern dar (s. Kapitel 1.2.2). Ein Teil dieser Arbeit ist es, die Sensorik dieses Rebreathers zu entwickeln. Dabei geht es vor allem um das Messen des im Atemkreis vorhandenen Sauerstoffpartialdrucks (s. Kapitel 1.3.1) und das Detektieren von eventuell vorhandenem Kohlenstoffdioxid (s. Kapitel 1.3.2). Des Weiteren sollten vorhandene Sensoren für das Messen des Blutdrucks (s. Kapitel 1.3.3), das Aufzeichnen eines Elektrokardiogramms (s. Kapitel 1.3.4) und das Messen der Körpertemperatur (s. Kapitel 1.3.5) erweitert bzw. für den Einsatz unter Wasser tauglich gemacht oder neu entwickelt werden.

Ein Fernziel für die Nutzung des in dieser Arbeit entwickelten BAN wäre es, zu einem Dekompressionsmodell zu kommen, welches eine polykausale Sicht auf die DCS als heutige Modelle hat. Momentan wird in Dekompressionsmodellen vor allem versucht, die Inertgasaufnahme und -abgabe bzw. die Blasenbildung zu beschreiben. Je nach Modell werden die Austauschprofile dann so gestaltet, dass entweder versucht wird, das Entstehen von Blasen gänzlich zu vermeiden oder das Volumen entstandener Blasen auf ein für den menschlichen Körper verträgliches Maß zu reduzieren. Zwar lassen es einige heutige Tauchcomputer zu z. B. die körperliche Verfassung des/der Tauchers/Taucherin oder die voraussichtliche Anstrengung eines Tauchgangs in die Berechnung der Dekompression zu integrieren, dies führt aber im Grunde nur dazu, dass im implementierten Dekompressionsmodell „konservativer“ gerechnet wird. Dies wird z. B. durch das Anpassen der bereits in Kapitel 1.1.1 angesprochenen „gradient factors“ erreicht. Dadurch wird innerhalb des Dekompressionsmodells das erlaubte Level für die Übersättigung der Gewebe mit Stickstoff verändert, nicht aber wirklich irgendeine physiologische Größe mitberücksichtigt. Das entwickelte Sensornetzwerk würde es ermöglichen Studien durchzuführen, die zu einem besseren Verständnis der Tauchphysiologie beitragen und es so erlauben würden, den Einfluss der gemessenen physiologischen Größen auf die

---

<sup>13</sup>Homepage: <http://seabear-diving.com/> (abgerufen am 02.04.2105)

Dekompression zu bestimmen. Dadurch ließen sich diese Größen ebenfalls in Dekompressionsmodelle mit einbeziehen und so das Tauchen sicherer gestalten.

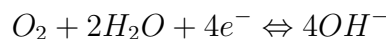
### 1.3.1 Sauerstoffsensoren

Bei dem von der Firma Seabear GmbH entwickelten Rebreather (s. Kapitel 1.3) handelt es sich, um ein elektrisch geregeltes, geschlossenes Kreislaufgerät. Um den Sauerstoffpartialdruck im Atemkreis eines solchen Gerätes zu regeln, bedarf es Sauerstoffsensoren. In den folgenden Unterkapiteln soll erklärt werden, was das Ziel dieser Arbeit hinsichtlich der Sauerstoffsensorik des Rebreather ist.

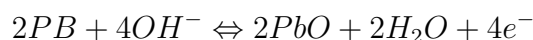
#### 1.3.1.1 Galvanische Sauerstoffsensoren

In quasi allen auf dem Markt befindlichen Rebreathern, in denen der Sauerstoffpartialdruck gemessen wird, werden galvanische Sauerstoffsensoren eingesetzt. Laut Fock [28] wurden die ersten verlässlichen elektro-galvanischen Sauerstoffsensoren in den 1980ern entwickelt. Sieber beschreibt in [68] und [69] die Funktionsweise von solchen Sauerstoffsensoren. Demnach bestehen sie aus zwei Elektroden (Anode und Kathode), die durch ein Elektrolyt voneinander getrennt sind. An der Kathode wird  $O_2$  gespalten und es entstehen Hydroxidionen. Diese wandern durch das Elektrolyt und oxidieren die aus Blei bestehende Anode. Es sind folgende chemische Reaktionen beteiligt [69].

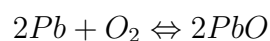
Reaktion an der Kathode:



Reaktion an der Anode:



Gesamtreaktion:



Belastet man Anode und Kathode mit einem elektrischen Widerstand, fließt durch diesen ein Strom, der proportional zum „Sauerstoffverbrauch“ des Sensors ist. Typischerweise wird vor die Kathode eine Diffusionsschranke und eine Membran gesetzt. Dadurch wird die Anzahl der an die Kathode gelangenden  $O_2$ -Moleküle begrenzt und es werden sämtliche dieser Moleküle reduziert. Der  $pO_2$  direkt an der Kathode wird dadurch nahezu Null. Die Diffusion durch die Diffusionsschranke wird durch das Fick'sche Gesetz beschrieben und hängt nur noch vom  $pO_2$  vor der Membran ab. Dadurch kann der Sensorstrom im Idealfall durch eine vom Sauerstoffpartialdruck abhängige, lineare Gleichung beschrieben werden [69].

Problematisch für den Einsatz in Rebreathern ist die Zuverlässigkeit von solchen galvanischen Sauerstoffsensoren. In der Praxis hängt der Ausgangsstrom nicht nur vom Sauerstoffpartialdruck, sondern vor allem auch vom Zustand der Anode ab. Diese wird mit der Zeit verbraucht. Das bedeutet, dass der Sensor altert. Durch Alterung, aber auch durch einen zu hohen  $pO_2$ , kann es passieren, dass nicht mehr alle an die Kathode gelangenden Sauerstoffmoleküle reduziert werden. Man spricht in einem solchen Fall davon, dass der Sensor in Sättigung geht. Er kann dann nicht mehr den entsprechenden Strom liefern. Dies wird als Strombegrenzung des Sensors bezeichnet, der Strom ist nicht mehr proportional zum Sauerstoffpartialdruck. Dies führt zu falschen Messungen. Außerdem ist der Ausgangsstrom stark von der Temperatur abhängig. Neben einer Strombegrenzung kann auch Feuchtigkeit vor der Sensormembran zu einem starken Abfall des Signales führen. Darüber hinaus können Erschütterungen oder auch eine zu schnelle Dekompression zu Defekten im Sensor und damit zu einem Ausfall beitragen. Ebenso kann ein erhöhter  $CO_2$ -Spiegel zu einer beschleunigten Alterung führen [68].

Eine Methode, um die Funktion von galvanischen Sauerstoffsensoren während eines Rebreathertauchgangs abzuschätzen, wird in [71] beschrieben. Dabei wird in festgelegten Zeitabständen die Membran des Sensors mit einem Testgas umspült. Ist der Sauerstoffanteil dieses Testgases bekannt und wird der aktuelle Umgebungsdruck berücksichtigt, kann das während dieses Testes ausgelesene Sensorsignal mit dem zu erwarteten Wert verglichen werden. Dadurch gelangt man zu einer Einschätzung, ob der Sensor noch funktioniert. Nachteil dieser Methode ist der höhere Hardwareaufwand. Es muss eine zusätzliche Gaszuleitung bis kurz vor die Sensormembran geben und ein zusätzliches Ventil, das automatisch gesteuert werden kann.

In [70] wird eine weitere Methode beschrieben, um galvanische Sauerstoffsensoren zu testen. Dabei wird eine Gegenspannung an die Elektroden des Sensors gelegt, welche langsam bis zu einem bestimmten Punkt erhöht wird. Gleichzeitig wird der Sensorstrom gemessen, der durch die Gegenspannung irgendwann zum Erliegen kommt. Die dabei entstehende Strom-Spannungskurve gibt Aufschluss über den Zustand des Sensors. Nachteil dieser Methode, so wie sie in [70] beschrieben wird, ist, dass die Sauerstoffsensoren, so wie sie vom Hersteller kommen, dafür modifiziert werden müssen, was nicht erwünscht ist. In dieser Arbeit soll untersucht werden, ob es durch einen entsprechenden Schaltungsentwurf für die in Kapitel 1.3 angesprochene Sensorik für den in Entwicklung befindlichen Rebreather und eine Modifikation des in [70] vorgestellten Verfahrens möglich ist, eine Aussage über den Zustand der eingesetzten galvanischen Sauerstoffsensoren zu treffen.

### 1.3.1.2 Redundanz von Sauerstoffsensoren

Um die Gefahr eines Sensorausfalles zu begrenzen, bauen Hersteller mehrere (meist drei) Sauerstoffsensoren in ihre Rebreather ein. Dadurch wird eine gewisse Redundanz erzeugt, die im Falle eines Sensorausfalles dafür sorgen soll, dass das Gerät weiter sicher betrieben werden kann. Weichen die von den verbauten Sensoren gemessenen Werte voneinander ab, muss im Falle einer manuell kontrollierten Einheit der/die Taucher/in selber entscheiden, welchem Wert er/sie traut. Sorgt dagegen eine Elektronik für das Einspritzen von Sauerstoff, muss ein Algorithmus implementiert sein, der entscheidet welcher  $pO_2$  als Ist-Wert angesehen wird. Man spricht hier in der Regel von einem „Voting-Algorithmus“.

Nimmt man die Ausfallwahrscheinlichkeit eines Sensors  $P(Ausfall)$  mit  $q$  ( $q < 1$ ) an, liegt die Ausfallwahrscheinlichkeit bei einem System mit drei Sensoren bei  $q^3$ . Diese theoretische reduzierte Ausfallwahrscheinlichkeit bezüglich des Gesamtsystems ist allerdings in der Praxis nicht hilfreich, da im Falle eines Ausfalls ein betroffener Sensor typischerweise nicht einen total unrealistischen Wert anzeigt, bei dem klar ist, dass der Sensor nicht mehr funktioniert. Ein Ausfall ist also nicht so einfach zu entdecken. Ein beliebter Ansatz bei der Implementierung eines Voting-Algorithmus für drei Sensoren beruht darauf, dass ein Sensor, dessen  $pO_2$ -Wert stark von den beiden anderen abweicht, als defekt angesehen wird. Dieser Sensor wird dann nicht mehr verwendet. Jones rechnet in [38] vor, dass bei einem solchen Voting-Algorithmus, die Ausfallwahrscheinlichkeit des Systems bei minimal  $q^2(3 - 2q)$  liegt. Dieser Wert wird auch nur dann erreicht, wenn sichergestellt ist, dass die Ausfallwahrscheinlichkeiten der einzelnen Sensoren statistisch völlig unabhängig voneinander sind. Es gibt allerdings verschiedene Gründe, warum hiervon nicht ausgegangen werden kann. Z. B. werden alle drei Sensoren in derselben Umgebung betrieben. Feuchtigkeit beispielsweise betrifft in der Regel alle drei Sensoren gleichermaßen. Im schlimmsten Fall sind die Ausfallwahrscheinlichkeiten aller drei Sensoren statistisch voneinander abhängig. Dann reduziert sich das System aus drei Sensoren, was die Ausfallwahrscheinlichkeit betrifft, wieder auf ein System mit nur einem einzigen Sensor [38]. Eine Möglichkeit die statistische Unabhängigkeit der Ausfallwahrscheinlichkeit von Sensoren zu erhöhen, ist es Sensoren einzusetzen, die auf unterschiedlichen Technologien beruhen.

### 1.3.1.3 Optische Sauerstoffsensoren

Teil dieser Arbeit ist es, für die Sensorik des in Entwicklung befindlichen Rebreather einen optischen Sauerstoffsensor zu entwickeln und zu testen. Durch diese neben den verwendeten galvanischen Sauerstoffsensoren zweite Sensortechnologie soll die Redundanz der Sauerstoffmessung erhöht werden (s. Kapitel 1.3.1.2). Meines Wissens nach werden bis heute keine optischen Sauerstoffsensoren in Rebreathern verwendet.

### 1.3.2 Kohlenstoffdioxidsensor

Shykoff et al. [67] haben sich damit beschäftigt, wie sich ein erhöhter  $\text{CO}_2$ -Spiegel in der Einatemluft und der bauartbedingte erhöhte Atemwiderstand von Rebreathern bzw. eine Kombination aus beidem auf die Ausdauer von Tauchern/Taucherinnen auswirkt. Sie kommen zu dem Schluss, dass bei Anwesenheit von  $\text{CO}_2$  in der Einatemluft die Ausdauer von vielen Tauchern/Taucherinnen eingeschränkt ist und empfehlen im Sinne der Sicherheit von Rebreathertauchern/Rebreathertaucherinnen, den  $\text{CO}_2$ -Gehalt der Einatemluft so gering wie nur irgendwie möglich zu halten. Laut [81] bzw. [82] führt bereits ein  $\text{pCO}_2$  von 20 mbar in der Einatemluft zu einem Anstieg des Atemminutenvolumens um 50 %.

Arieli et al. [3] haben 36 Tauchgänge mit Zwischenfällen von Tauchern der israelischen Marine untersucht, bei denen das Zentralnervensystem durch eine Sauerstoffvergiftung betroffen war. In all diesen Fällen wurde mit reinen Sauerstoffkreislaufgeräten (s. Kapitel 1.2) getaucht. In Fällen, in denen der Rebreather nach dem Tauchgang nicht geöffnet wurde und er noch intakt war, wurden die Geräte auf eine mögliche Versagen des Scrubbers untersucht. Dies war in 18 Fällen möglich. Dazu ist ein Taucher mit dem entsprechenden Rebreather zehn Minuten lang auf einem Fahrradergometer gefahren und hat aus dem Rebreather geatmet. Dabei wurde eine Arbeitslast simuliert, die zu einem Sauerstoffverbrauch von etwa 1 l/min geführt hat. Während dieser zehn Minuten wurde der  $\text{pCO}_2$  der Einatemluft gemessen. Lag dieser am Ende der zehn Minuten unter zehn mbar wurde der entsprechende Tauchgang, bei dem es zum Zwischenfall gekommen ist, als ein Tauchgang mit niedrigem  $\text{CO}_2$ -Gehalt eingestuft. Lag der  $\text{pCO}_2$  über dieser Marke, wurde der entsprechende Tauchgang als einer mit hohem  $\text{CO}_2$ -Gehalt eingestuft. Es wurden dann die bei diesen Tauchgängen aufgetretenen Symptome verglichen. Interessant ist, dass es in 40 % der Fälle mit hohem  $\text{CO}_2$ -Gehalt zu einer Bewusstlosigkeit des Tauchers kam. Bei den Tauchgängen mit niedrigem  $\text{CO}_2$ -Gehalt kam es nie zur Bewusstlosigkeit. Für die Autoren ist es aus diesem Grund wichtig, dass es nicht zu einem Kohlenstoffdioxidanstieg im Atemkreis kommen sollte und sie mahnen deshalb die Entwicklung eines  $\text{CO}_2$ -Sensors, der in CCRs verwendet werden kann, an.

Auch laut Gurr [32] stellen  $\text{CO}_2$ -Sensoren, die den  $\text{CO}_2$ -Anteil der Einatemluft messen, eine erhebliche Verbesserung für die Sicherheit von Rebreathertauchern/-taucherinnen dar, da sie ein „Scrubber Breakthrough“ oder mechanisches Versagen detektieren würden. Vom „Scrubber Breakthrough“ spricht man, wenn der  $\text{CO}_2$ -Filter verbraucht und damit nicht mehr in der Lage ist, weiteres Kohlenstoffdioxid zu absorbieren. Für ein mechanisches Versagen kommt zum Beispiel ein defekter Dichtungsring, der den  $\text{CO}_2$ -Filter abdichtet soll, in Frage. In einem solchen Fall kann es dazu kommen, dass die Ausatemluft am Filter vorbei in die Gegenlunge gelangt, und so der  $\text{CO}_2$ -Spiegel steigt.

Meines Wissens nach gibt es am Markt nur einen einzigen Rebreather<sup>14</sup>, der mit einem CO<sub>2</sub>-Sensor ausgestattet ist. Es handelt sich bei dem verbauten Sensor um einen optischen CO<sub>2</sub>-Sensor, dessen Messung auf der Intensitätsmessung von nur einer Wellenlänge (4,26  $\mu\text{m}$ ) des elektromagnetischen Spektrums beruht. Diese Wellenlänge liegt im Infrarotbereich und wird von CO<sub>2</sub>-Molekülen absorbiert. Wird nur eine Wellenlänge verwendet hat dies den Nachteil, dass jegliche Beeinträchtigung des optischen Weges zwischen der eingesetzten Infrarotquelle und dem eigentlichen Sensor die Messung beeinflusst. Zu Beeinträchtigungen kann es zum Beispiel durch Staub oder Kondenswasser, aber auch durch Schwankungen in der Versorgungsspannung der Infrarotquelle kommen. Ein Ziel dieser Arbeit ist es daher einen optischen CO<sub>2</sub>-Sensor zu entwickeln, der zur Bestimmung des pCO<sub>2</sub> die Messung von zwei Wellenlängen aus dem Infrarotbereich des elektromagnetischen Spektrums verwendet. Dabei ist die zweite Wellenlänge so gewählt, dass sie nicht von CO<sub>2</sub> absorbiert wird. Man spricht in einem solchen Fall von einem „Zwei-Kanal-“ oder „Dual-Channel-Sensor“. Der zweite Kanal dient dabei als Referenz. Wird jetzt der optische Weg im Sensor beeinträchtigt, werden im Idealfall beide Kanäle gleich stark beeinflusst und die Beeinflussung lässt sich herausrechnen. Die Norm EN 14143:2013 mit dem Titel „Atemgeräte - Autonome Regenerationstauchgeräte“ sieht vor, dass falls eine Messeinrichtung für den eingeatmeten Kohlenstoffdioxidpartialdruck in einem Rebreather vorhanden ist, diese einen Messbereich von 0–25 mbar haben muss. Daher sollte der entwickelte CO<sub>2</sub>-Sensor in der Lage sein, diesen Messbereich abzudecken.

### 1.3.3 Blutdruck

Ehm schreibt ohne eine Quelle für diese Aussage zu nenne: „*Durch das Tauchen wird der Blutdruck leicht erhöht.*“[24] Diese Aussage findet man auch in anderen Lehrbüchern zum Thema Tauchen. Bereits 1965 haben Harding et al. [33] das Blutdruck- und Herzfrequenzverhalten von trainierten und untrainierten Apnoetauchern<sup>15</sup> untersucht. Dabei kam heraus, dass beim Luftanhalten an Land der Blutdruck sinkt und dies mit einem Anstieg der Herzfrequenz einhergeht. Unter Wasser war der Effekt genau umgekehrt. Die Autoren spekulieren, dass dies mit dem beim Tauchen auftretenden erhöhten Blutvolumen im Thorax zusammenhängt. Gemessen haben sie den Blutdruck dabei invasiv in der Arteria Brachialis.

Es gibt eine Reihe weiterer Studien, die das Blutdruckverhalten mit und ohne Luftanhalten beim Eintauchen des Gesichtes in Wasser an der Oberfläche oder knapp dar-

---

<sup>14</sup>Es handelt sich dabei um den „Sentinal“, der von VR Technology entwickelt wurde. Diese Firma gehört mittlerweile zu Avon Protection - Underwater Systems. Homepage: <http://www.technologyindepth.com/> (abgerufen am 05.04.2105).

<sup>15</sup>Im Gegensatz zu Gerätetauchern verwenden Apnoetaucher kein Tauchgerät, sonder tauchen, in dem sie die Luft anhalten.

unter, aber wenige, die dies beim Tauchen untersucht haben. Zu erwähnen ist hier eine Studie von Ferrigno et al. [26]. Daran waren insgesamt drei Apnoetaucher beteiligt. An zwei von ihnen wurde während Tauchgängen in einer nassen Druckkammer der Blutdruck gemessen. Dabei kam es bei einem der beiden Taucher zu den Blutdruckwerten 280/200 mmHg, bei dem anderen zu den Werten 290/150 mmHg mit gelegentlichen Peaks im systolischen Blutdruck von bis zu 345 mmHg. Dabei handelt es sich um Werte die im klinischen Alltag aufgrund der Gefahr eines hypertensiven Notfalls als potentiell lebensbedrohlich angesehen werden. Gemessen wurde der Blutdruck hier wie in [33] invasiv.

Sieber et al. haben 2008 ein Gerät vorgestellt, mit dem es möglich ist den arteriellen Blutdruck unter Wasser nicht-invasiv zu messen [75]. Ein Jahr später veröffentlichten Sieber et al. [76] eine Studie, in der sie den Blutdruck von Apnoetauchern in zehn Metern Tiefe mit dem Blutdruck an der Oberfläche verglichen. Sie konnten keinen signifikanten Unterschied feststellen. Außerdem liefern sie eine Erklärung für die von Ferrigno et al. [26] gemessenen extrem hohen Blutdruckwerte, die nur während des Abtauchens auftraten. Diese Werte führen sie auf Probleme mit der Art der Blutdruckmessung zurück, für die ein Differentialdrucksensor zum Einsatz kam. Sie erklären die extrem hohen Blutdruckwerte wie folgt: Wird die Referenzkammer des Differentialdrucksensors bei Abtauchen nicht schnell genug belüftet, misst der Sensor zu geringe Werte für den Umgebungsdruck und es kommt so zu falschen Ergebnissen für den Blutdruck.

Meines Wissens nach gibt es nur zwei Untersuchungen, die sich mit dem Blutdruck von Gerätetauchern während des eigentlichen Tauchens beschäftigen. Witten hat sich in seiner Dissertation [86] mit dem Messen des Blutdrucks von Gerätetauchern während Freiwassertauchgängen beschäftigt. Er verglich den Blutdruck von 31 Tauchern/Taucherinnen bei gleicher Belastung an Land und unter Wasser und fand heraus, dass bei diesen Tauchern/Taucherinnen der systolische Blutdruck im Wasser zwischen 20 und 40 mmHg höher war, wohingegen der diastolische Blutdruck im Wasser „tendenziell niedriger“ [86] als an Land war. Sowohl von Witten [86] als auch von Almeling et al. [1] wurde der Blutdruck von Tauchern/Taucherinnen auf einem Fahrradergometer an Land und unter Wasser gemessen. Auch dabei kam unter Wasser ein höherer systolischer und ein niedrigerer diastolischer Blutdruck als an Land heraus. Gemessen wurde der Blutdruck sowohl in [86] als auch in [1] mit einem Blutdruckmessgerät von Boso (BOSO-TM-2420). Das angewandte Messverfahren beruht auf den Korotkoff-Tönen. Almeling et al. geben an, dass dies der Grund für die geringeren diastolischen Werte im Wasser sein könnte. Eventuell sind die Töne aufgrund der besseren Schallleitung unter Wasser für das Gerät länger detektierbar. Montiert war das Gerät für die Messungen auf dem Fahrradergometer in einem nach unten offenen Gehäuse, in dem der Wasserspiegel auf Höhe des Oberarms war. Für die Messungen während der Freiwass-



sertauchgänge trugen die Taucher/innen das Gerät unter einem Trockentauchanzug. Dies führte in einem Fall zu einem Zwischenfall. Aufgrund eines Wassereintruchs in den Trockentauchanzug wurde das Blutdruckmessgerät beschädigt, wodurch sich die Manschette aufblies. Zwar war sie mit einem Überdruckventil ausgestattet, wodurch der Druck in der Manschette nicht über 300 mmHg steigen konnte, allerdings war es bis zum Auftauchen nicht möglich, an die Manschette heranzukommen. Es kam bei diesem Zwischenfall zu Ödemen. Auch wenn es keine bleibenden Schäden gab, stellt dies ein Risiko dar.

Für eine breiter angelegte Studie stellen weder das invasive Messverfahren noch die Verwendung des BOSO-Gerätes eine geeignete Methode zur Messung des Blutdrucks an Tauchern/Taucherinnen im Wasser dar. Auch das von Sieber et al. [75] entwickelte Geräte hat hier Schwächen. Das Ablassen des Drucks geschieht hier über ein Nadelventil. Da die Geschwindigkeit, mit der der Druck in der Manschette fällt, dadurch abhängig vom Umgebungsdruck und damit von der Tiefe ist, muss für jede Tiefe, auf der gemessen werden soll, eine andere Nadel mit entsprechendem Öffnungsdruchmesser verwendet werden. Dies unter Wasser zu ändern ist umständlich und erfordert ein hohes Maß an Einarbeitungszeit mit dem Gerät. Aus diesem Grund soll in dieser Arbeit ein während des Tauchganges von außen zugängliches Gerät entwickelt werden, welches in der Lage ist, den Blutdruck von Tauchern/Taucherinnen nichtinvasiv und in jeder Tiefe ohne das Eingreifen eines/einer Tauchers/Taucherin zu messen.

#### **1.3.4 Elektrokardiogramm**

Beim Apnoetauchen kommt es in der Regel zu einem mäßigen Abfall der Herzfrequenz [54]. Bei Elite-Apnoetauchern/-taucherinnen wurden aber auch schon Herzfrequenzen von unter 20 Schlägen pro Minute gemessen. Der Herzfrequenzabfall wird in der Tauchliteratur auf den Tauchreflex zurückgeführt, der eine Art Sauerstoffsparmassnahme darstellt. Muth [54] gibt an, dass für die Auslösung des Tauchreflexes dem Luftanhalten und dem Eintauchen des Gesichtes ins Wasser die größte Bedeutung zugeschrieben wird, aber auch der durch die Kompression bedingte erhöhte arterielle  $pO_2$ , sowie die Umverteilung des Blutes aus der Peripherie in den Thoraxbereich könnten einen Rolle spielen. Außerdem schreibt er, dass es bei sehr langen Apnoetauchgängen regelmäßig zu Herzrhythmusstörungen kommt. Schipke et al. [65] stellen in Frage, ob sich der Tauchreflex bei allen Tauchern/Taucherinnen auslösen lässt.

Beim Gerätetauchen sieht die Situation etwas anders aus. Zum einen wird nicht die Luft angehalten. Es fällt also ein auslösender Faktor für den Tauchreflex weg. Zum anderen stellt das Tauchen mit Gerät, wenn sich der/die Taucher/in kontinuierlich bewegt, selbst bei geringer Geschwindigkeit eine nennenswerte Belastung für den Körper dar [35], wobei ein gewisser Gewöhnungseffekt zu beobachten ist. Ob die Herzfrequenz

bei gleicher Belastung höher oder niedriger als an Land ist, hat Witten [86] untersucht. Er kam durch Versuche auf einem Fahrradergometer zu dem Ergebnis, dass im unteren und mittleren Leistungsbereich, die Herzfrequenz unter Wasser höher ist als an Land. Interessant wäre es zu erforschen, wie sich die Herzfrequenz bei „richtigen“ Tauchgängen verhält und so empfehlen unter anderem Lang und Angelini [42] das Messen der Herzfrequenz, um daraus auf die Anstrengung während des Tauchgangs zu schließen.

In ihren Dissertationen haben Dräger [19] und Heek [34] jeweils handelsübliche Pulsmessgeräte von Polar<sup>®16</sup> verwendet, um die Herzfrequenz von Tauchern/Taucherinnen im Wasser zu messen. Dräger weist aber darauf hin, dass Brustgurt und Empfänger dabei nicht zu weit voneinander entfernt sein dürfen, damit dies funktioniert. Die Idee, für die Herzfrequenzmessung ein Elektrokardiogramm zu verwenden, ist nicht neu. Dies wurde schon 1965 von Harding et al. [33] gemacht und auch andere Studien haben EKGs zu diesem Zweck eingesetzt. Vorteil eines EKGs ist, dass neben der Herzfrequenz noch weitere Veränderungen, die das Herz betreffen und beim Tauchen eventuell auftreten, gefunden werden können. So ließen sich beispielsweise die Auswirkungen des Tauchens auf die Erregungsbildung/-rückbildung sichtbar machen bzw. Herzrhythmusstörungen detektieren.

Aus den oben genannten Gründen soll in dieser Arbeit ein Einkanal-EKG entwickelt werden, das möglichst klein und in der Lage ist, eine EKG-Kurve während des Tauchens aufzunehmen und daraus automatisch die Herzfrequenz zu bestimmen.

### 1.3.5 Körpertemperatur

Laut Müller [53] wurde bereits 1962 von Hesser gezeigt, dass die durch Vasokonstriktion verminderte Durchblutung dazu führt, dass die Inertgasabgabe der Gewebe vermindert ist und dadurch Symptome einer DCS auftreten können. Da Vasokonstriktion unter anderem durch eine Hypothermie ausgelöst werden kann, spricht dies dafür, dass die Körpertemperatur einen Einfluss auf die Dekompression hat. Kälte während des Tauchgangs wird gemeinhin als Risikofaktor für das Auftreten einer DCS betrachtet und so wird z. B. bei der Verwendung der Deko 2000 Tauchtabelle gelehrt, dass für Tauchgänge in kaltem Wasser bei der Berücksichtigung der Grundzeit die nächst höhere Zeitstufe gewählt werden soll [40], was zu einer längeren Dekompression führt und somit als sicherer gilt.

Durch die Temperatur wird die Löslichkeit von Gasen in Flüssigkeiten beeinflusst. Je kälter es ist, desto besser lösen sich Gase in Flüssigkeiten. Außerdem beeinflusst die Temperatur die Diffusion und die Durchblutung. Löslichkeit, Diffusion und Durchblutung sind drei Faktoren, die bei der Gasblasenbildung eine entscheidende Rolle

---

<sup>16</sup>Homepage: <http://www.polar.com/de> (abgerufen am 06.04.2015)

spielen, wobei Löslichkeit und Durchblutung bei gleicher Temperatur entgegengesetzte Wirkung auf das Wachstum von Blasen haben können [50].

Toner und Ball [79] haben 2004 in einem Review über Studien, die den Zusammenhang zwischen der Körpertemperatur und dem DCS-Risiko untersucht haben, geschrieben, dass sich aus diesen Studien die Größenordnung des Einflusses der Temperatur auf das DCS-Risiko nicht wirklich abschätzen lässt, er aber vermutlich gering ist. Weiter schreiben sie, dass die untersuchten Studien „*weakly*“ [79] die Hypothese stützen, dass das DCS-Risiko erhöht ist, wenn ein/e Taucher/in in der Tiefe warm und während der Dekompression kalt ist. Sie geben an, dass die am weitesten verbreitete Meinung ist, dass der Einfluss der Temperatur auf das Entstehen einer DCS weitestgehend von der betrachteten Tauchphase während des Tauchgangs abhängt. Außerdem geben die Autoren zu bedenken, dass es momentan keine praktikable Möglichkeit gebe, physiologische Veränderungen in „*operational setting*“ [79], also tatsächlich während des Tauchgangs, zu messen, die es erlauben würden zu untersuchen, ob die Körpertemperatur eines/einer Tauchers/Taucherin das DCS-Risiko erhöht.

Gerth et al. [29] haben 2007 eine Studie veröffentlicht, an der 73 U.S. Navy Taucher teilgenommen und zusammen insgesamt 484 Tauchgänge absolviert haben. Die Tauchgänge fanden in einer nassen Druckkammer statt, wobei zwei unterschiedliche Wassertemperaturen in Verwendung waren. Zum einen gab es warmes Wasser, das eine Temperatur von 36,1 °C hatte, und kaltes mit einer Temperatur von 26,7 °C. Untersucht wurden alle möglichen Kombinationen aus warm bzw. kalt während des eigentlichen Tauchgangs und warm bzw. kalt während der Dekompression. Dabei kam heraus, dass das DCS-Risiko am geringsten ist, wenn der/die Taucher/in während dem eigentlichen Tauchgang im Kalten ist und während der Dekompression im Warmen. Kehren sich diese Bedingungen um, ist das DCS-Risiko bei sonst gleichem Tauchprofil deutlich erhöht. Physiologische Messungen der Körpertemperatur wurden in dieser Studie nicht gemacht, die Körpertemperatur wurde lediglich aus subjektiven Angaben der Taucher bewertet.

Pollock [58] gibt zu bedenken, dass der „*thermal stress*“ [58] beim Tauchen nicht ausschließlich von der Wassertemperatur, sondern viel mehr vom Kälteschutz des/der Tauchers/Taucherin, seinen/ihren Tauchgewohnheiten und der physischen Aktivität abhängt. Tauchcomputer messen aber lediglich die Wassertemperatur. Für ihn stellt es ein großes Defizit dar, dass heutige Dekompressionsalgorithmen den Temperaturstatus der Taucher/innen nicht berücksichtigen. Laut Müller [53] gibt es kein mathematisches Modell, das die Umverteilung von Inertgas bei der Elimination während der Dekompression berücksichtigt. Diese Umverteilung wird vor allem durch die lokale Durchblutung der Gefäße beeinflusst, welche wiederum von der Weite der Gefäße und damit auch von der Temperatur abhängt. Lang und Angelini [42] raten dazu, die Hauttempe-

ratur beim Tauchen zu messen. Dies würde es erlauben, ein Kältemodell des Körpers zu entwickeln und auf die Vasokonstriktion und die damit veränderte Durchblutung zu schließen.

Bove spricht in [6] ein weiteres Problem bezüglich der Temperatur beim Tauchen an. Geht man davon aus, dass es beim Tauchen zu einer leichten Reduktion der Körpertemperatur kommt und dies zu einer Vasokonstriktion in der Haut und der Skelettmuskulatur führt, hätte dies einen erhöhten systemischen Widerstand und damit eine Erhöhung des Blutdrucks zur Folge. Dies kann bei Tauchern/Taucherinnen mit einer koronaren Herzkrankheit zu Myokardischämie und daraus resultieren zu Angina pectoris oder zu durch die Ischämie hervorgerufenen Arrhythmien kommen.

Die oben genannten Punkte stellen die Begründung dafür dar, dass in dieser Arbeit ein System entwickelt werden soll, welches während eines Tauchganges die Körperkern-temperatur und die Hauttemperatur an verschiedenen Stellen messen und aufzeichnen kann.

### 1.3.6 Physiologische Bedeutung der Messgrößen

An dieser Stelle soll ein kurzer Überblick über die Bedeutung der physiologischen Messgrößen, die mit den in dieser Arbeit entwickelten Messgeräten erfasst werden, gegeben werden.

Wird mit einem Rebreather getaucht, kann der eingeatmete Sauerstoffpartialdruck Werte erreichen, die lebensbedrohlich sind. Fällt er zu weit, kommt es zu einer Hypoxie. Steigt er zu weit an, kommt es zu einer Hyperoxie bzw. einer Sauerstoffvergiftung. Um diese beiden Zustände zu vermeiden, ist es in einem CCR notwendig, den Sauerstoffpartialdruck zuverlässig zu bestimmen. Des Weiteren spielt der  $pO_2$  eine entscheidende Rolle für die Dekompression. Erhöht man bei Auftauchen den  $pO_2$  so weit, wie es möglich ist, ohne die Gefahr einer Sauerstoffvergiftung einzugehen, kann die Abgabe des sich im Körper befindlichen Stickstoffs beschleunigt werden. Dadurch wird der Druckgradient zwischen dem im Körper gelösten Stickstoff und dem eingeatmeten  $pN_2$  vergrößert.

Kommt es während des Tauchens mit einem Rebreather zu einem Problem mit dem  $CO_2$ -Filter, kann sich Kohlenstoffdioxid auf der Einatemseite der Gegenlung ansammeln und so zu einer Hyperkapnie führen. Dies kann zu Kopfschmerzen, Kurzatmigkeit, Desorientierung, Abnahme der kognitiven Fähigkeiten und schlussendlich zur Bewusstlosigkeit führen. Um den/die Taucher/in vor dieser Gefahr zu warnen, ist ein  $CO_2$ -Sensor erforderlich. Ein solcher Sensor stellt somit einen großen Sicherheitsaspekt für das Tauchen mit Rebreathern dar.

Die physische Belastung eines Tauchgangs lässt sich nicht direkt messen. Die Herzfrequenz und der Blutdruck stellen aber zwei Messgrößen dar, die zeigen, wie sich diese Belastung auf das Herzkreislaufsystem auswirkt. Durch das Messen dieser Größen lässt sich der kardiovaskuläre Stress, den ein Tauchgang auslöst, bestimmen. Messgeräte, die in der Lage sind diese Größen zu erfassen, ermöglichen Studien, die es erlauben, das physiologische Gefährdungspotentials von Tauchgängen abzuschätzen.

Man geht davon aus, dass die Körpertemperatur einen Einfluss auf den Ablauf der Dekompression hat. Dies hat damit zu tun, dass z. B. eine Hypothermie zu einer Vasokonstriktion führt, wodurch es zu einer verminderten Durchblutung kommt. Dies beeinflusst die Inertgasabgabe [53]. Zudem wird durch die Temperatur die Löslichkeit von Gasen in Flüssigkeiten beeinflusst. Auch das hat einen Einfluss auf die Inertgasaufnahme und -abgabe. Zusätzlich führt die angesprochene Vasokonstriktion zu einem Anstieg des systemischen Widerstandes und damit zu einer Erhöhung des Blutdrucks. Laut Bove [6] kann dies bei Tauchern/Taucherinnen mit einer koronaren Herzkrankheit zu Myokardischämie und daraus resultierend zu einer Angina pectoris oder zu durch die Ischämie hervorgerufenen Arrhythmien führen.

## 2 Materialien und Methoden

In diesem Kapitel soll erörtert werden, was jeweils unternommen wurde, um die im Kapitel 1.3 beschriebenen Ziele dieser Arbeit zu erreichen. Es sollen die einzelnen Entwicklungsschritte und welche Materialien, die jeweils dafür verwendet wurden, dargestellt werden. Außerdem werden die jeweiligen Tests beschrieben, die mit den entwickelten Komponenten unternommen wurden.

### 2.1 Sauerstoffsensoren

An dieser Stelle soll vorgestellt werden, was im Bereich der Sauerstoffsensorik im Rahmen dieser Arbeit getan wurde. Dabei werden zunächst die galvanischen Sauerstoffsensoren behandelt und dann die optischen.

#### 2.1.1 Galvanische Sauerstoffsensoren

In dem Rebreather sollen zwei galvanische Sauerstoffsensoren vom Typ PSR-11-39-DSB OXYGEN SENSOR der Firma Analytical Industries Inc.<sup>17</sup> verbaut werden. Diese liefern in Luft (Sauerstoffanteil:  $f_{O_2} = 20,8\%$ ) bei  $25^\circ\text{C}$  und einem bar Umgebungsdruck eine Ausgangsspannung von  $3,5\text{--}5,5\text{ mV}$ . Zum Auslesen und Prüfen der Sensoren wurde die in Abbildung 1 dargestellte Schaltung vorgesehen. Jeder dieser Sensoren besteht intern aus der eigentlichen Sensorzelle, die eine Stromquelle darstellt (s. Kapitel 1.3.1.1) und den Sensorstrom  $i_s$  liefert, und einem Innenwiderstand  $R_i$ , der die Zelle belastet. Nicht dargestellt ist der verwendete Mikrocontroller (Typ: ATxmega64A3<sup>18</sup> von Atmel<sup>®19</sup>), der das Auslesen und Prüfen der Sensoren übernimmt. Dieser verfügt unter anderem über zwei Analog-Digital-Wandler (ADC = Analog Digital Converter) und einen Digital-Analog-Wandler (DAC = Digital Analog Converter). Zwei der ADC-Eingangspins des Mikrocontrollers sind mit den Punkten PIN2 und PIN3 der dargestellten Schaltung verbunden. Die Punkte PIN1 und PIN4 hängen an zwei Pins des Mikrocontrollers, die als Ausgang des DAC dienen. Jeder Sensor wird extern zusätzlich mit dem Widerstand  $R_l$  belastet und liefert die Ausgangsspannung  $u_s$ . Über dem Widerstand  $R_s$  fällt während dem Überprüfen des Sensors ein Teil der über den DAC zwischen den Punkten PIN1 und PIN4 angelegten Spannung  $u_{dac}$  ab.

Da die Ausgangsspannung der eingesetzten galvanischen Sauerstoffsensoren temperaturabhängig ist, musste zur Temperaturkompensation eine Temperaturmessung realisiert

<sup>17</sup>Homepage: [www.aii1.com](http://www.aii1.com) (abgerufen am 24.04.2015)

<sup>18</sup>Datenblatt: [http://www.atmel.com/Images/Atmel-8068-8-and16-bit-AVR-XMEGA-A3-Microcontrollers\\_Datasheet.pdf](http://www.atmel.com/Images/Atmel-8068-8-and16-bit-AVR-XMEGA-A3-Microcontrollers_Datasheet.pdf) (abgerufen am 24.04.2015)

<sup>19</sup>Homepage: <http://www.atmel.com/> (abgerufen am 24.04.2015)

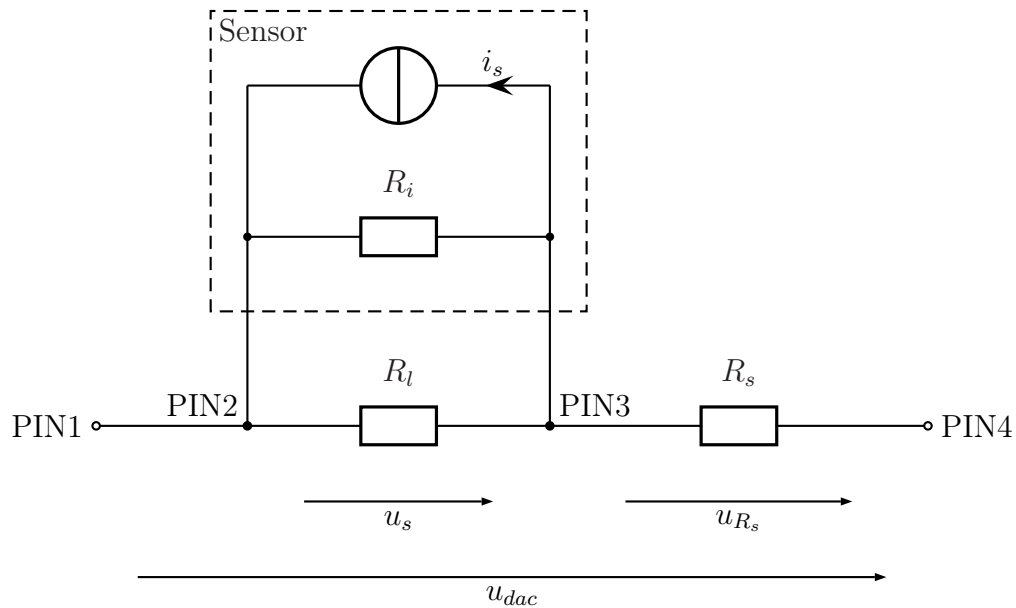


Abbildung 1: Schaltung zum Auslesen und Prüfen galvanischer O<sub>2</sub>-Sensoren

werden. Dafür wurde für jeden Sensor jeweils ein Heißeleiter (im Folgenden mit NTC [= Negative Temperature Coefficient] abgekürzt) vorgesehen. Diese sind im Rebreather jeweils direkt neben den Sauerstoffsensoren verbaut und in einem freistehenden Zylinder aus Acrylester-Styrol-Acrylnitril (ASA), dem Material aus dem das gesamte Elektronikgehäuse besteht, eingegossen. Dadurch soll erreicht werden, dass sie das selbe Temperaturverhalten wie die galvanischen O<sub>2</sub>-Sensoren haben. Eingesetzt werden NTCs vom Typ B57891S0103<sup>20</sup> von EPCOS<sup>21</sup>. Zum Bestimmen der Temperatur wurde die in Abbildung 2 dargestellte Schaltung realisiert. Sie stellt einen Spannungsteiler aus dem NTC und einem Serienwiderstand  $R_s$  dar. Die Punkte PIN1 und PIN2 sind mit zwei weiteren Eingangspins des ADCs des Mikrocontrollers verbunden. Dadurch ist es möglich, die Spannung  $u_{NTC}$  zu messen. Da der Widerstand  $R_s$  und die angelegte Spannung (3,3 V) bekannt sind, ist es möglich, den stark von der Temperatur abhängigen Widerstand  $R_{NTC}$  zu bestimmen. Aus dem Datenblatt des NTCs ist eine Formel zu entnehmen, die es ermöglichte diesen Widerstandswert in die aktuelle Temperatur umzurechnen.

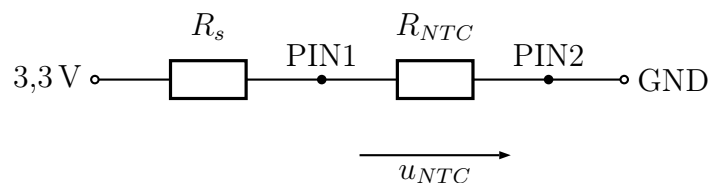


Abbildung 2: Schaltung zur Temperaturbestimmung mittels eines NTCs

<sup>20</sup>Datenblatt: <http://www.farnell.com/datasheets/1598316.pdf> (abgerufen am 25.04.2015)

<sup>21</sup>Homepage: <http://de.tdk.eu/> (abgerufen am 25.04.2015)

### 2.1.1.1 Messung des Sauerstoffpartialdrucks

Für die Messung des Sauerstoffpartialdrucks mittels der galvanischen Sauerstoffsensoren werden zunächst die Pins des Mikrocontrollers, die mit den Punkten PIN1 und PIN4 in Abbildung 1 verbunden sind, als hochohmige Eingänge geschaltet. Das heißt es liegt keine Spannung  $u_{dac}$  an. Dann wird über den ADC des Mikrocontrollers die Spannung  $u_s$  gemessen. Des Weiteren wird mit Hilfe der NTCs die Temperatur  $t$  der O<sub>2</sub>-Sensoren bestimmt. Die von der Temperatur abhängige Spannung  $u_s(t)$  wird mit Hilfe der Formel 2.1 in die entsprechende Spannung  $u_s(t_0)$  umgerechnet, die bei sonst gleichen Bedingungen gemessen worden wäre, hätte der Sensor die Referenztemperatur  $t_0$ .

$$u_s(t) = u_s(t_0)[1 + \alpha(t - t_0)] \quad (2.1)$$

mit:

$t$  : Aktuelle Temperatur

$t_0$  : Referenztemperatur

$\alpha$  : Temperaturkoeffizient

Die Referenztemperatur  $t_0$  wird während der Kalibrierung der Sensoren bestimmt. Der Temperaturkoeffizient  $\alpha$  wird von Analytical Industries Inc. mit  $2,54\%K^{-1}$  angegeben<sup>22</sup>.

Die temperaturkompensierte Spannung  $u_s(t_0)$  wird dann in den aktuellen pO<sub>2</sub> umgerechnet. Dazu kommt die Gleichung 2.2 zum Einsatz. Es handelt sich dabei, wie in Kapitel 1.3.1.1 beschrieben, um eine lineare Funktion, in der der y-Achsenabschnitt  $b$  zu Null gesetzt werden kann, da der Ausgangsstrom der eigentlichen Sensorzelle und damit die Ausgangsspannung des Sensors Null ist, wenn kein Sauerstoff in dem zu analysierenden Gasgemisch vorhanden ist. Die Steigung der Geraden  $a$  wird während der Kalibrierung des Sensors bestimmt. Dabei muss eine Messung in einem Gasgemisch mit bekanntem pO<sub>2</sub> gemacht werden. Während dieser Kalibrierung wird auch die Referenztemperatur  $t_0$  bestimmt.

$$pO_2 = a \cdot u(t_0) + b \quad (2.2)$$

Im September des Jahres 2014 wurde der in Entwicklung befindliche Rebreather von der schwedischen Marine in Karlskrona, Schweden, getestet. Dabei war er an einen

<sup>22</sup>[http://www.aii1.com/PDF/dv\\_s\\_app.pdf](http://www.aii1.com/PDF/dv_s_app.pdf) (abgerufen am 21.09.2015)



Atemsimulator von ANSTI<sup>23</sup> angeschlossen, der es ermöglicht den Rebreather mit verschiedenen Atemfrequenzen und Atemvolumen und das bei verschiedenen Umgebungsdrücken und in verschiedenen Positionen, also z. B. stehend oder liegend, zu beatmen. Dabei wurde außerdem dafür gesorgt, dass das Gasgemisch im Atemkreis feucht war, wie es unter realen Bedingungen auch wäre. Des Weiteren befand sich der Rebreather während dieser Tests in einer nassen Druckkammer, in der Tauchgänge bis zu 200 m Tiefe simuliert werden können. Es ist dabei möglich Gasproben aus dem Atemkreis zu entnehmen und zu analysieren. Verwendet wurde dafür ein SERVOPRO 1440 Gasanalysator<sup>24</sup> von Servomex<sup>25</sup>. Es wurden eine ganze Reihe von Tauchgänge von der schwedischen Marine simuliert. Bei zwei von diesen wurde protokolliert, was die Gasanalyse zu verschiedenen Zeitpunkten ergab und was die beiden verbauten galvanischen und die beiden verbauten optischen Sauerstoffsensoren zu diesen Zeitpunkten angezeigt haben. Für den ersten dieser Tauchgänge wurde ein Nitrox 10 Gasgemisch verwendet. Bei diesem Gasgemisch liegt der Sauerstoffanteil bei 10 %, die übrigen 90 % sind Stickstoff. Für den zweiten kam ein Heliox 50 Gasgemisch zum Einsatz. Dieses Gemisch besteht zu 50 % aus Sauerstoff und zu 50 % aus Helium. Das zweite Gemisch wurde verwendet, um zu untersuchen, ob Helium einen Einfluss auf die optischen Sauerstoffsensoren hat. Helium ist ein Gas, das, wegen seiner im Vergleich zu Stickstoff geringeren narkotisierenden Wirkung, für sehr tiefe Tauchgänge als Füllgas eingesetzt wird.

### 2.1.1.2 Strombegrenzung der Sauerstoffsensoren

Wie in Kapitel 1.3.1.1 erwähnt, kann es bei galvanischen Sauerstoffsensoren bei hohen Sauerstoffpartialdrücken dazu kommen, dass nicht mehr alle O<sub>2</sub>-Moleküle an der Kathode reduziert werden können und es so zu einer Strombegrenzung innerhalb der Sensorzelle kommt. Dadurch entspricht die Ausgangsspannung dann nicht mehr dem zu erwartenden Wert. Es sollte überprüft werden, ab welchem pO<sub>2</sub> die zum Einsatz kommenden galvanischen Sauerstoffsensoren in Sättigung gehen. Dazu wurde ein solcher Sensor in eine kleine Druckkammer gesteckt, welche mit reinem Sauerstoff auf einen Absolutdruck von sieben bar gefahren wurde. Dies geschah in 0,2 bar-Schritten, wobei es jeweils fünf Sekunden gedauert hat, um die nächste Druckstufe zu erreichen, und auf jeder Stufe 15 Sekunden gewartet wurde. Wieder gesenkt wurde der Druck auf die selbe Weise. In Abbildung 3 ist das verwendete Druckprofil zu sehen. Ein mal pro Sekunde, wurde die Ausgangsspannung des Sensors und der aktuelle Druck und die Temperatur in der Kammer protokolliert. Um sicher zu stellen, dass sich möglichst reiner Sauer-

<sup>23</sup>Homepage: <http://www.ansti.com/> (abgerufen am 09.05.2015)

<sup>24</sup>Informationen zum Gerät sind zu finden auf:

<https://www.servomex.com/servomex/web/web.nsf/de/servopro-1440> (abgerufen am: 26.04.2015)

<sup>25</sup>Homepage: <http://ww3.servomex.com/> (abgerufen am 26.04.2015)

stoff in der Kammer befand und somit der Druck in der Kammer dem  $pO_2$  entsprach, wurde die Kammer insgesamt fünf mal in Folge mit reinem Sauerstoff auf fünf bar und wieder zurück auf Umgebungsdruck gebracht, bevor der eigentliche Test los ging. Das Druckprofil wurde dann zwei mal gefahren, ein Mal bei Zimmertemperatur und ein Mal bei etwas über  $40^\circ\text{C}$ . Dies wurde getan, um zu sehen, ob die Temperatur für die Strombegrenzung eine Rolle spielt. Die  $40^\circ\text{C}$  wurden erreicht, in dem die gesamte Druckkammer in ein heißes Wasserbad gelegt wurde.

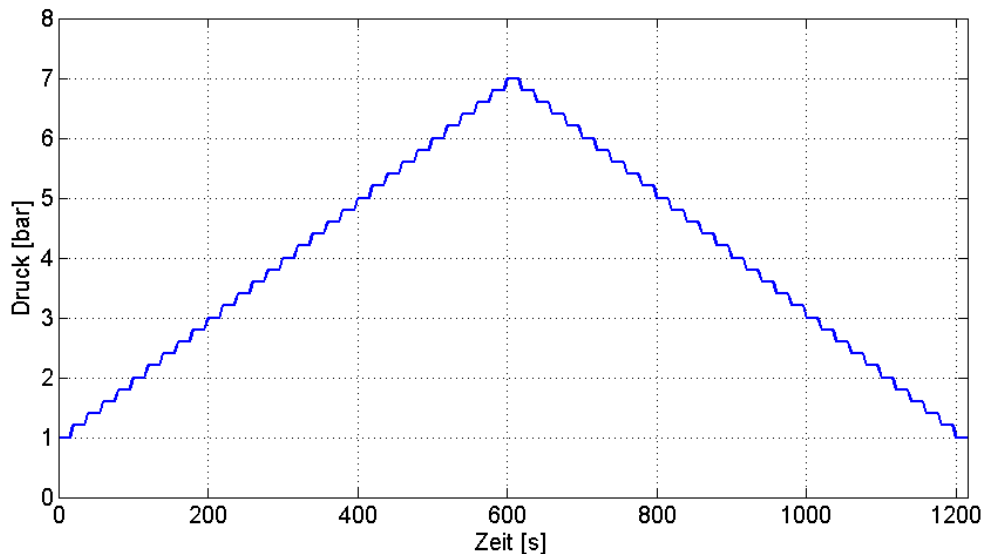


Abbildung 3: Druckprofil während dem Versuch zur Strombegrenzung

### 2.1.1.3 Überprüfen der Sauerstoffsensoren

Das in [70] vorgestellte Verfahren zur Überprüfung von galvanischen Sauerstoffsensoren ist ein sogenanntes voltammetrisches Testverfahren, bei dem an die Elektroden der Sensoren eine Gegenspannung angelegt wird, welche langsam erhöht und währenddessen gleichzeitig der Sensorstrom gemessen wird. Dieser kommt dabei irgendwann zum Erliegen. Die Strom-Spannungskurve, die dabei entsteht, gibt Aufschluss über den Zustand des  $O_2$ -Sensors. Dieses Verfahren sollte in dieser Arbeit etwas modifiziert werden. Dazu wurde die in Abbildung 1 dargestellte Schaltung entworfen. Sie erlaubt es über den DAC des verbauten Mikrocontrollers zwischen den Punkten PIN1 und PIN4 eine Spannung  $u_{dac}$  anzulegen, die variiert werden kann. Die Überprüfung der Sensoren läuft wie folgt. Als erster Datenpunkt wird zunächst die Ausgangsspannung des Sensors ohne angelegte Spannung  $u_{dac}$  gemessen. Dann wird eine erste Testspannung  $u_{dac1}$  für eine Sekunde angelegt, gefolgt von einer zweiten Testspannung  $u_{dac2}$ , welche für zwei Sekunden angelegt wird. Danach wird die Spannung  $u_{dac}$  wieder abgeschaltet, in dem die Mikrocontrollerpins an den Punkten PIN1 und PIN4 (s. Abbildung 1) wieder

als hochohmige Eingänge geschaltet werden. Im Anschluss werden weitere sieben Sekunden gewartet. Das gesamte Überprüfen eines Sensors dauert also zehn Sekunden. Während dieser Zeit wird mit einer Frequenz von 16 Hz<sup>26</sup> die Spannung  $u_s$  über dem Sensor gemessen und aufgezeichnet. Durch dieses Testverfahren wird die chemische Reaktion, die im Sensor abläuft, gestoppt, wodurch der Sensorstrom  $i_s$  irgendwann zu Null wird. Der Verlauf des Anstiegs und des Abfalls der Spannung  $u_s$  während diesem Testverfahren sollte Aufschluss über den Zustand des Sensors geben.

Um zu überprüfen, ob die bei diesem Testverfahren gewonnenen Spannungskurven tatsächlich etwas über den Zustand der Sensoren aussagen, wurden Versuche mit insgesamt sechs Sensoren des verwendeten Typs von galvanischen Sauerstoffsensoren gemacht. Diese sollen im Folgenden mit S1 bis S6 bezeichnet werden. Die Sensoren werden vom Hersteller in einer luftdichten Plastiktüte geliefert und mit einem „Ablaufdatum“ versehen, nach welchem sie nicht mehr verwendet werden sollten. Die Sensoren S1 und S2 wurden erst kurz vor den Versuchen vom Hersteller geliefert. Ihr Ablaufdatum war noch nicht überschritten und sie wurden erst kurz vor den Versuchen aus ihrer Verpackung genommen. Die Sensoren S3 und S4 waren zum Zeitpunkt der Versuche bereits abgelaufen, wurden aber erst kurz davor aus ihrer luftdichten Verpackung genommen. Die Sensoren S5 und S6 waren zum Zeitpunkt der Versuche ebenfalls bereits abgelaufen und waren auch schon im Rebreather während Tauchgängen im Einsatz. Tabelle 1 fasst die Daten, an denen die Verpackungen der Sensoren geöffnet wurden, und die Ablaufdaten zusammen. Ebenfalls angegeben sind die Seriennummern der Sensoren. Die Versuche selber fanden von Ende Januar 2015 bis Anfang Juni 2015 statt. Das genaue Datum, an denen die simulierten Tauchgänge (siehe nächster Absatz) stattfanden, werden in den Ergebnissen in Kapitel 3.1.1.3 jeweils mit angegeben.

Tabelle 1: Verwendete Sauerstoffsensoren

Sensor	geöffnet am	Ablaufdatum	Seriennummer
S1	25.03.2015	07.09.2016	503330451
S2	25.03.2015	07.09.2016	503330453
S3	26.01.2015	Jun. 2014	303134993
S4	26.01.2015	Jun. 2014	303134996
S1	03.08.2014	Jun. 2014	303134989
S2	03.08.2014	Jun. 2014	303134990

Für die gesamte Elektronik des Rebreathers gibt es bereits fertiggestellt Platinen (im Folgenden mit Rebreatherplatinen bezeichnet). Für die Versuche wurden jeweils zwei der sechs Sensoren auf eine Rebreatherplatine gesteckt. Die Firmware für den verwendeten Mikrocontroller wurde so verändert, dass das Überprüfen der Sensoren nicht wie

<sup>26</sup>In der Firmware, die auf dem Mikrocontroller, der unter anderem für das Auslesen und Überprüfen der galvanischen Sauerstoffsensoren zuständig ist, läuft, ist ein Timer implementiert, der den gesamten Programmablauf steuert. Dieser läuft mit einer Frequenz von 16 Hz.

sonst im normalen Betrieb in festen Zeitabständen automatisch stattfindet, sondern über eine serielle Schnittstelle per Befehl von einem Computer aus gestartet werden kann. Die Rebreatherplatine wurde dann zusammen mit einer kleinen Heizung in eine Druckkammer gelegt, welche über einen Computer gesteuert werden kann. In NI LabWindows<sup>TM</sup>/CVI von Natinal Instruments<sup>27</sup> wurde ein Programm geschrieben, das zum einen die Druckkammer steuert und zum anderen mit der Rebreatherplatine in der Druckkammer kommuniziert. So konnten die Überprüfungen der Sauerstoffsensoren gestartet und die dabei aufgenommenen Kurven in csv-Dateien für die spätere Auswertung gespeichert werden. Es wurden dann simulierte Tauchgänge durchgeführt, in dem die Druckkammer unter Druck gesetzt wurde. Dabei wurde immer das selbe Druckprofil gefahren, welches in einer Textdatei gespeichert war, die vom LabWindows-Programm eingelesen wurde. Das Profil ist in Abbildung 4 dargestellt. Auf jeder Druckstufe wurden die Sensoren einmal mit dem oben erklärten Testverfahren überprüft. Für jeden Sensor entstehen so pro Tauchgang elf Spannungskurven, die im Nachhinein analysiert werden können. Mit den Sensoren wurden in der Regel jeweils zwei Tauchgänge durchgeführt. Der erste sollte dabei jeweils bei Zimmertemperatur (zwischen 20 °C und 25 °C) stattfinden. Für den zweiten wurde die Druckkammer mittels der erwähnten Heizung auf etwa 40 °C erwärmt. Da die Druckkammer an manchen Tagen nach einem Tauchgang bei 40 °C noch nicht komplett wieder auf Zimmertemperatur abgekühlt war, bevor Testtauchgänge mit den nächsten zwei Sensoren stattfanden, ist es vorgekommen, dass beim ersten Tauchgang Temperaturen bis knapp unter 30 °C vorherrschten. Nach den Versuchen wurde das Programm Matlab von MathWorks<sup>28</sup> verwendet, um die gespeicherten Kurven einzulesen und darzustellen.

Die Sensoren S3 bis S6 wurden zusätzlich einem Langzeittest unterzogen. Dafür wurden sie über längere Zeit in einem Behälter gelagert, der mit reinem Sauerstoff gefüllt und dann verschlossen wurde. Die Sensoren befanden sich dabei auf einer kleinen Testplatine, von der die Anschlüsse der Sensoren über Kabel durch eine Kabelverschraubung aus dem Behälter geführt wurden. So konnten die Ausgangsspannungen permanent gemessen werden. Dies wurde mit Hilfe des Entwicklungsboards mikroXMEGA von MikroElektronika<sup>29</sup> gemacht. Die gemessenen Spannungen wurden an einen Laptop gesendet, auf dem ein weiteres LabWindows-Programm lief, welches die Daten ein Mal pro Minute gespeichert hat. Zunächst ein Mal pro Woche wurden die Sensoren aus dem Behälter genommen, einen Tag in Luft gelagert und dann wurden die oben beschriebenen Testtauchgänge durchgeführt. Als bemerkt wurde, dass sich erst mal keine Veränderung einstellte, wurden die Testtauchgänge in längeren unregelmäßigen Abständen durchgeführt. Die Idee dieses Versuches war es, die Sensoren schneller altern

<sup>27</sup>Homepage: <http://www.ni.com/lwcv/> (abgerufen am 13.02.2015)

<sup>28</sup>Homepage: <http://de.mathworks.com/> (abgerufen am 26.04.2015)

<sup>29</sup>Homepage: <http://www.mikroe.com/mikroxmega/> (abgerufen am 26.04.2015)

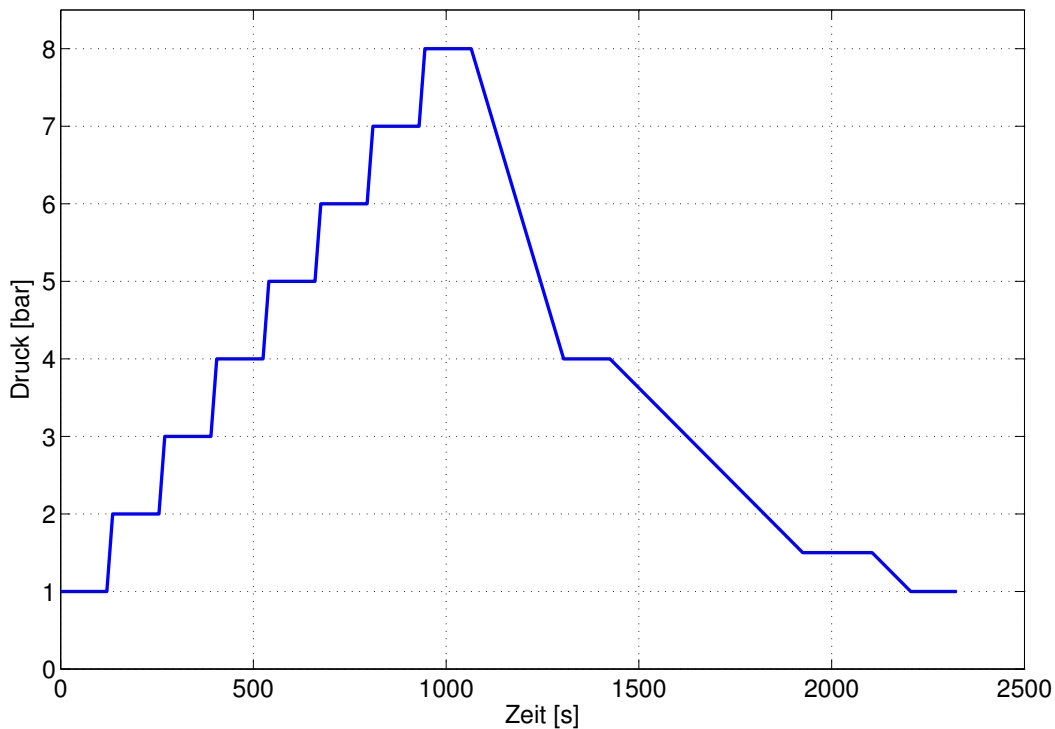


Abbildung 4: Druckprofil während der Sauerstoffsensorenüberprüfung

zu lassen, um so einen Verlauf in der Veränderung der Spannungskurven, die beim Überprüfungsverfahren entstehen, schneller sichtbar zu machen.

### 2.1.2 Optischer Sauerstoffsensor

Das Messprinzip, mit dem der entwickelte optische Sauerstoffsensor den Sauerstoffpartialdruck misst, beruht auf speziellen Farbstoffen. Diese Farbstoffe besitzen die Eigenschaft zu fluoreszieren, wenn man sie entsprechend anregt. Im konkreten Fall heißt das, dass diese Farbstoffe beim Bestrahlen mit blauem Licht dazu angeregt werden, rotes Licht zu emittieren. Die Fluoreszenz dieser Farbstoffe wird durch das Vorhandensein eines so genannten Quenchers ausgelöscht. Je nach Chemie der verwendeten Farbstoffe kommen unterschiedlich Stoffe als Quencher in Frage. Hier wurde ein Farbstoff gewählt, bei dem durch das Vorhandensein von Sauerstoff die Fluoreszenz ausgelöscht wird. Konkret heißt das, dass je höher die  $O_2$ -Konzentration und damit der Sauerstoffpartialdruck ist, desto weniger fluoresziert der Farbstoff.

Hauptbestandteile des entwickelten optischen Sauerstoffsensors sind eine blaue Leuchtdiode (=LED), ein Lichtspannungswandler und eine Sensorpad<sup>30</sup>, auf welchem der fluoreszierende Farbstoff aufgebracht ist. Das von der LED ausgesendete Licht geht durch einen kleinen Plexiglaszylinder, der als Lichtwellenleiter dient, und trifft dann

<sup>30</sup>Aufgrund einer Geheimhaltungsvereinbarung können in dieser Arbeit keine näheren Angaben zu dem Sensorpad gemacht werden.

auf das Sensorpad. Das emittierte rote Licht läuft durch den selben Plexiglaszylinder in entgegengesetzte Richtung und trifft auf den Lichtspannungswandler, der mit einem Rotfilter abgedeckt ist. Der Filter dient dazu, den Anteil des blauen Lichtes der LED, das auf den Wandler trifft, zu minimieren. Der Lichtspannungswandler hat einen analogen Spannungsausgang, an dem die Spannung direkt proportional zu der auf den Sensor fallenden Lichtintensität ist. Diese Ausgangsspannung wird mithilfe des internen ADCs des zum Auslesen verwendeten Mikrocontrollers (Typ: ATxmega32A4<sup>31</sup> von Atmel<sup>®32</sup>) gemessen. Das so entstandene digitale Rohsignal wird schließlich in den Sauerstoffpartialdruck umgerechnet.

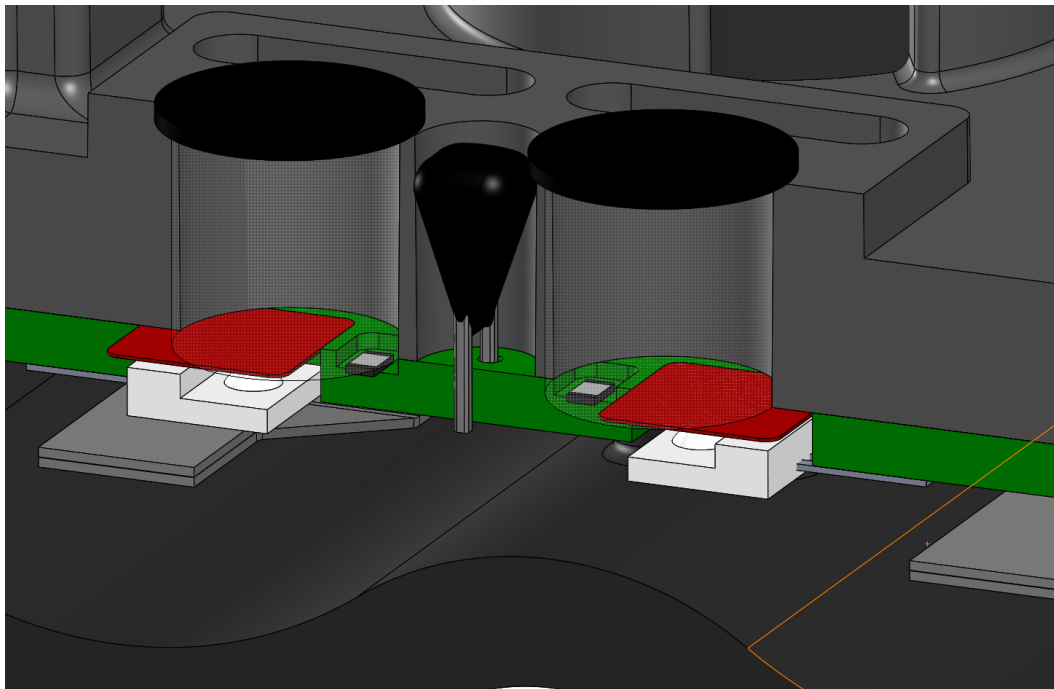


Abbildung 5: Aufbau des entwickelten optischen O<sub>2</sub>-Sensors

In den Rebreather wurden zwei dieser optischen Sauerstoffsensoren eingebaut. Abbildung 5 zeigt einen Schnitt durch das Elektronikgehäuse des Rebreather an der Stelle, an der die O<sub>2</sub>-Sensoren verbaut sind. Die beiden schwarzen Scheiben stellen die Sensorpads dar. Direkt darunter ist jeweils der Plexiglaszylinder angedeutet. In Rot dargestellt sind die Rotfilter unter denen jeweils die Lichtspannungswandler (weiß) sitzen. Neben den Rotfiltern sind die LEDs zu erkennen. Zwischen den beiden Sensoren ist in Schwarz ein NTC dargestellt, der zum Messen der Temperatur der Sensoren verwendet wird. Neben den Sensorpads sind Schlitze zu erkennen, in denen Widerstände verbaut sind, die dafür genutzt werden können, die Sensoren aufzuheizen.

<sup>31</sup>Datenblatt: [http://www.atmel.com/Images/Atmel-8069-8-and-16-bit-AVR-AMEGA-A4-Microcontrollers\\_Datasheet.pdf](http://www.atmel.com/Images/Atmel-8069-8-and-16-bit-AVR-AMEGA-A4-Microcontrollers_Datasheet.pdf) (abgerufen am 25.04.2015)

<sup>32</sup>Homepage: <http://www.atmel.com/> (abgerufen am 24.04.2015)

Die „Stärke“ der Fluoreszenz lässt sich auf zwei Arten bestimmen. Zum einen kann man die Intensität des emittierten Lichtes messen, zum anderen lässt sich die Zeit bestimmen, die es dauert bis die Fluoreszenz nach dem Ausschalten des anregenden Lichtes wieder abgeklungen ist. Sowohl die Intensität, als auch die Abklingzeit lassen Rückschlüsse auf den Sauerstoffpartialdruck zu.

Die Abklingzeit der Fluoreszenz liegt gewöhnlich im  $\mu\text{s}$ -Bereich. Bei den Sensorpads, die für die Entwicklung des Sensors zu Verfügung standen, liegt sie bei etwa  $30 \mu\text{s}$ . Um also eine hinreichend genaue Messung des Sauerstoffpartialdrucks unter Verwendung der Abklingzeit zu realisieren, hätte es einer entsprechen hohen zeitlichen Auflösung der Intensitätsmessung bedurft. Dies ließ sich mit dem verwendeten Mikrocontroller nicht realisieren. Deshalb wurde die Messung der maximalen Intensität der Fluoreszenz herangezogen, um mit dem entwickelten optischen Sauerstoffsensor den Sauerstoffpartialdruck zu messen.

Die nach Otto Stern und Max Volmer benannte Stern-Volmer-Gleichung (Formel 2.3) beschreibt den Zusammenhang zwischen der Intensität der Fluoreszenz und der Konzentration des Quenchers. In dieser Form lässt sich die Stern-Volmer-Gleichung aber nicht für den entwickelten optischen Sauerstoffsensor nutzen. Dies liegt daran, dass die Messung der Fluoreszenz nicht ideal abläuft. Trotz des eingesetzten Rotfilters und dem Versuch sämtliches anderes Licht vom Lichtspannungswandler fernzuhalten, fällt immer etwas „Falschlicht“ auf den Wandler. Dies muss bei der Umwandlung des Rohsignales des Sensors in den Sauerstoffpartialdruck berücksichtigt werden. Um dies zu tun wurde die Stern-Volmer-Gleichung erweitert<sup>33</sup>.

$$\frac{I_0}{I} = 1 + K_{SV} * [Q] \quad (2.3)$$

$$\Leftrightarrow [Q] = \frac{1}{K_{SV}} * \left( \frac{I_0}{I} - 1 \right) \quad (2.4)$$

mit

$I_0$  : Intensität der Fluoreszenz in Abwesenheit des Quenchers

$I$  : Intensität der Fluoreszenz in Anwesenheit des Quenchers

$K_{SV}$  : Stern-Volmer-Konstante

$[Q]$  : Konzentration des Quenchers

Mit der erweiterten Stern-Volmer-Gleichung lässt sich die Sauerstoffkonzentration  $[Q]$  im Atemkreis des Rebreather bestimmen. Ist diese und der aktuell Umgebungsdruck

<sup>33</sup>Da es sich bei der Erweiterung um Firmeninterna der Firma Seabear GmbH handelt, können in dieser Arbeit keine weiteren Angaben zu der erweiterten Formel gemacht werden.

bekannt, lässt sich durch einfaches Multiplizieren der Konzentration mit dem Umgebungsdruck der Sauerstoffpartialdruck bestimmen. Die Intensität  $I$  der Fluoreszenz wird mithilfe des Lichtspannungswandlers gemessen. Die beiden Größen  $K$  und  $I_0$  aus Gleichung 2.3, sowie eine weitere Größe aus der Erweiterung dieser Formel stellen Unbekannte dar, die durch Kalibrierung des Sensors bestimmt werden müssen. Da es drei Unbekannte sind, müssen für die Kalibrierung insgesamt drei Messungen gemacht werden, bei denen jeweils der aktuelle Sauerstoffpartialdruck der Proben bekannt ist.

### 2.1.2.1 Temperaturkompensation

Da das Rohsignal des Sensors stark temperaturabhängig ist, muss es zunächst temperaturkompensiert werden. Um zu bestimmen, wie der Zusammenhang zwischen der temperaturabhängigen Änderung des Rohsignals und der eigentlichen Temperaturänderung ist, wurden Versuche gemacht, bei denen der Sensor einem konstanten  $pO_2$  ausgesetzt war, während die Temperatur verändert wurde. Dabei wurden sowohl die Temperatur als auch das Rohsignal des Sensors aufgezeichnet. Aus den Messdaten ließ sich eine Formel<sup>34</sup> ermitteln, die es erlaubt das Rohsignal auf eine Referenztemperatur zu normieren. Die in Kapitel 3.1.2.1 dargestellten Ergebnisse stammen von einem Versuch bei dem sich der Sensor in einem Gasgemisch mit einem Sauerstoffanteil von 95 % befand. Der Umgebungsdruck lag bei 0,99 bar. Aufgeheizt wurde der Sensor mithilfe der verbauten Heißwiderstände.

Die Temperaturkompensation muss kalibriert werden, bevor die eigentliche Kalibrierung des Sensors stattfindet. Dazu wurde ein Verfahren entwickelt, bei dem der Sensor mittels der verbauten Heizwiderstände bei konstantem Sauerstoffpartialdruck aufgeheizt wird. Vor und nach dem Aufheizen werden die Rohwerte aufgezeichnet und die jeweilige Temperatur gemessen. Aus diesen Messungen lassen sich die Daten gewinnen, die später zur Temperaturkompensation herangezogen werden.

### 2.1.2.2 Charakterisierung

Nachdem entsprechende Routinen für die Temperaturkompensation, die Kalibrierung und das Umrechnen der Rohwerte in Sauerstoffpartialdrücke implementiert waren, wurde der Sensor im Labor charakterisiert. Dazu wurde der Sensor in eine Druckkammer gelegt, die mit Luft von 1 bar bis auf 8 bar Absolutdruck gefahren wurde. Das heißt, dass der Sensor dabei einem Sauerstoffpartialdruck von 0,2–1,66 bar (es wurde davon ausgegangen, dass Luft einen Sauerstoffanteil von 20,8 % hat) ausgesetzt war. Während dieser Charakterisierung wurde der Druck in der Kammer und damit der aktuelle

---

<sup>34</sup>Da es sich bei dieser Formel um Firmeninterna der Firma Seabear GmbH handelt, kann in dieser Arbeit die ermittelte Formel nicht angegeben werden



Sauerstoffpartialdruck sowie der vom optischen Sauerstoffsensor gemessene Sauerstoffpartialdruck protokolliert.

### **2.1.2.3 Lebensdauer**

Großer Vorteil des optischen Sauerstoffsensors gegenüber den galvanischen ist, dass er, wenn man ihn nicht verwendet und er auch sonst keinem Licht ausgesetzt wird, praktisch nicht altert. Durch Bestrahlung mit Licht, was beim Messen passiert, bleichen die Farbpigmente jedoch nach und nach aus. D. h. der Sensor altert, dadurch dass man ihn verwendet. Es sollte herausgefunden werden, wie lange die Lebensdauer des Sensors ist. Dazu wurde angenommen, dass im normalen Betrieb des Rebreathers eine Messung des Sauerstoffpartialdrucks pro Sekunde ausreichend ist. Das Messen des Sauerstoffpartialdrucks dauert lediglich drei Millisekunden. Es ist also möglich auch mehrmals pro Sekunde zu messen und so durch ein beschleunigtes Messen eine beschleunigte Alterung der Sensoren zu simulieren. Die Software zum Auslesen der Sensoren wurde für einen Versuch so umgeschrieben, dass der Sensor mit einer Frequenz von 60 Hz ausgelesen wurde. So ließ sich innerhalb einer Sekunde eine Minute und innerhalb von einer Minuten eine Stunde Tauchbetrieb simulieren. Mit dieser Rate wurden dann 20 Blöcke a 50 Stunden Tauchbetrieb, also 1000 Tauchstunden, simuliert. Zwischen den Blöcken wurde der Sensor jeweils kalibriert, um zu sehen, wie sich das Signal des Sensors über diese 1000 Tauchstunden verändert.

### **2.1.2.4 Antwortzeit**

Um die Antwortzeit des Sensors zu bestimmen, sollte eine Sprungantwort aufgenommen werden. Den schnellsten Sprung im Sauerstoffpartialdruck, der sich im Labor erzeugen ließ, wurde folgendermaßen realisiert. Der Sauerstoffsensor kam in eine Druckkammer, die mit Luft auf 8 bar Absolutdruck (1,66 bar pO<sub>2</sub>) gefahren wurde. An diesem Punkt wurde gewartet, bis der Sensor einen stationären Zustand erreicht hatte, dann wurde der Schlauch, über den die Luft in die Druckkammer gelangte, abgezogen. Dadurch fällt der Druck in der Kammer sehr rasch ab. Der Druck in der Kammer und damit auch der Sauerstoffpartialdruck und der vom Sensor ausgegebene pO<sub>2</sub> wurden protokolliert.

### **2.1.2.5 Messung des Sauerstoffpartialdrucks**

Bei den bereits in Kapitel 2.1.1.1 beschriebenen Versuchen bei der schwedischen Marine wurden auch die von den optischen Sauerstoffsensoren gemessenen Werte mitprotokolliert. So sollte herausgefunden werden, ob die Sensoren auch im Tauchbetrieb und nicht nur im Labor hinreichend genau funktionieren.

## 2.2 Kohlenstoffdioxidsensor

Es wurde ein CO<sub>2</sub>-Sensor entwickelt, der hauptsächlich aus zwei Komponenten besteht. Zum einen aus einer Glühbirne, die neben sichtbarem Licht vor allem Infrarotstrahlung aussendet, und zum anderen aus einem pyro-elektrischen zweikanal Infrarotdetektor. Pyro-elektrische Infrarotdetektoren sind in der Lage, Intensitätsschwankungen im Bereich der Infrarotstrahlung zu detektieren. Die beiden Kanäle des eingesetzten Detektors tun dies bei zwei unterschiedlichen Wellenlängen. Dies wird dadurch erreicht, dass sich vor den eigentlichen Sensoren optische Filter befinden, die nur entsprechende Strahlung durch lassen. Zum einen gibt es einen Referenzkanal, der bei 3,95  $\mu\text{m}$  Wellenlänge misst, zum anderen den CO<sub>2</sub>-Kanal, der bei 4,26  $\mu\text{m}$  misst. CO<sub>2</sub>-Kanal deshalb, weil CO<sub>2</sub>-Moleküle Strahlung der Wellenlänge 4,26  $\mu\text{m}$  absorbieren. Abbildung 6 zeigt den CO<sub>2</sub>-Sensor, eingebaut in den in Entwicklung befindlichen Rebreather. Zu erkennen ist die geöffnete Messkammer, welche fünf Zentimeter lang ist. In dieser wird der pCO<sub>2</sub> bestimmt. Links in der Abbildung ist der Infrarotdetektor mit seinen beiden optischen Fenstern zu sehen. Auf der rechten Seite befindet sich die Glühbirne, deren Licht von einem Spiegel in Richtung des Detektors gebündelt wird.



Abbildung 6: CO<sub>2</sub> Sensor

Da der Detektor sehr empfindlich auf leichte Temperaturschwankungen reagiert und deshalb Luftverwirbelungen die Messung stören können, wurde die Messkammer mit einer hydrophoben Membran abgedeckt. Die Verbindungsstelle zwischen Messkammer und Membran ist mit einem Dichtring abgedichtet. Die Abdeckung sorgt dafür, dass der

Detektor vor schnellen Temperaturschwankungen geschützt ist. Außerdem verhindert sie das Eindringen von Wasser in die Kammer, welches ebenfalls die Messung stören würde, da es den optischen Weg zwischen Infrarotquelle und -empfänger beeinflussen würde. Die Membran wurde für das Aufnehmen des Fotos (Abbildung 6) entfernt und ist nicht zu sehen.

Für die Messung des Kohlenstoffdioxidpartialdrucks wird die Glühbirne periodisch ein- und wieder ausgeschaltet. Die Infrarotstrahlung der Glühbirne geht durch die Messkammer, in der sich die zu analysierende Gasmischung befindet, und trifft auf den Detektor. Je höher die  $\text{CO}_2$ -Konzentration in der Messkammer ist, desto mehr von der Strahlung bei  $4,26 \mu\text{m}$  wird absorbiert und kommt nicht am Detektor an. Das heißt, je höher die  $\text{CO}_2$ -Konzentration ist, desto geringer ist die detektierte Intensität am  $\text{CO}_2$ -Kanal. Der pyro-elektrische Detektor liefert an seinen beiden Kanälen jeweils ein Ausgangssignal, das aufgrund des periodischen Ein- und Ausschaltens der Glühbirne ebenfalls periodisch ist. Die Amplitude dieser Signale ist proportional zur Intensität der Infrarotstrahlung und wird für die Berechnung des  $\text{pCO}_2$  herangezogen. Der Zusammenhang zwischen der gemessenen Intensität und der  $\text{CO}_2$ -Konzentration wird vom Lambert-Beerschen Gesetz beschrieben (s. Kapitel 2.2.1).  $\text{CO}_2$ -Sensoren, die nach diesem Prinzip arbeiten, werden als „Non-Dispersive Infrared“ (NDIR) Sensoren bezeichnet.

Der Referenzkanal dient dazu, das Signal des  $\text{CO}_2$ -Kanals zu normieren. Eventuell auftretende Störungen des optischen Weges zwischen der Infrarotquelle und dem Detektor betreffen im Idealfall beide Kanäle gleichermaßen. Vorstellbar ist zum Beispiel Kondensat vor dem Detektor oder auch Staub, der sich in der Messkammer befinden könnte. Ebenfalls könnte die Infrarotquelle Ursache von Signalschwankungen sein, wenn sie zum Beispiel altert oder sich die Versorgungsspannung geringfügig ändert. Gibt es nur einen Kanal, käme man bei einem durch eine Störung induzierten Abfall des Signals des Detektors unweigerlich zu dem Schluss, dass sich die Kohlenstoffdioxidkonzentration in der Messkammer erhöht haben muss. Ist aber auch der Referenzkanal vom Abfall betroffen, wird dieser durch die Störung induzierte Abfall des Signal heraus gerechnet, da das Referenzkanal-Signal nicht von der  $\text{CO}_2$ -Konzentration abhängt.

### 2.2.1 Das Lambert-Beersche Gesetz

Das Lambert-Beersche Gesetz (Formel 2.5) beschreibt die Intensitätsabnahme einer Strahlung, wenn diese durch ein Medium tritt, welches eine absorbierende Substanz enthält. Die Absorption ist abhängig von der Konzentration der absorbierenden Substanz  $c$ , der Intensität der Strahlung  $I$ , der Weglänge  $l$ , den die Strahlung durch das Medium nimmt, und einer Absorptionskonstanten  $k$ . Durch Umformen und Integrieren,

kommt man zur Formel 2.6.

$$dI = -kcI dl \quad (2.5)$$

$$\Leftrightarrow \int \frac{1}{I} dI = - \int kc dl$$

$$\Leftrightarrow \ln(I) = -kcl + C \quad (2.6)$$

Platziert man den Detektor entweder direkt hinter der Infrarotquelle ( $l = 0$ ) oder in einer Umgebung mit absolut keinem  $\text{CO}_2$  ( $c = 0$ ), misst man die Intensität  $I_0$  und es lässt sich die Integrationskonstante  $C$  bestimmen zu  $C = \ln(I_0)$ . Daraus folgt:

$$\ln(I) - \ln(I_0) = -kcl$$

$$\Leftrightarrow \ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = -kcl$$

$$\Leftrightarrow c = -\frac{1}{kl} \ln\left(\frac{I}{I_0}\right) \quad (2.7)$$

In der Formel 2.7 gibt es noch zwei Unbekannte, die in einer Kalibrierung des Sensor bestimmt werden müssen. Das ist zum einen die Intensität  $I_0$ , wofür eine Messung nötig ist, bei der sich absolut kein  $\text{CO}_2$  in der Messkammer befindet, und die Größe  $k$ . Um  $k$  zu bestimmen, ist eine Messung nötig, bei der genau bekannt ist, wie hoch die  $\text{CO}_2$ -Konzentration in der Kammer ist. Nachdem  $I_0$  bestimmt ist, lässt sich  $k$  bestimmen. Dafür gilt:

$$k = -\frac{1}{c_c l} \ln\left(\frac{I_c}{I_0}\right)$$

mit:

$c_c$  :  $\text{CO}_2$ -Konzentration im Kalibrationsgas

$I_c$  : gemessene Intensität bei dieser Konzentration

Setzt man dieses  $k$  in die Formel 2.7 ein erhält man die Formel 2.8. Obwohl diese Formel die Weglänge  $l$  nicht mehr beinhaltet, spielt die Länge der Messkammer beim Messen des Kohlenstoffdioxidpartialdrucks eine entscheidende Rolle, da sie die gemessene Intensität der Infrarotstrahlung am Ende der Messkammer mitbestimmt. Je länger die Messkammer, desto geringer ist bei gleicher  $\text{CO}_2$ -Konzentration die gemessene Intensität  $I$ . Aufgrund des Terms  $\ln(I/I_0)$  in Formel 2.8 verläuft die von dieser Formel beschriebene Messkurve für kleine  $I$  sehr steil. Dies bedeutet, dass kleine Änderungen in der gemessenen Intensität große Änderungen in der  $\text{CO}_2$ -Konzentration bedeuten. Das heißt aber auch, dass kleine Fehler in der Messung der Intensität zu großen Messfehler im Kohlenstoffdioxidpartialdruck führen. Für den angestrebten Messbereich von

0–25 mbar pCO<sub>2</sub> hat sich eine Messkammerlänge von etwa fünf Zentimeter bewährt.

$$c = \frac{1}{\underbrace{\frac{1}{c_c} \ln\left(\frac{I_c}{I_0}\right)}_{SPAN}} \ln\left(\frac{I}{I_0}\right) \quad (2.8)$$

Die Formel 2.8 lässt sich so nicht direkt verwenden. Dies hängt unter anderem damit zusammen, dass die Filtereigenschaften des optischen Filters vor dem CO<sub>2</sub>-Kanal niemals ganz genau zum Absorptionsspektrum von CO<sub>2</sub> passen. Das führt dazu, dass neben der von CO<sub>2</sub> absorbierten Strahlung teilweise auch andere Wellenlänge auf den Detektor fallen, die eben nicht von Kohlenstoffdioxid absorbiert werden. In einer Application Note<sup>35</sup> von Alphasense<sup>36</sup> findet sich die Formel 2.9, welche diese Problemstellung berücksichtigt. Die Herleitung dieser Formel findet sich in einer weiteren Application Note<sup>37</sup>.

$$x = \left[ \frac{\ln\left(1 - \frac{ABS}{SPAN}\right)}{-b} \right]^{\frac{1}{c}} \quad (2.9)$$

Wobei gilt:

$$ABS = 1 - \frac{I}{I_0} = 1 - \frac{\frac{ACT}{REF}}{\frac{ACT_0}{REF_0}} = 1 - \left[ \frac{ACT}{REF * ZERO} \right]$$

$$SPAN = \frac{ABS_x}{1 - \exp(-bx^c)}$$

$$ZERO = \frac{ACT_0}{REF_0}$$

<sup>35</sup>Application Note AAN 201-06: „NDIR: Gas Concentration Calculation Overview“ zu finden unter: [http://www.alphasense.com/WEB1213/wp-content/uploads/2014/12/AAN\\_201-06.pdf](http://www.alphasense.com/WEB1213/wp-content/uploads/2014/12/AAN_201-06.pdf) (abgerufen am: 08.02.2015)

<sup>36</sup>Homepage: <http://www.alphasense.com/> (abgerufen am 10.05.2015)

<sup>37</sup>Application Note AAN 204-02: „NDIR: Origin of Non-Linearity and SPAN“ zu finden unter: [http://www.alphasense.com/WEB1213/wp-content/uploads/2013/07/AAN\\_204-02.pdf](http://www.alphasense.com/WEB1213/wp-content/uploads/2013/07/AAN_204-02.pdf) (abgerufen am 08.02.2015)

mit

$x$  : CO<sub>2</sub>-Konzentration

$b$  und  $c$  : Linearisierungskoeffizienten

$ABS$  : Absorption

$ABS_x$  : Absorption bei einer CO<sub>2</sub>-Kalibrationskonzentration

$ACT$  : am CO<sub>2</sub>-Kanal gemessene Intensität

$ACT_0$  : am CO<sub>2</sub>-Kanal gemessene Intensität in Abwesenheit von CO<sub>2</sub>

$REF$  : am Referenzkanal gemessene Intensität

$REF_0$  : am Referenzkanal gemessene Intensität in Abwesenheit von CO<sub>2</sub>

$I$  : auf den Ref.-kanal normierte gemessene Intensität

$I_0$  : auf den Ref.-kanal normierte gemessene Intensität in Abwesenheit von CO<sub>2</sub>

Die beiden Größen *SPAN* und *ZERO* sind zwei Parameter, die während der Kalibrierung des Sensor bestimmt werden müssen. Dabei muss für den *ZERO*-Wert eine Messung gemacht werden, bei der sich in der Messkammer absolut kein CO<sub>2</sub> befindet, und für den *SPAN*-Wert eine, bei der die CO<sub>2</sub>-Konzentration genau bekannt ist. Sind *SPAN* und *ZERO* bekannt, lässt sich aus weiteren Intensitätsmessungen die CO<sub>2</sub>-Konzentration berechnen. Aus der Konzentration und dem aktuellen Umgebungsdruck lässt sich der momentane Kohlenstoffdioxidpartialdruck durch einfach Multiplikation dieser beiden Werte bestimmen.

### 2.2.2 Lookup Tabelle

Nachdem der Sensor seine endgültige Form hatte und entsprechende Routinen zur Kalibrierung implementiert waren, wurde versucht, ob sich mit der oben angegebenen Formel 2.9 das Rohsignal des Sensors in den passenden Kohlenstoffdioxidpartialdruck umrechnen lässt. Dazu wurde der Sensor in eine kleine Druckkammer gepackt, welche zunächst mit einer Vakuumpumpe geleert und dann mit einer vorher vorbereiteten Gas-mischung mit bekanntem pCO<sub>2</sub> wieder auf einen Druck von etwa einem bar gebracht wurde. Die Kammer wurde dann mit reinem Stickstoff (N<sub>2</sub>) in Ein-Bar-Schritten weiter gefüllt und auf bis zu acht bar Absolutdruck gebracht. Durch das Füllen mit N<sub>2</sub> bleibt der Kohlenstoffdioxidpartialdruck konstant, der Absolutdruck ändert sich aber. Auf jeder Stufe wurde gemessen und die Ergebnisse mit den erwarteten Werten verglichen. Dabei ist aufgefallen, dass dieses mathematische Modell für einen erhöhten Umgebungsdruck nicht genau genug funktioniert. Eine mögliche Ursache dafür stellt das sogenannte „Pressure-Broadening“ dar. Laut [77] gibt es eine ganze Reihe von Mechanismen die zu einer Aufweitung des Absorptionsspektrums führen. Zum Beispiel

steigt durch erhöhten Druck die Wahrscheinlichkeit für eine molekulare Interaktion der Gase, was zu einer Veränderung der Absorption führt. McDermitt et al. [49] schreiben dazu, dass sich eine Druckkorrektur über einen Umgebungsdruck von einem bar hinaus als problematisch erweisen könnte. Auch Gespräche mit anderen Herstellern haben ergeben, dass es bis jetzt noch niemandem gelungen ist, ein mathematisches Modell zu finden, welches den Zusammenhang zwischen der gemessenen Intensität der Strahlung und dem zugehörigen  $p\text{CO}_2$  auch unter erhöhtem Umgebungsdruck beschreibt.<sup>38</sup> Aus diesem Grund wurde dazu übergegangen, eine Lookup-Tabelle zu implementieren.

Bei den oben beschriebenen Versuchen zur Überprüfung des Sensors wurden ebenfalls die Rohwerte des Sensors zusammen mit dem Umgebungsdruck und dem vorherrschenden  $p\text{CO}_2$  protokolliert. Aus diesen Daten ließ sich die erwähnte Lookup-Tabelle erstellen. Diese ist wie folgt aufgebaut. Sie besteht insgesamt aus sieben Zeilen, wobei jede Zeile einen anderen  $p\text{CO}_2$  (von 0 – 22.49 mbar) darstellt, und 15 Spalten, wobei jede Spalte einen anderen Umgebungsdruck repräsentiert. In den jeweiligen Zellen der Tabelle ist das an dieser Stelle gemessene Rohsignal des Sensors eingetragen, wobei es auf den ZERO-Werte normiert wurde. Der ZERO-Wert ist in diesem Fall das Rohsignal, das bei 0 mbar  $p\text{CO}_2$  und einem bar Umgebungsdruck gemessen wurde. Um nun aus dem Rohwert des Sensors den aktuellen Kohlenstoffdioxidpartialdruck zu ermitteln, wird in dieser Tabelle nachgesehen, wobei für Werte, die zwischen Zeilen bzw. Spalten liegen, interpoliert wird.

Um zu sehen ob dieses Verfahren funktioniert, wurde bei einem der simulierten Tauchgängen bei der schwedischen Marine (s. Kapitel 2.1.2) mit dem SERVOPRO 1440 Gasanalysator nicht der Sauerstoffpartialdruck im Atemkreis des Rebreather, sondern die  $\text{CO}_2$ -Konzentration gemessen und mit den Werten des entwickelten optischen  $\text{CO}_2$ -Sensors verglichen.

## 2.3 Blutdruck

Im Zuge dieser Arbeit sind zwei Prototypen für ein Blutdruckmessgerät für Taucher/innen entstanden. Der Hauptunterschied dieser Prototypen liegt im Medium, das zum Füllen der Blutdruckmanschette verwendet wurde. Zunächst gab es ein Gerät, das Luft zum Füllen verwendet, im Folgenden ist dann ein Gerät entstanden, bei welchem die Manschette statt mit Luft mit Wasser gefüllt wurde. Die beiden entstandenen Prototypen sollen in den folgenden Unterkapiteln einzeln beschrieben werden.

---

<sup>38</sup>Persönliches Gespräch mit Assoc. Prof. Dr. Arne Sieber (Gründer der Seabear GmbH) am 30.04.2015 über seine Gespräche mit anderen Rebreatherherstellern.

### 2.3.1 Luftgefüllte Manschette

Um die in der Einleitung (s. Kapitel 1.3.3) beschriebenen Probleme mit dem in [75] beschriebenen Blutdruckmessgerät zu umgehen, sollte die verwendete oszillometrische Messmethode (s. Kapitel 2.3.1.1) etwas verändert werden (s. Kapitel 2.3.1.2). Dazu wurde ein Prototyp eines Blutdruckmessgerätes (s. Abbildung 7) aufgebaut, für welches das in [75] beschriebene Gerät als Vorlage diente.



Abbildung 7: Prototyp eines Blutdruckmessgerätes mit luftgefüllter Manschette

In Abbildung 7 sieht man im Vordergrund einen der von der Firma Seabear GmbH entwickelten Tauchcomputer, über den man die Blutdruckmessung starten kann und der die gesammelten Daten speichert. In dem schwarzen Gehäuse, welches direkt auf die Manschette montiert ist, befinden sich folgende Teile: Eine Platine, deren Hauptkomponente ein Mikrocontroller (ATxmega32A4<sup>39</sup> von Atmel<sup>®</sup><sup>40</sup>) ist, ein elektromagnetisches Ventil zum Einlassen von Luft in die Manschette und eines zum Auslassen der Luft, ein Differenzdrucksensor (Typ: MP3V5050<sup>41</sup> bzw. Typ: MPX5100DP<sup>42</sup> von freescale<sup>™</sup><sup>43</sup>) mit einem Messbereich von 0–50 kPa bzw. 0–100 kPa, was 0–375 mmHg

<sup>39</sup>Datenblatt: [http://www.atmel.com/Images/Atmel-8069-8-and-16-bit-AVR-AMEGA-A4-Microcontrollers\\_Datasheet.pdf](http://www.atmel.com/Images/Atmel-8069-8-and-16-bit-AVR-AMEGA-A4-Microcontrollers_Datasheet.pdf) (abgerufen am 25.04.2015)

<sup>40</sup>Homepage: <http://www.atmel.com/> (abgerufen am 24.04.2015)

<sup>41</sup>Das Datenblatt ist zu finden auf der Seite von freescale.

<sup>42</sup>Das Datenblatt ist zu finden auf der Seite von freescale.

<sup>43</sup>Homepage: <http://www.freescale.com/> (abgerufen am 26.04.2015)



bzw. 0–750 mmHg entspricht, sowie ein Analog-Digital-Wandler (Typ: AD7718<sup>44</sup> von Analog Devices<sup>45</sup>). Das ganze wurde wasserdicht in eine Vergussmasse eingegossen. Der Mikrocontroller hat die Aufgabe, die Blutdruckmessung zu steuern und mit dem Tauchcomputer zu kommunizieren. Der Differenzdrucksensor misst den Druckunterschied zwischen den Drücken innerhalb und außerhalb der Manschette. Das analoge Ausgangssignal dieses Differenzdrucksensors wird vom Analog-Digital-Wandler in ein digitales Signal umgewandelt und an den Mikrocontroller geschickt. Die Luft zum Befüllen der Manschette kam direkt aus der Pressluftflasche des/der Tauchers/Taucherin.

### **2.3.1.1 Oszillometrische Blutdruckmessmethode**

Bei der oszillometrischen Blutdruckmessmethode handelt es sich um ein Blutdruckmessverfahren, bei dem der diastolische und systolische Blutdruck aus den Druckschwankung in einer Oberarmmanschette berechnet wird, die durch den Herzschlag bei unterschiedlichen Drücken in der Manschette entstehen. Dazu wird die Manschette zunächst auf einen Druck oberhalb des systolische Blutdrucks aufgepumpt und dann wird der Druck wieder langsam durch Ablassen der Luft auf einen Wert unterhalb des diastolischen Blutdrucks reduziert. Während des Ablassens der Luft wird der Druck in der Manschette gemessen. Durch den Herzschlag und den dadurch verursachten Puls kommt es zu Druckschwankungen im gemessenen Manschettendruck, die dem Druckabfall überlagert sind. Diese Druckschwankungen haben abhängig vom aktuellen Druck in der Manschette und dem diastolischen und systolischen Blutdruck unterschiedliche Amplituden. Beim Senken des Manschettendrucks von einem Wert, der über dem systolischen Blutdruck liegt, wird die Amplitude dieser Druckschwankungen zunächst größer. Zum Zeitpunkt, bei dem der Manschettendruck dem mittleren arteriellen Blutdruck entspricht, erreicht die Amplitude der Druckschwankung ihr Maximum und fällt von da an wieder. Nach Beendigung der Messung wird der Maximalwert der Amplitude bestimmt und dieser Wert mit zwei Faktoren, einer für den diastolischen und einer für den systolischen Blutdruck, multipliziert. So erhält man zwei neue Amplitudenwerte. Es wird dann in der aufgezeichneten Amplitudenkurve nachgesehen, bei welchem Manschettendruck diese Werte erreicht wurden. Diese Manschettendrücke werden dann als diastolischer bzw. systolischer Blutdruck angesehen.

### **2.3.1.2 Modifizierte oszillometrische Blutdruckmessmethode**

Die Messmethode des entwickelten Prototyps verlief so, dass beim Starten einer Messung die Manschette zunächst auf einen Druck aufgepumpt wurde, der unterhalb des

---

<sup>44</sup>Datenblatt:

[http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD7708\\_7718.pdf](http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD7708_7718.pdf)  
(abgerufen am 26.04.2015)

<sup>45</sup>Homepage: <http://www.analog.com/en/index.html> (abgerufen am 26.04.2015)

diastolischen Blutdrucks liegt (dabei wurde angenommen, dass der diastolische Blutdruck zumindest größer als 50 mmHg ist). Um während des eigentlichen Messens des Blutdrucks in der Lage zu sein, den Manschettendruck in immer gleich großen Schritten zu erhöhen, wurde während dem Aufpumpen das Zeitintervall ermittelt, das nötig ist, um bei offenem Ventil eine vorgegebene Druckerhöhung (von z. B. fünf mmHg) zu realisieren. Dann wurde über die durch den Puls des/der Tauchers/Taucherin verursachte Druckschwankung in der Manschette ein Herzschlag detektiert und die dazugehörige Pulsamplitude sowie der Druck in der Manschette gespeichert. Direkt nach dem detektierten Herzschlag wurde das Magnetventil für die Länge des vorher bestimmten Zeitintervalls geöffnet und Luft in die Manschette gelassen. Dieser Vorgang wurde nach jedem detektierten Pulsschlag wiederholt. Außerdem wurde währenddessen aus den gespeicherten Drücken und Amplituden auf die selbe Methode wie bei der herkömmlichen oszillometrischen Methode der Blutdruck errechnet. Abgebrochen wurde die Messung sobald der systolische Blutdruck bekannt war. Im Anschluss wurde das Ventil zum Auslassen der Luft aus der Manschette geöffnet, bis der Druck in der Manschette wieder auf den aktuellen Umgebungsdruck gefallen war.

Mit dem entwickelten Prototypen wurden mehrere Messungen an zwei verschiedenen Tauchern in einem See gemacht. Diese sollten zeigen, ob es möglich ist, mit der erwähnten Messmethode den Blutdruck von Tauchern/Taucherinnen unter Wasser zu bestimmen.

### **2.3.2 Wassergefüllte Manschette**

Wie bei Geräten, die die oszillometrische Messmethode an Land verwenden, besteht auch bei dem in dieser Arbeit vorgestellten entwickelten Blutdruckmessgerät das Problem, dass Bewegungen des Armes zu Störung der Messung führen [25]. Dies lässt sich nicht umgehen. Ein anderes Problem, das unter Wasser hinzukommt, hängt mit der luftgefüllten Manschette (s. Kapitel 2.3.1) zusammen. Ist die Manschette mit Luft gefüllt, wird der Druck dadurch aufgebaut, dass diese Luft innerhalb der Manschette komprimiert wird. Schon minimale Tiefenänderungen während der Messung unter Wasser führen dazu, dass die Luft in der Manschette abhängig von der Richtung der Tiefenänderung weiter komprimiert oder entspannt wird. Dies führt zu Druckschwankungen, die die Messung ebenfalls unbrauchbar machen. Das heißt, dass der/die Taucher/in während einer Blutdruckmessung nicht nur seinen/ihren Arm ruhig, sondern zusätzlich ganz genau die Tiefe halten muss. Dies macht den Einsatz einer luftgefüllten Manschette für breiter angelegte Studien unpraktikabel. Aus dieser Überlegung heraus sollte untersucht werden, ob es möglich ist, die Blutdruckmessung an Tauchern/Taucherinnen unter Wasser mit einer wassergefüllten Manschette durchzuführen.

Dazu wurde ein weiterer Prototyp entwickelt. Bei diesem wird die Manschette mit

Hilfe einer Pumpe (Typ: WPDC-05.0L-5.4M-12VDC<sup>46</sup> von Rotek<sup>47</sup>) mit Wasser gefüllt. Der Druck innerhalb und außerhalb der Manschette wurde mit Drucksensoren (Typ: MS5803-05BA<sup>48</sup> von Measurement Specialties<sup>49</sup>) gemessen. Die Differenz dieser Druckwerte entspricht dem Manschettendruck. Da festgestellt wurde, dass sich das Aufpumpen mit der verwendeten Pumpen nicht zwischen einzelnen Herzschlägen realisieren ließ, wurde wieder auf die „herkömmliche“ oszillometrische Messverfahren (s. Kapitel 2.3.1.1) zurückgegriffen, wobei der Manschettendruck am Anfang über den systolischen Blutdruck erhöht wird. Um dennoch ein gleichmäßiges Ablassen des Drucks unabhängig von der Tiefe zu bewerkstelligen, wurden drei Magnetventile zum Auslassen des Wassers verbaut. Es war geplant, unterschiedliche viele von diesen Ventilen abhängig von der Geschwindigkeit des Druckabfalls zu öffnen. Die Druckwerte der beiden Drucksensoren sollten zunächst auf einer SD-Karte gespeichert und später ausgewertet werden.

Getestet wurde der Prototyp im Mittelmeer vor Kroatien. Dafür wurden Messungen an drei freiwilligen Tauchern/Taucherinnen durchgeführt. Diese lagen dabei ruhig auf Sandgrund in drei Metern Wassertiefe. An jedem/jeder der Taucher/innen sollten insgesamt 20 Blutdruckmessungen hintereinander vorgenommen werden. Jeweils zehn dieser Messungen sollten am rechten, die übrigen zehn am linken Arm vorgenommen werden. Dabei trugen die Taucher/innen an einem Arm einen Neoprenanzug während der andere Arm nackt war. Da es bei diesem Versuch noch nicht darum ging, den tatsächlichen Blutdruck zu bestimmen, wurde darauf verzichtet, sämtliche Messungen am linken Arm durchzuführen. Viel mehr ging es in diesem Versuch darum zu sehen, ob es mit einer wassergefüllten Manschette überhaupt möglich ist, den Blutdruck unter Wasser zuverlässig zu bestimmen. Deshalb sollten die Daten im Nachhinein dahingehend untersucht werden, ob die aufeinander folgenden Messungen zu reproduzierbaren Ergebnissen führen. Die Messung an einem nackten und einem mit einem Neoprenanzug bekleideten Arm sollten zweigen, ob es zu Unterschieden aufgrund des Neoprenanzugs kommt.

Da es während der Vorbereitungen zu dem Versuch zu einem Wassereinbruch in den Teil des Gehäuses gekommen ist, in dem die SD-Karte untergebracht war, wurde dieser Teil der Schaltung beschädigt. Da dies vor Ort nicht behoben werden konnte, wurde kurzerhand ein Kabel angebracht, über das die Druckdaten an einen Laptop gesendet werden konnten. Diese Kabel führte zu einem Boot an der Oberfläche, auf dem eine Helferin sich um das Aufzeichnen der Daten und das Speichern kümmerte. Die

---

<sup>46</sup>Datenblatt:

[http://www.rotek.at/produkte/pdf-aktuell/Pumpen/WPDC-Brushless/PUM287\\_WPDC-05.0L-5.4M-12VDC/Version\\_2010-03/WPDC-05.0L-5.4M-12VDC\\_Benutzerhandbuch\\_de.pdf](http://www.rotek.at/produkte/pdf-aktuell/Pumpen/WPDC-Brushless/PUM287_WPDC-05.0L-5.4M-12VDC/Version_2010-03/WPDC-05.0L-5.4M-12VDC_Benutzerhandbuch_de.pdf)  
(abgerufen am 30.04.2015)

<sup>47</sup>Homepage: <http://www.rotek.at/> (abgerufen am 30.04.2015)

<sup>48</sup>Datenblatt: <http://www.meas-spec.com/downloads/MS5803-05BA.pdf> (abgerufen am 09.05.2015)

<sup>49</sup>Homepage: <http://www.meas-spec.com/> (abgerufen am 09.05.2015)

gesammelten Daten wurden später analysiert.

## 2.4 Elektrokardiogramm

Um während des Tauchgangs ein Elektrokardiogramm (EKG) aufzunehmen, wurde eine Schaltung entworfen und aufgebaut, die in der Lage ist das EKG-Signal zu verstärken und zu digitalisieren (s. Abbildung 8). Dafür kommt ein Instrumentenverstärker (Typ: AD623<sup>50</sup> von analog devices<sup>51</sup>) zum Einsatz. Dazu in Reihe ist eine Operationsverstärkerschaltung geschaltet, die zum einen weiter verstärkt und zum anderen einen analogen Bandpassfilter mit den Grenzfrequenzen 1,5 Hz und 100 Hz realisiert. Das so verstärkte und gefilterte EKG-Signal wird vom internen Analog-Digital-Wandler des verwendeten Mikrocontrollers (Typ: ATxmega32A4<sup>52</sup> von Atmel<sup>®</sup><sup>53</sup>) digitalisiert und durch einen digitalen Notchfilter geleitet. Dieser filtert 50 Hz-Störungen heraus.

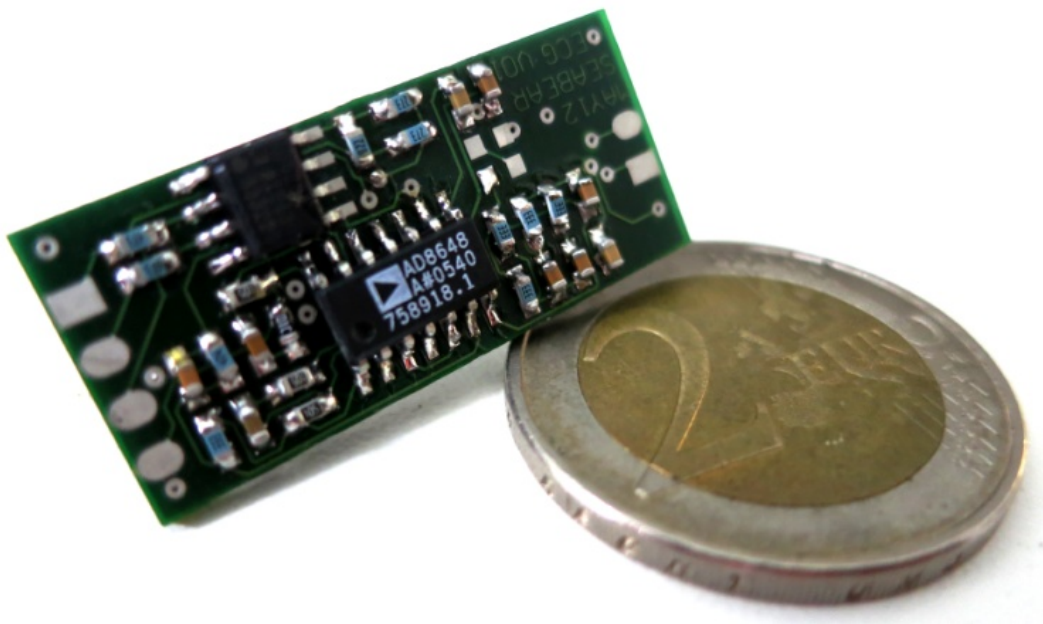


Abbildung 8: EKG Platine

Der auf der EKG-Platine verwendete Mikrocontroller ist in der Lage aus dem digitalisierten EKG-Signal das RR-Intervall zu bestimmen und damit auch die Herzfrequenz. Diese Daten lassen sich über einen sogenannten I<sup>2</sup>C-Kommunikationsbus an den Tauch-

<sup>50</sup>Datenblatt: [http://www.analog.com/static/imported-files/data\\_sheets/AD623.pdf](http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/AD623.pdf) (abgerufen am: 13.02.2015)

<sup>51</sup>Homepage: <http://www.analog.com/en/index.html> (abgerufen am 13.07.2015)

<sup>52</sup>Datenblatt: [http://www.atmel.com/Images/Atmel-8069-8-and-16-bit-AVR-AMEGA-A4-Microcontrollers\\_Datasheet.pdf](http://www.atmel.com/Images/Atmel-8069-8-and-16-bit-AVR-AMEGA-A4-Microcontrollers_Datasheet.pdf) (abgerufen am 25.04.2015)

<sup>53</sup>Homepage: <http://www.atmel.com/> (abgerufen am 24.04.2015)

computer übertragen. Die Bandbreite und Architektur dieses Busses reicht jedoch nicht aus, um auch das gesamte digitale EKG-Signal zu übertragen.

Die französische Marine wollte verschiedene Langzeittest mit Kampftauchern in einer Druckkammer durchführen. Die Druckkammer bestand dabei aus zwei Bereichen, einem nassen und einem trockenen darüber. Im nassen Teil der Druckkammer fanden die eigentlichen Tauchgänge statt. Der trockene Bereich kann für verschiedene Dinge genutzt werden. Zum einen stellt er einen Sicherheitsaspekt dar, da über ihn zusätzliche Personen während der Tauchgänge in die Kammer geschleust werden können. So kann zum Beispiel im Falle eines medizinischen Notfalls ein Arzt in die Kammer zu den Tauchern gelangen. Außerdem ermöglicht dieser Bereich unter anderem das Abnehmen von Blutproben während des Tauchganges. Man wollte während dieser Langzeittests in der Lage sein, das EKG-Signal der Kampftauchern während der Tauchgänge außerhalb der Druckkammer mitzuverfolgen und aufzuzeichnen. Daher wurde das digitale Signal seriell über ein Kabel an ein kleines selbst entwickeltes Übertragungsmodul gesendet, welche den Datenstream mittels einer Infrarotübertragung (IR = Infrarot) aus der Druckkammer heraus sendet. Außerhalb der Druckkammer wurde ein IR-Empfänger platziert. Abbildung 9 zeigt den Sender und den Empfänger der Infrarotübertragung an einer Scheibe der Druckkammer.

Um die EKG-Kurve an einem mit dem IR-Empfänger verbundenen Laptop darzustellen, wurde ein Programm mit Hilfe von NI LabWindows<sup>TM</sup>/CVI von National Instruments<sup>54</sup> geschrieben, welches unter anderem die EKG-Kurve anzeigt, diese kontinuierlich speichert und es außerdem erlaubt kurze Abschnitte des Signals extra zu speichern und während die Messung weiter läuft in Ruhe zu vergleichen. Abbildung 10 zeigt den Hauptbildschirm dieses Programms. Im unteren Teil des Bildes ist das EKG-Signal zu sehen.

Nachdem die ersten Langzeittests der französischen Marine in der Druckkammer erfolgreich abgeschlossen waren, sollten ähnliche Versuch auch im offenen Meer stattfinden. Dabei war angedacht, dass zwei Taucher einen Tauchgang machen und eine Oberflächensupervision vom Boot aus gemacht wird. Auf dem Begleitboot sollte ein anwesender Kardiologe in der Lage sein, das EKG in Echtzeit zu begutachten. Für diesen Versuch stellte die IR-Datenübertragung kein geeignetes Verfahren dar, da für diese Art der Datenübertragung eine Sichtverbindung zwischen dem Sender und dem Empfänger bestehen muss. Selbst wenn man das IR-Übertragungsmodul an einer Boje befestigt hätte, wäre allein aufgrund von Wellen nicht davon auszugehen, dass es ständig eine ununterbrochene Sichtverbindung zwischen dem Sender und Empfänger gegeben hätte. Außerdem ist bei den Versuchen in der Druckkammer aufgefallen, dass die Befestigung des IR-Senders an einem starren Objekt innerhalb der Druckkammer

---

<sup>54</sup>Homepage: <http://www.ni.com/lwcv/> (abgerufen am 13.02.2015)



Abbildung 9: Infrarotübertragung: Sender und Empfänger

zwei Probleme mit sich bringt. Zum einen stellt es ein gewisses Sicherheitsrisiko dar, für den Fall, dass die Taucher aus dem nassen in den trockenen Bereich der Druckkammer evakuiert werden müssen. Zum anderen schränkt diese Befestigung die Bewegungsfreiheit der Taucher ein. Aus diesen Gründen wurde eine kleine Boje gebaut, in der sich ein Class 1 Bluetooth-Modul (Typ: BTM-220<sup>55</sup> von Rayson<sup>56</sup>) mit einem Sendebereich von 100 m befand. Die Daten wurden in dieser Anordnung von der Platine über ein Kabel an die Boje, die oberhalb der Taucher an der Oberfläche schwamm, und von dort via Bluetooth an einen Laptop gesendet. Das Kabel für weitere Versuche in der Druckkammer war dabei zwei Meter lang. Für die Versuche im offenen Meer wurde ein 30 m langes Kabel gewählt. Auf dem Laptop lief die selbe Software, wie vorher bei den Versuchen in der Druckkammer.

<sup>55</sup>Datenblatt: <http://www.octamex.de/shop/datasheet/e70a1bf57c2c9d9b00ae165f6f7b2d52.pdf> (abgerufen am 10.05.2015)

<sup>56</sup>Homepage: <http://www.rayson.com/rayson/en/index.php> (abgerufen am 10.05.2015)

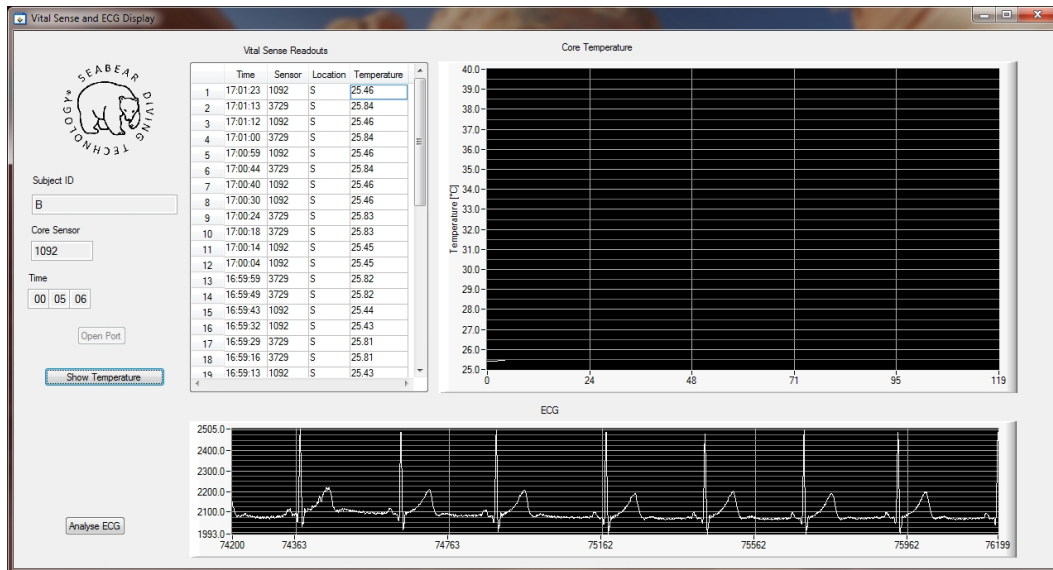


Abbildung 10: EKG und Körpertemperatur Software

## 2.5 Körpertemperatur

Die französische Marine verwendet schon seit längerem zum Messen der Körpertemperatur von Tauchern und Taucherinnen ein VitalSense<sup>®</sup> Gerät der Firma Philips Respironics<sup>57</sup>. Dieses Gerät ist in der Lage Temperaturdaten von verschiedenen Temperatursensoren zu empfangen, die Daten zum späteren Auslesen zu speichern und live auf einem kleinen Bildschirm anzuzeigen. Als Temperatursensoren gibt es zum einen Pads, die auf die Haut geklebt werden können und die Hauttemperatur messen, und zum anderen kleine Pillen, die wie Medikamentenkapsel geschluckt werden können und aus dem Körperinnern die Körperkerntemperatur senden.

Dieses System sollte auch bei den schon erwähnten Langzeittauchgängen (s. Kapitel 2.4) zum Einsatz kommen. Dabei sollten mehrere Pads an unterschiedlichen Stellen auf die Körper der Kampftaucher geklebt werden und jeder von ihnen sollte eine dieser Kapseln schlucken. Die Empfangsgeräte sollten die Taucher in wasser- und druckdichten Gehäusen verpackt in Taschen ihrer Anzüge bei sich tragen.

Das große Problem, das bei Vorversuchen dabei entstand, war, dass die Daten nicht ohne Weiteres außerhalb der Druckkammer in Echtzeit mitverfolgt werden konnten. Die Taucher mussten in regelmäßigen Abständen auf die Anzeigen der Empfangsgeräte schauen, die aktuellen Temperaturwerte auf Tafeln schreiben und diese an eine Scheibe der Druckkammer halten, damit die Daten dann außerhalb der Kammer protokolliert werden konnten. Ein Prozess der sehr aufwendig und fehleranfällig ist. Außerdem wäre dieses Verfahren bei den Versuchen im Freiwasser gänzlich ungeeignet gewesen.

Aus diesem Grund wurde das Empfangsgerät etwas modifiziert. Es wurde geöffnet und

<sup>57</sup>Internetseite: <http://actigraphy.respironics.com/devices/vitalsense/> (abgerufen am: 14.02.2015)



innerhalb des Gerätes nach einer Stelle gesucht, an der die Temperaturdaten über eine serielle Schnittstelle ausgelesen werden konnten. Diese Schnittstelle wurde über ein Kabel aus dem Gerät herausgeführt. Da auf der in Kapitel 2.4 beschriebenen EKG-Platine eh eine serielle Schnittstelle vorgesehen war, wurde diese genutzt, um vom verbauten Mikrocontroller nicht nur das EKG-Signal verarbeiten zu lassen, sondern zusätzlich die Temperaturdaten zu verarbeiten und ebenfalls zusammen mit den EKG-Daten weiter zu senden. Das Gesamtsystem aus Temperaturmessung und EKG ist in Abbildung 11 zu sehen.



Abbildung 11: Gesamtsystem aus Körpertemperaturmessung und EKG

Die in Kapitel 2.4 erwähnte entwickelte Software zeigt im oberen Bereich in einer Tabelle die aktuellsten Temperaturmesswerte an und stellt den Verlauf ausgewählter Temperatursensoren auch graphisch dar (s. Abbildung 10).



## 3 Ergebnisse

In diesem Kapitel sollen die Ergebnisse der verschiedenen im Kapitel 2 beschriebenen Versuche zusammengetragen werden.

An verschiedenen Stellen im Text und als Achseneinheit in verschiedenen Graphen wird der Ausdruck „adc-counts“ verwendet. Dies entspricht dem digitalen Ausgangssignal des jeweils verwendeten ADCs. Je nach Einstellung des ADCs kann ein adc-count verschiedenen gemessenen Spannungen entsprechen. Da für die Berechnungen des zu messenden Parameters (z. B. dem  $pO_2$ ) intern oft nicht der eigentliche Spannungswert, sondern direkt der Ausgangswert des ADCs herangezogen wird, fehlt oft die Umrechnung in die zugehörige Spannung. Dies ist nicht weiter relevant, da die adc-counts in einem linearen Verhältnis zur gemessenen Spannung stehen und somit alle Aussagen, die über die adc-counts gemacht werden, ebenso für die gemessenen Spannungen gelten.

In einer Reihe von Graphen in diesem Kapitel werden Messwerte nicht über der Zeit oder einer anderen physikalischen Größe aufgetragen, sondern über der Nummer der jeweiligen Messungen. In solchen Abbildungen ist der zeitliche Abstand zwischen den Messungen nicht notwendigerweise konstant. In Fällen, wo der zeitliche Abstand nicht unbedingt konstant ist, wurden die einzelnen Messwerte jeweils mit einer Markierung in den Graphen versehen. Die Messwerte wurden dann mit Geraden zu durchgehenden Kurven verbunden. Auch wenn in solchen Fällen der zeitliche Verlauf der Messgrößen zwischen den Einzelmessungen nicht bekannt ist, wurde diese Form der Darstellung gewählt, da sie in meinen Augen zum besseren Verständnis beiträgt.

### 3.1 Sauerstoffsensoren

Im Zuge dieser Arbeit ist für den in Entwicklung befindlichen Rebreather eine Sensorik entstanden, die im Bereich der Sauerstoffdetektierung aus insgesamt vier Sensoren besteht, zwei galvanischen und zwei optischen. In diesem Kapitel sollen die Ergebnisse im Bereich der Sauerstoffsensorik des Rebreathers zusammengetragen werden. Dabei werden in Kapitel 3.1.1 zunächst die galvanischen und dann in Kapitel 3.1.2 die optischen Sauerstoffsensoren behandelt.

#### 3.1.1 Galvanische Sauerstoffsensoren

Die folgenden Unterkapitel beschäftigen sich mit dem Messen des Sauerstoffpartialdrucks mit Hilfe der galvanischen Sauerstoffsensoren und der Strombegrenzung und dem Überprüfen dieser Sensoren. Es werden die Ergebnisse, die in diesen Bereichen erzielt wurden, vorgestellt.

### 3.1.1.1 Messung des Sauerstoffpartialdrucks

Der SERVOPRO 1440 von Servomex, der während der Tests bei der schwedischen Marine als Referenzmessgerät gedient hat, misst nicht den Sauerstoffpartialdruck, sondern den Sauerstoffanteil des zu analysierenden Gasgemisches. Während der Testtauchgänge wurde deshalb jeweils der Sauerstoffanteil, die aktuelle Tiefe und die von den galvanischen bzw. optischen (s. Kapitel 3.1.2.5) Sauerstoffsensoren gemessenen  $pO_2$ -Werte protokolliert. Aus der Tiefe und dem vom Servomex-Gerät gemessenen  $fO_2$  wurde der Referenzwert für den Sauerstoffpartialdruck errechnet.

Die Abbildungen 12 und 13 zeigen die protokollierten Werte der galvanischen Sauerstoffsensoren (in Grün und Rot dargestellt) im Vergleich zu den vom Servomex-Gerät gemessenen Referenzwerten (in Blau dargestellt) für die Tauchgänge mit Nitrox 10 bzw. Heliox 50. In beiden Fällen ist die grüne Linie nur schwach oder sogar gar nicht zu erkennen. Dies liegt daran, dass die beiden galvanischen Sauerstoffsensoren teilweise exakt den selben Sauerstoffpartialdruck angezeigt haben, wodurch die Werte vom einen Sensor von denen des anderen in der Darstellung überdeckt werden. In beiden Fällen ist außerdem zu erkennen, dass beim Abtauchen, während der Druck und damit auch der Sauerstoffpartialdruck steigt, die von den galvanischen Sensoren angezeigten Werte etwas unterhalb der Referenzwerte liegen, wohingegen sie sich beim Auftauchen, in dem Bereich der Kurve, in dem der Sauerstoffpartialdruck wieder fällt, den Referenzwerten nähern.

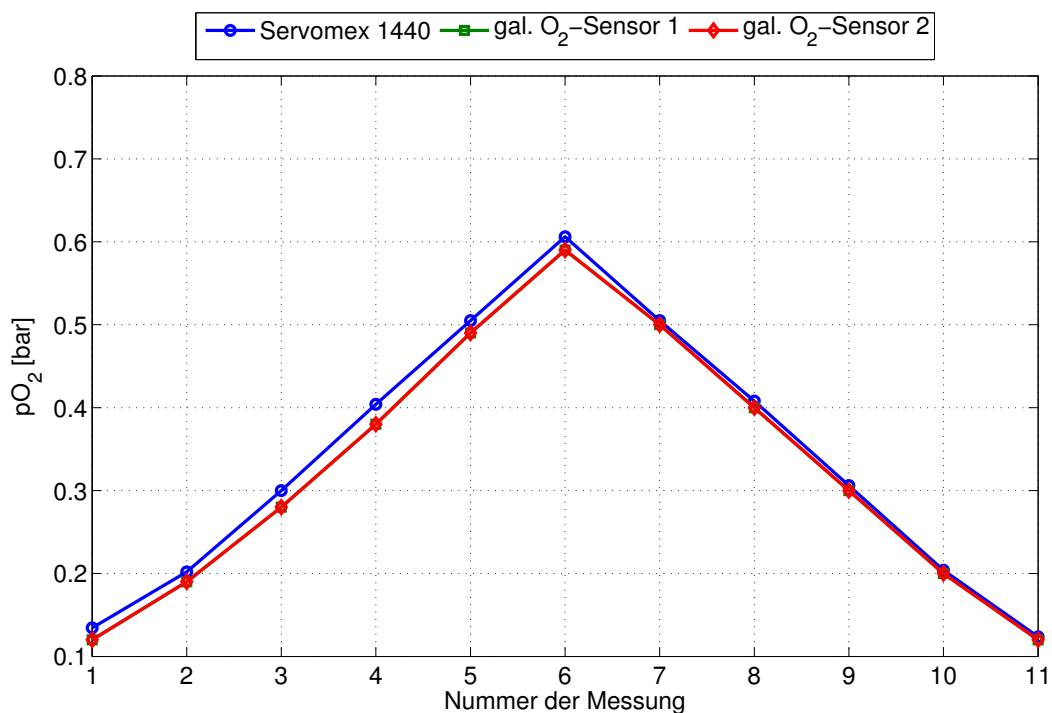


Abbildung 12: Messung mit den galvanischen O<sub>2</sub>-Sensoren (Nitrox 10)

In Matlab wurde für die beiden Tauchgänge, deren Daten in den Abbildungen 12

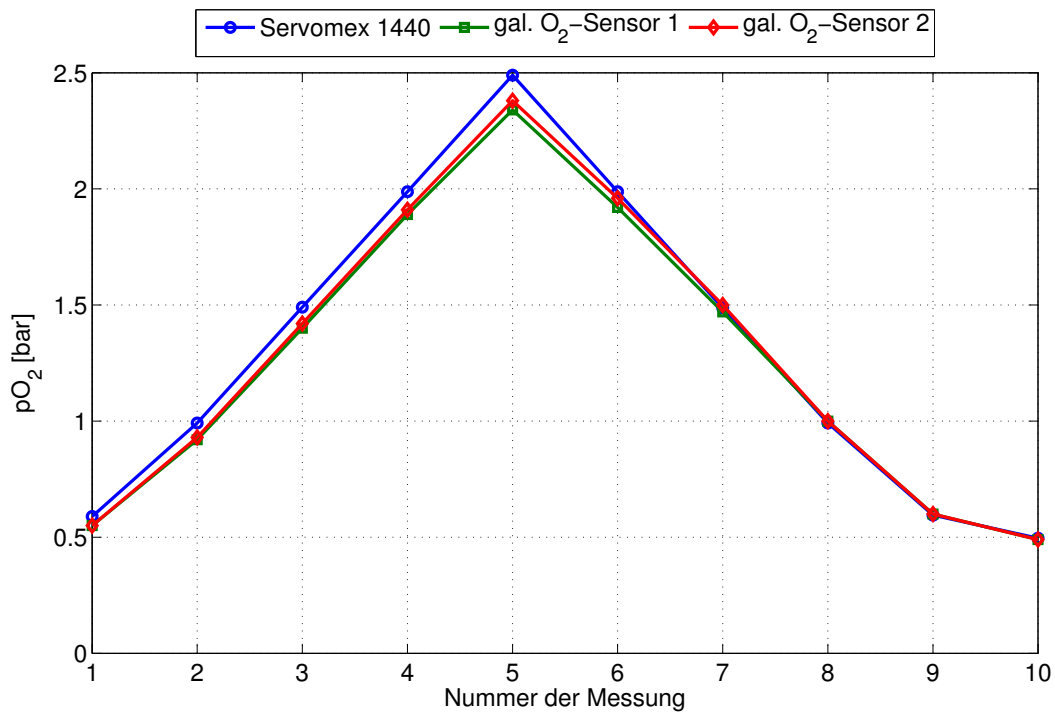


Abbildung 13: Messung mit den galvanischen O<sub>2</sub>-Sensoren (Heliox 50)

und 13 dargestellt sind, jeweils eine Korrelationsanalyse zwischen den Referenzwerten des Servomex-Gerätes und den Werten der beiden galvanischen Sauerstoffsensoren gemacht. Außerdem wurde jeweils die maximale Differenz zwischen den Referenzwerten und den von den galvanischen Sauerstoffsensoren gemessenen Werte berechnet. Der Korrelationskoeffizient lag dabei im Bereich zwischen 99,88 % und 99,92 %. Die maximale Differenz betrug 0,15 bar. Alle Ergebnisse dieser Berechnungen sind in Tabelle 2 zusammengetragen.

Tabelle 2: Korrelationskoeffizient und maximale Differenz zwischen den Referenzwerten und den galvanischen Sauerstoffsensoren

Sensor	Gasgemisch	Korrelationskoeffizient [%]	max. Differenz [bar]
gal. O <sub>2</sub> -Sensor 1	Nitrox 10	99,92	0,024
gal. O <sub>2</sub> -Sensor 2	Nitrox 10	99,92	0,024
gal. O <sub>2</sub> -Sensor 1	Heliox 50	99,89	0,15
gal. O <sub>2</sub> -Sensor 2	Heliox 50	99,88	0,11

### 3.1.1.2 Strombegrenzung der Sauerstoffsensoren

Abbildung 14 zeigt die Ergebnisse des Versuchs zur Strombegrenzung der galvanischen Sauerstoffsensoren. In Blau und mit „kalt“ bezeichnet ist darin der Durchlauf bei Zimmertemperatur dargestellt. Die rote mit „warm“ bezeichnete Kurve stellt den Durchlauf bei etwas über 40 °C dar. Im kalten Fall hat die Temperatur zwischen 21,56 °C

und  $24,75^\circ\text{C}$  geschwankt. Im warmen Fall lag die Temperatur zwischen  $40,44^\circ\text{C}$  und  $45,50^\circ\text{C}$ . In beiden Fällen ist zu erkennen (im warmen deutlicher als im kalten), dass es offenbar zwei Kurven gibt, die ein klein wenig übereinander liegen. Der jeweils untere Ast stammt dabei von den Messungen, die gemacht wurden, als der Druck in der Kammer erhöht wurde. Der jeweils obere Ast stammt von den Messungen, die während der Druckminderung gemacht wurden. Außerdem ist zu erkennen, dass die Kurven „gewellt“ aussehen, was damit zusammenhängt, dass die Sensoren einer Sauerstoffpartialdruckänderung nicht unmittelbar folgen können, sondern eine gewisse Antwortzeit haben.

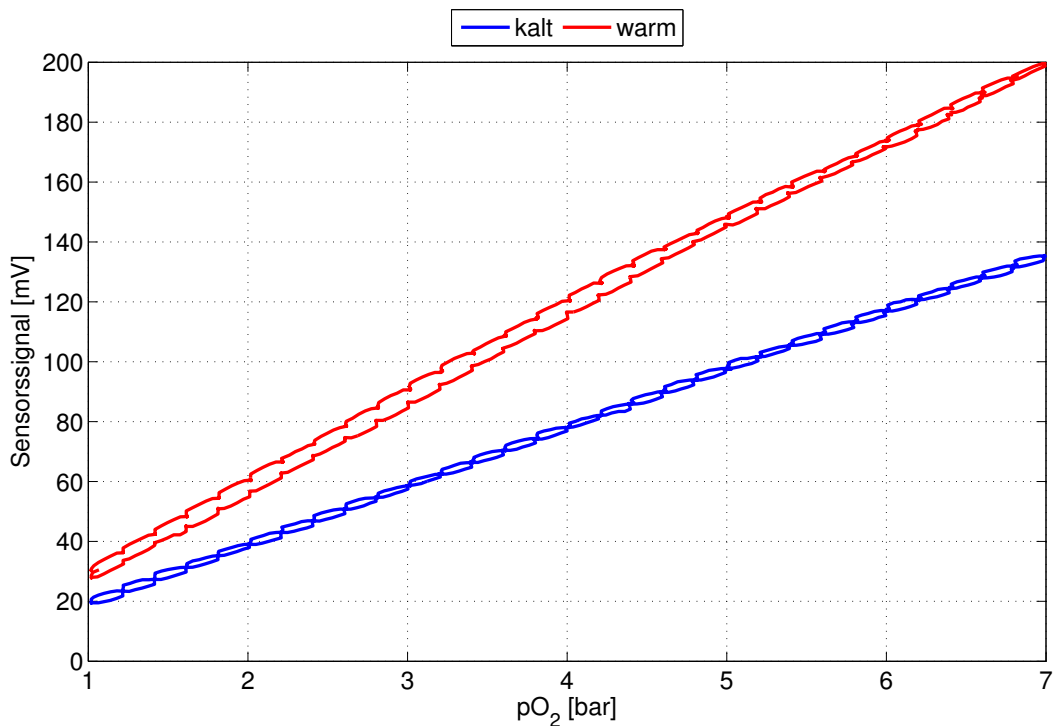


Abbildung 14: Ausgangssignal des galvanischen O<sub>2</sub>-Sensors während des Versuchs zur Strombegrenzung

Ziel dieses Versuchs war es herauszufinden, ab welchem pO<sub>2</sub> der Sensor in Sättigung geht. Weder die blaue noch die rote Kurve aus Abbildung 14 lassen ein deutliches Abknicken, zu dem es in der Sättigung kommen würde, erkennen. Das heißt, dass der Sensor bis zu einem Sauerstoffpartialdruck von sieben bar nicht strombegrenzt ist.

Die Daten dieses Versuchs lassen sich außerdem dazu nutzen, zu demonstrieren, dass sich das Ausgangssignal der galvanischen Sauerstoffsensoren mit der Formel 2.1 tatsächlich temperaturkompensieren lässt. Die Abbildung 15 verdeutlicht dies. Darin ist zu sehen, dass die beiden Kurven vom kalten und vom warmen Durchlauf nach der Temperaturkompensation nahezu übereinander liegen.

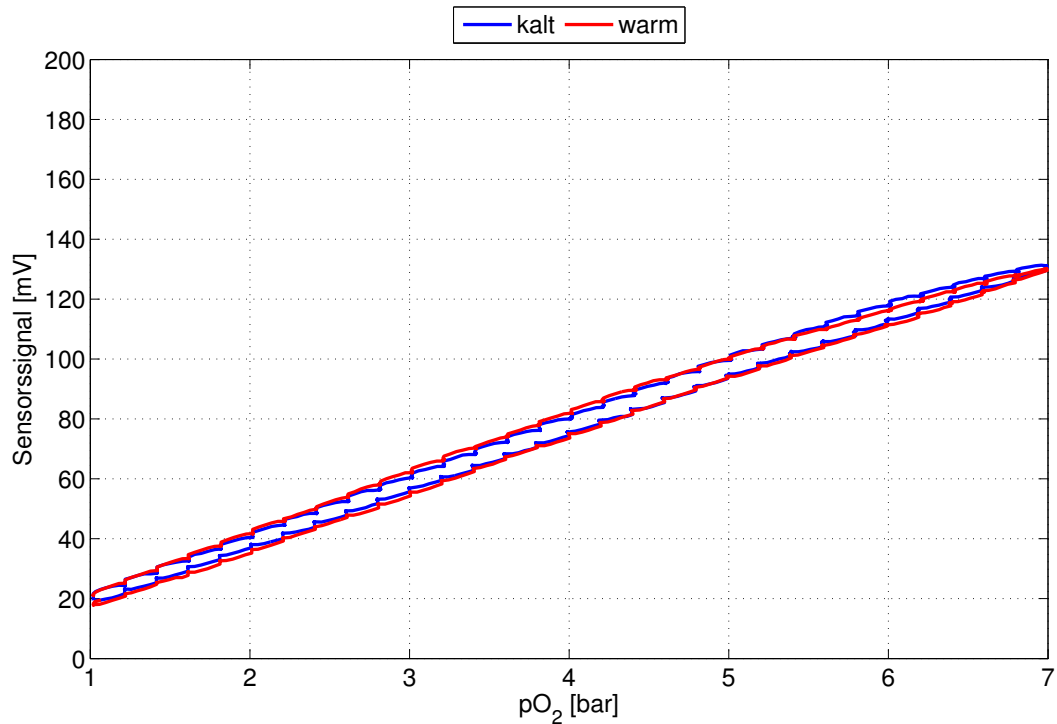


Abbildung 15: Ausgangssignal des galvanischen O<sub>2</sub>-Sensors während des Versuchs zur Strombegrenzung

### 3.1.1.3 Überprüfen der Sauerstoffsensoren

Aufgrund der Fülle an Kurven, die beim Versuch zur Überprüfung der galvanischen Sauerstoffsensoren entstanden sind, können in dieser Arbeit nicht sämtliche Kurven dargestellt werden. Die Abbildungen 16 bis 21 zeigen eine Auswahl. In jeder dieser sechs Abbildungen sind jeweils zwei bis vier Kurven eines der Testsensoren dargestellt. All diese Graphen stammen von Sensorüberprüfungen bei einem Umgebungsdruck von etwa vier bar (entspricht einer Tauchtiefe von ungefähr 30 m). Das Datum (in der Form JJJJ-MM-TT), an welchem der jeweilige Testtauchgang stattgefunden hat, und der Umgebungsdruck und die Temperatur, welche dabei vorherrschten, sind jeweils in der Legende angegeben. Auf der x-Achse der Graphen ist die Zeit aufgetragen. Das Überprüfen eines Sensors dauert jeweils zehn Sekunden. Auf der y-Achse ist die Spannung über den Sauerstoffsensoren aufgetragen.

Die Abbildungen 16 und 17 zeigen die Spannungsverläufe der Sensoren S1 und S2. Diese beiden Sensoren waren noch nicht abgelaufen und sind erst acht Tage vor den dargestellten Tests aus ihrer Verpackung genommen worden. Diese Verläufe stellen im Grunde Referenzkurven für einen neuen, funktionierenden Sensor dar. Die beiden jeweils dargestellten Kurven unterscheiden sich im wesentlichen durch die Temperatur, bei der sie aufgenommen wurden. Unabhängig von der Temperatur liegen die beiden Kurven jeweils ziemlich genau übereinander. Nach dem Abklingen der Span-

nung zurück auf die eigentlich Ausgangsspannung der Sensoren ist zu erkennen, dass die Ausgangsspannung bei höheren Temperaturen, wie es nach Formel 2.1 bei einem positiven Temperaturkoeffizienten zu erwarten ist, etwas höher ist als bei niedrigeren Temperaturen.

Die Abbildungen 18 und 19 stammen von den Sensoren S3 und S4. Diese Sensoren waren zum Zeitpunkt der Tests bereits abgelaufen, waren aber noch nicht in einem Rebreather im Einsatz. Beide Sensoren wurden 52 Tage vor dem ersten Testdurchlauf aus ihrer Verpackung genommen. Zwischen dem ersten und dem zweiten Testdurchlauf lagen 74 Tage, in denen sie in einem Behälter mit nahezu reinem Sauerstoff gelagert wurden, wodurch ihre Alterung beschleunigt werden sollte. Zum einen ist bei allen diesen Kurven auffällig, dass der Spannungsanstieg, der jeweils bei Sekunde eins startet, einen langsameren Verlauf hat, als bei den Referenzkurven und knapp unter den 450 mV, die in den Referenzkurven erreicht werden, bleibt. Zum anderen ist auch der Abfall, der jeweils bei Sekunde drei startet, langsamer als im Referenzfall. Dies ist vor allem bei den Kurven deutlich, die bei etwa 40 °C entstanden sind. Im Bereich zwischen Sekunde eins und drei haben die 40 °C-Kurven vom 01.06.2015 zu dem einen deutlich anderen Verlauf als die Referenzkurven. Hier wird nicht mehr die selbe Spannung erreicht und die Kurven sehen „eingedellt“ aus. In Abbildung 18 ist bereits bei der 40 °C-Kurve vom 19.03.2015 eine leichte Eindellung zu erkennen.

Die Abbildungen 20 und 21 stammen von den Sensoren S5 und S6. Diese Sensoren waren zum Zeitpunkt der Tests bereits abgelaufen und schon mehrere Monate aus ihrer Verpackung. Außerdem waren sie bereits mehrfach bei Tauchgängen in einem Rebreather im Einsatz. Auch hier sind in allen Fällen, wie in den Abbildungen 18 und 19, ein deutlich langsamerer Anstieg von der ersten Spannungsstufe auf die zweite und ein deutlich langsamerer Abfall der Spannung zu erkennen. Gerade der langsamere Abfall ist vor allem bei den 40 °C-Kurven markant und scheint nach Ablauf der zehn Sekunden noch nicht vollständig beendet zu sein. Außerdem sind in diesen Abbildungen alle 40 °C-Kurven im Bereich zwischen Sekunde eins und drei deutlich eingedellt und haben eine wesentlich kleinere Maximalspannung als die Referenzkurven.

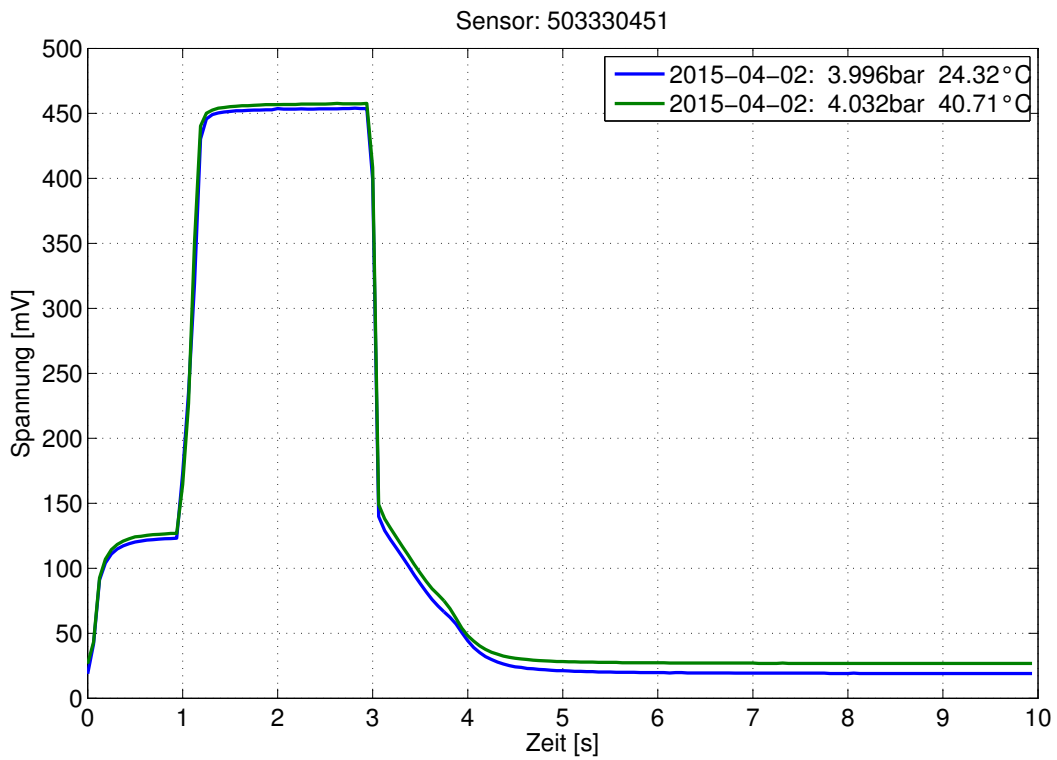


Abbildung 16: Spannungsverlauf beim Überprüfen von Sensor S1 bei 4 bar

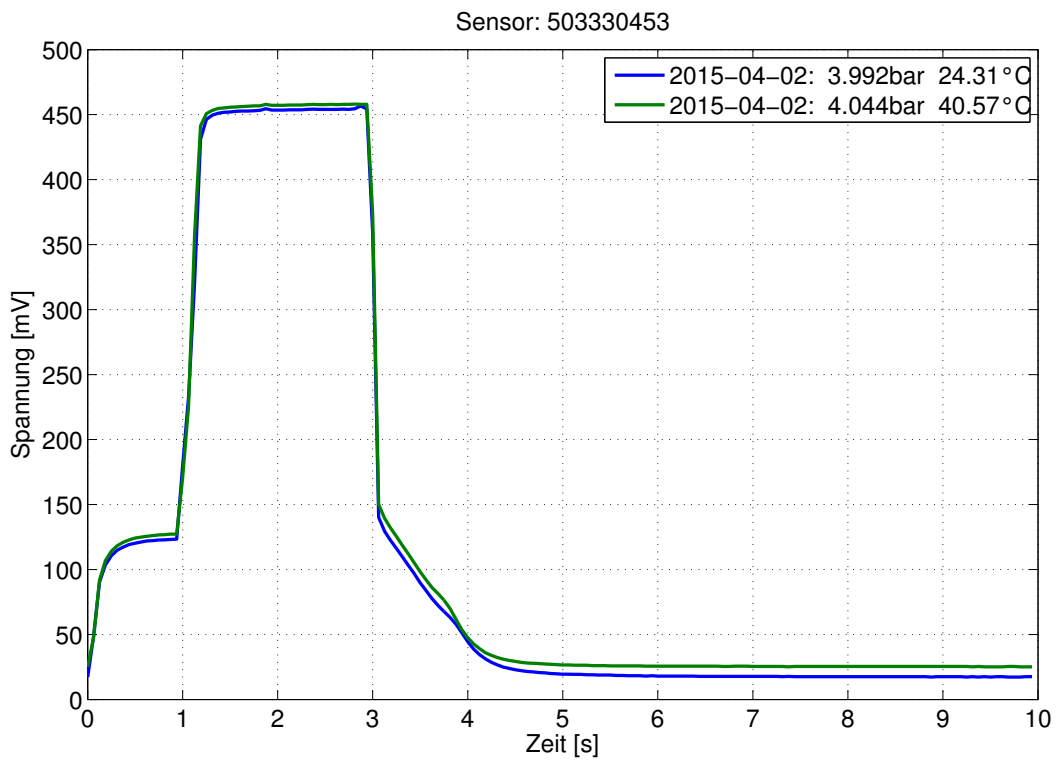


Abbildung 17: Spannungsverlauf beim Überprüfen von Sensor S2 bei 4 bar

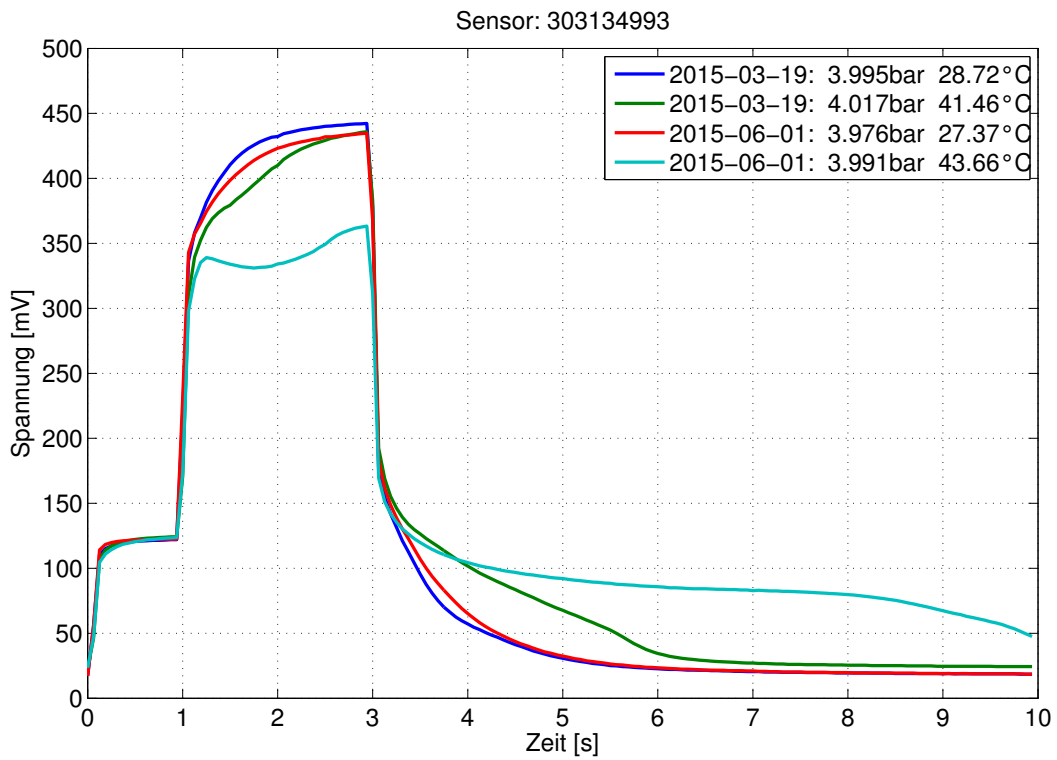


Abbildung 18: Spannungsverlauf beim Überprüfen von Sensor S3 bei 4 bar

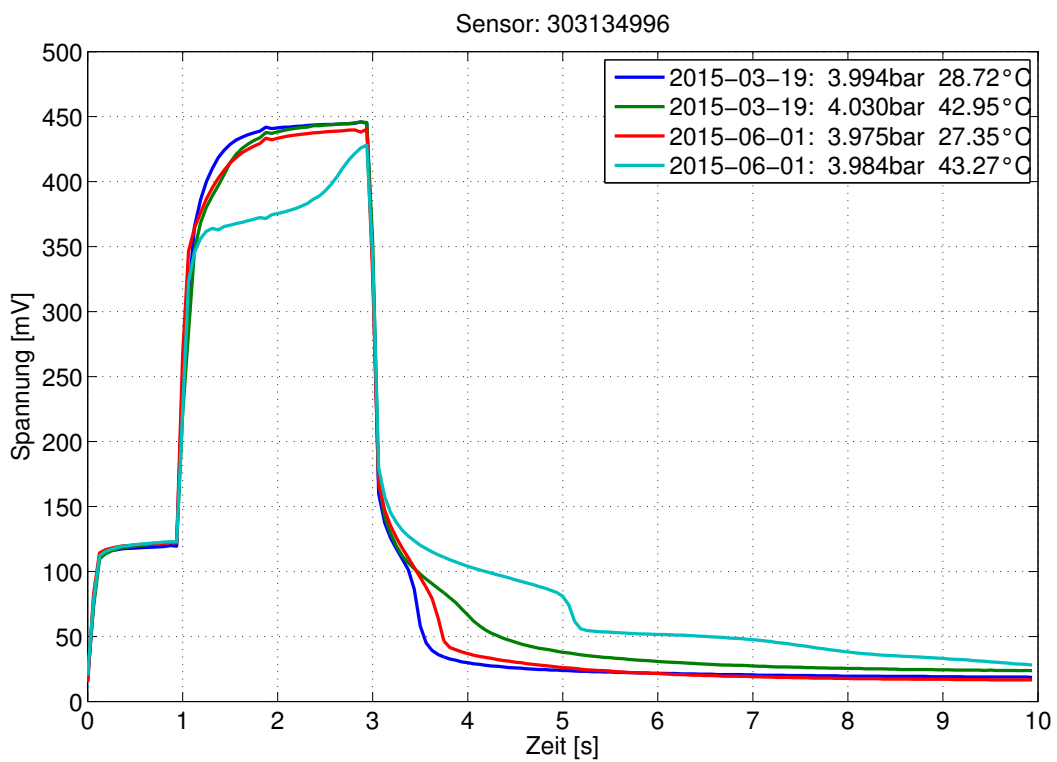


Abbildung 19: Spannungsverlauf beim Überprüfen von Sensor S4 bei 4 bar



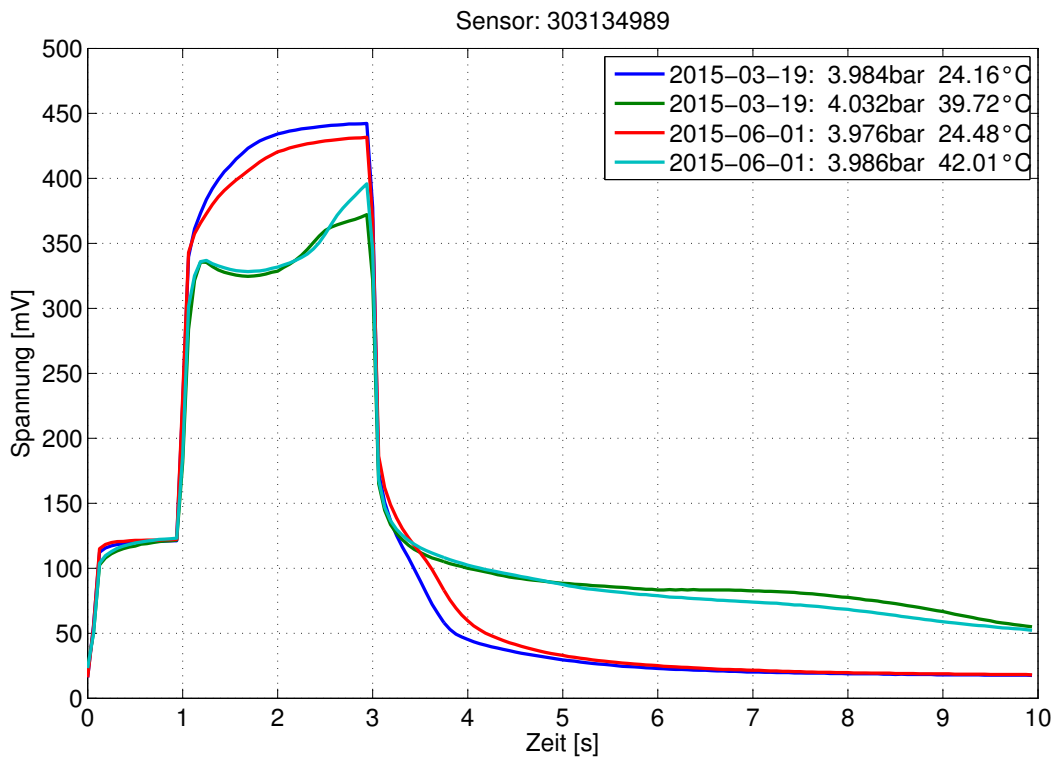


Abbildung 20: Spannungsverlauf beim Überprüfen von Sensor S5 bei 4 bar

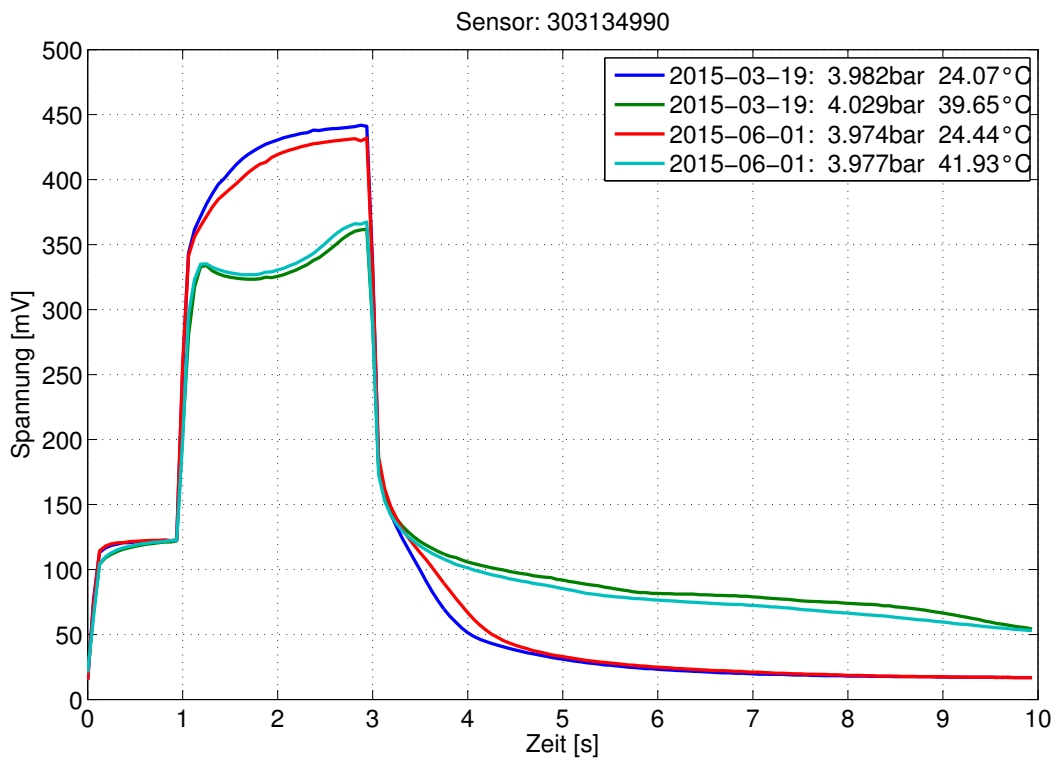


Abbildung 21: Spannungsverlauf beim Überprüfen von Sensor S6 bei 4 bar

Interessant ist, dass diese deutlich Eindellung, offenbar abhängig vom Zustand der Sensoren, unter Umständen erst bei erhöhtem Umgebungsdruck zu Tage treten. Als Vergleich zeigt Abbildung 22 zwei Kurven, die während des selben Testtauchganges mit dem Sensor S4 bei nahezu gleichen Temperaturen entstanden sind. Die in Blau dargestellte Kurve stammt von einer Überprüfung bei etwa einem bar Umgebungsdruck, also an der Oberfläche; die in Grün dargestellte Kurve stammt von einer Überprüfung bei etwa vier bar Umgebungsdruck, also etwa einer Tauchtiefe von 30 m. Während an der Oberfläche noch keine Eindellung zu erkennen ist, ist diese auf 30 m deutlich zu sehen.

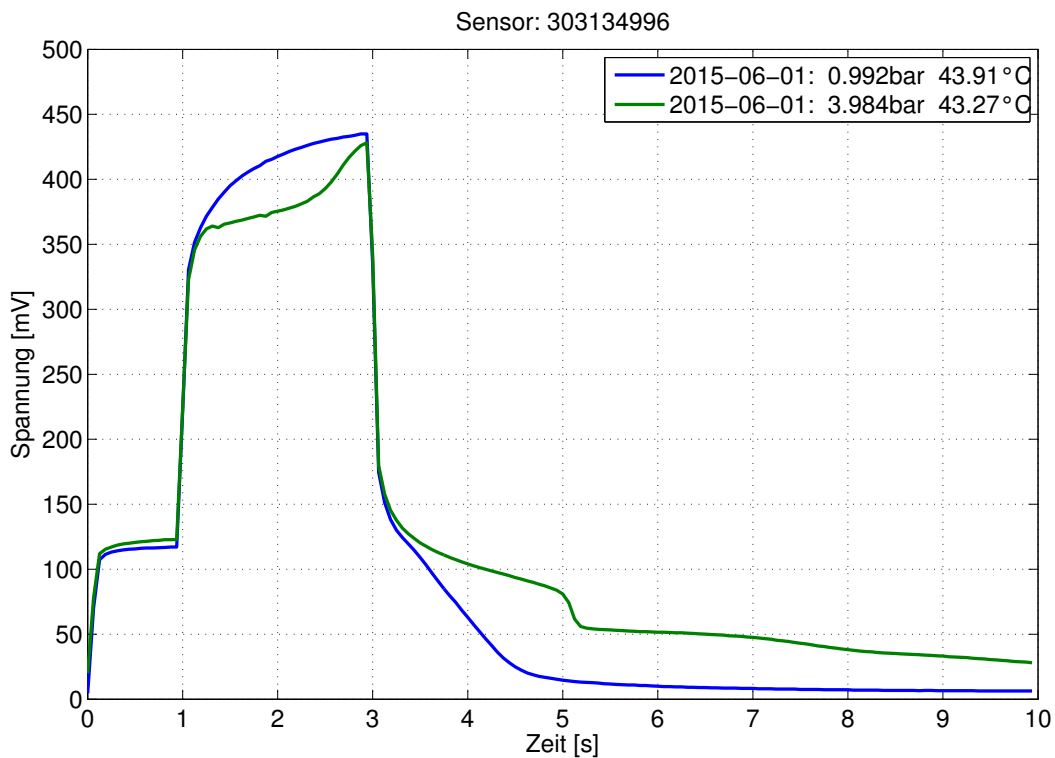


Abbildung 22: Spannungsverlauf beim Überprüfen von Sensor S4 bei 1 bar und 4 bar

### 3.1.2 Optischer Sauerstoffsensor

Ergänzend zu dem was am Anfang von Kapitel 3 zu den adc-counts steht, muss an dieser Stelle erwähnt werden, dass die in den folgenden Unterkapiteln dargestellten Graphen für den optischen Sauerstoffsensor zu verschiedenen Zeitpunkten während des Entwicklungsprozesses entstanden sind. Daher kann es sein, dass die Einstellungen bezüglich z. B. der Referenzspannung des verwendeten ADCs zwischen den verschiedenen Versuchen unterschiedlich waren. Das bedeutet, dass ein bestimmter adc-count in einem der Graphen nicht notwendigerweise dem selben  $pO_2$  entspricht, wie der selbe adc-count in einem anderen Graphen.

### 3.1.2.1 Temperaturkompensation

Abbildung 23 zeigt die Ergebnisse eines Versuchs, bei dem ermittelt werden sollte, ob und wenn wie gut die Temperaturkompensation des optischen Sauerstoffsensors funktioniert. Die Daten wurden in einem Gasgemisch mit einem Sauerstoffanteil von 95 % bei einem Umgebungsdruck von 0,99 bar aufgezeichnet. In Blau ist das Rohsignal des Sensor dargestellt, in Grün das temperaturkompensierte Sensorsignal und in Rot die Temperatur. Es ist zu erkennen, dass während die Temperatur von 24 °C auf einen Maximalwert von 40 °C steigt, das Sensorsignal von einem Maximalwert von 433 adc-counts auf einen Minimalwert von 322 adc-counts fällt. Dies entspricht einem Signalabfall von 25,6 %. Das temperaturkompensierte Sensorsignal hingegen bewegt sich über den gesamten aufgenommenen Temperaturbereich im Bereich von 438–448 adc-counts. Das heißt sämtliche Werte des temperaturkompensierten Sensorsignals bewegen sich in einem Bereich von  $\pm 1,1\%$  um das arithmetische Mittel aller aufgenommenen Werte von 443 adc-counts. Nach Umrechnen in den zugehörigen  $pO_2$  entspricht das einem Fehler von nicht einmal  $\pm 0,03$  bar.

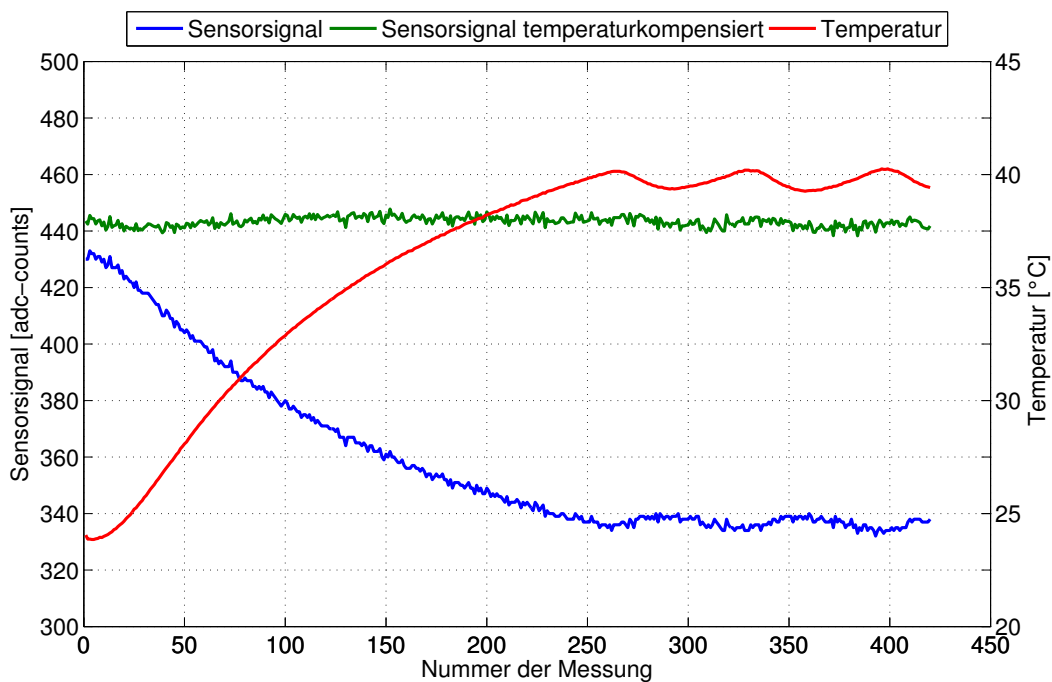


Abbildung 23: Temperaturkompensation der optischen  $O_2$ -Sensoren

### 3.1.2.2 Charakterisierung

Abbildung 24 zeigt die Ergebnisse der Charakterisierung des optischen Sauerstoffsensors. Diese Kennlinie wurde im Labor aufgenommen. Das in Blau dargestellte Ausgangssignal wurde temperaturkompensiert und mittels der vorher gewonnenen Kalibrationsparameter und der erweiterten Stern-Volmer-Gleichung (s. Kapitel 2.1.2) in einen  $pO_2$ -Wert umgerechnet. In Grün ist der für den Sauerstoffpartialdruck errechnete Wert dargestellt. In Matlab wurde eine Korrelationsanalyse zwischen dem tatsächlichen Sauerstoffpartialdruck und dem errechneten Wert gemacht, dies resultierte in einem Korrelationskoeffizienten von  $R = 0,9999$ . Es besteht also eine starke Korrelation zwischen diesen beiden Werten. Als maximale Differenz zwischen dem errechneten und dem tatsächlichen  $pO_2$ -Wert wurde 0,0335 bar ermittelt.

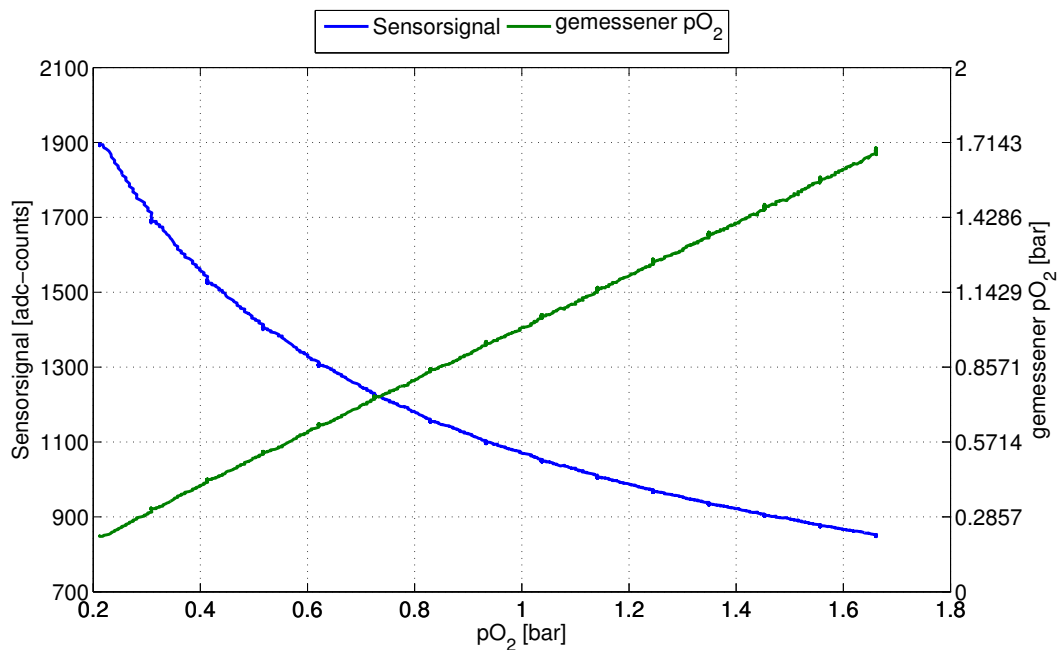


Abbildung 24: Charakterisation der optischen  $O_2$ -Sensoren

### 3.1.2.3 Lebensdauer

In Abbildung 25 sind die Ergebnisse der 1000 Tauchstunden-Simulation zu sehen. In Blau dargestellt ist das Ausgangssignal des optischen Sauerstoffsensors. Dargestellt sind 21 Messungen. 20 jeweils nach jedem der 50 Stunden-Blöcke und eine vor dem aller ersten Block. Diese Messungen wurden jeweils bei etwa 1 bar Umgebungsdruck in Luft gemacht. Auf den ersten Blick scheint das Ausgangssignal etwas abzufallen. Rechnet man jedoch die Temperatur (in Magenta dargestellt) mit ein, erhält man ein temperaturkompensiertes Signal (in Grün dargestellt), welches über die simulierte Tauchzeit von 1000 Stunden stabil ist. Mit Matlab wurde außerdem die in Rot dargestellte Regressionsgerade für das temperaturkompensierte Signal berechnet. Diese Gerade wird durch die Formel  $y = 0,6033x + 768,3315$  beschrieben, wobei  $x$  die Nummer der Messung ist. Die geringe Steigung im Vergleich zum y-Achsenabschnitt verdeutlicht auch mathematisch, dass die Regressionsgerade nahezu horizontal verläuft. Das bedeutet, dass es über die 1000 simulierten Tauchstunden keine nennenswerte Änderung des Sensorsignals gab.

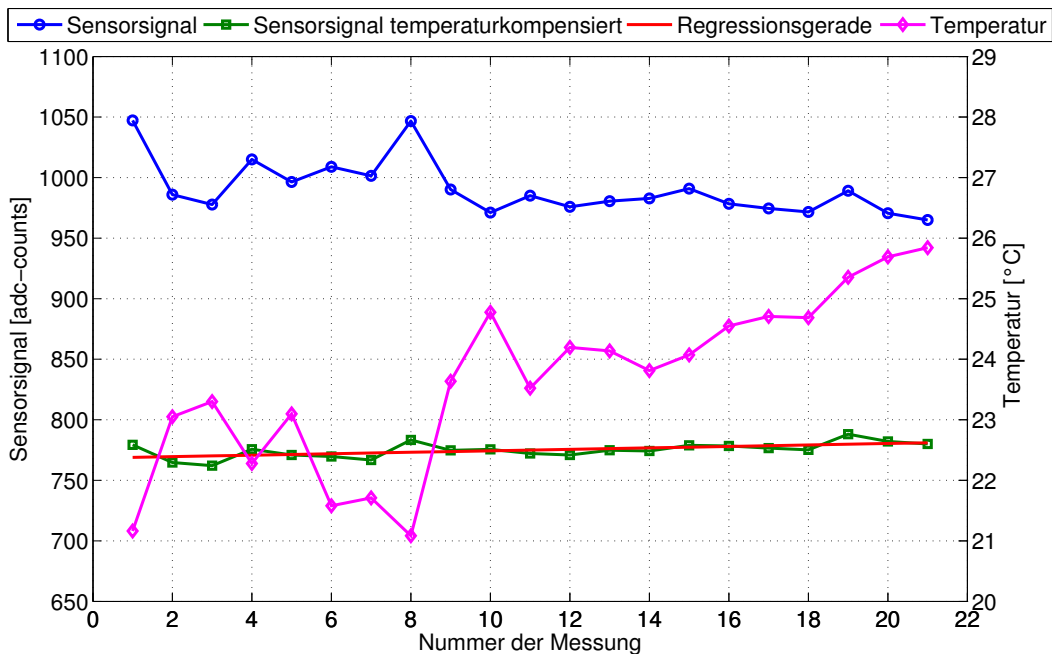


Abbildung 25: Lebensdauersimulation der optischen O<sub>2</sub>-Sensoren

### 3.1.2.4 Antwortzeit

Abbildung 26 zeigt die Sprungantwort des optischen Sauerstoffsensors. Zum Zeitpunkt  $t = 0 \text{ s}$  wurde die Druckkammer geöffnet. In Blau dargestellt ist der Abfall des Sauerstoffpartialdrucks in der Druckkammer. Nach etwa vier Sekunden erreicht dieser seinen neuen Wert. Der mit dem optischen Sauerstoffsensor gemessene  $\text{pO}_2$ -Wert ist nach etwa sechs Sekunden um 90 % der Differenz zwischen dem neuen und alten Wert gefallen und erreicht nach etwa zehn Sekunden den neuen Wert. Damit liegen der optische Sauerstoffsensor, was die Antwortzeit angeht, im selben Bereich wie galvanischen Sauerstoffsensoren.

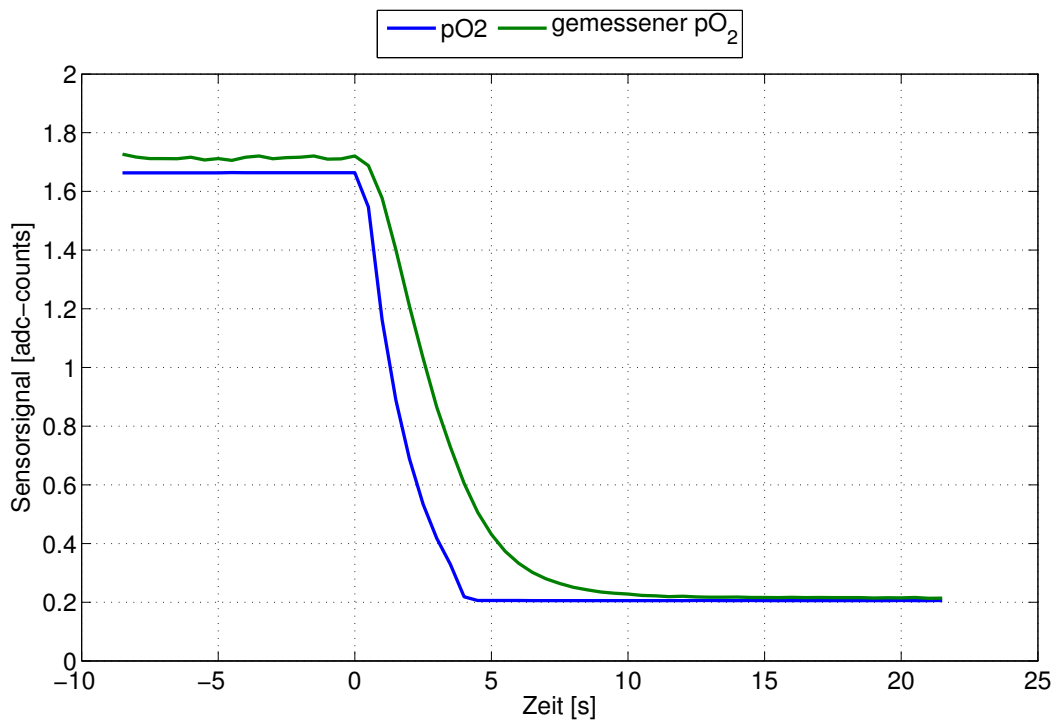


Abbildung 26: Sprungantwort der optischen O<sub>2</sub>-Sensoren

### 3.1.2.5 Messung des Sauerstoffpartialdrucks

Wie im Fall der galvanischen Sauerstoffsensoren (s. Kapitel 3.1.1.1) wurden neben den  $fO_2$ -Werten des Servomex-Gerätes und der Tiefe, die  $pO_2$ -Werte, welche von den optischen Sauerstoffsensoren gemessen wurden, protokolliert. Der  $fO_2$  und die Tiefe wurden dann in den entsprechenden  $pO_2$  als Referenzwert umgerechnet und zusammen mit den von den optischen Sensoren gemessenen Werten in den Diagrammen in den Abbildungen 27 und 28 dargestellt.

In Abbildung 27 sind die Werte für den Tauchgang mit dem Nitrox 10 Gasmisch gezeigt. Während dem Abtauchen ist auch hier die grüne Kurve so gut wie nicht zu erkennen, was die Tatsache widerspiegelt, dass beide optischen Sensoren häufig den genau gleichen Wert angezeigt haben. Während dem Auftauchen nähert sich dann die rote Kurve den Referenzwerten an, während die grüne weiterhin etwas unterhalb der Referenzwerte liegt.

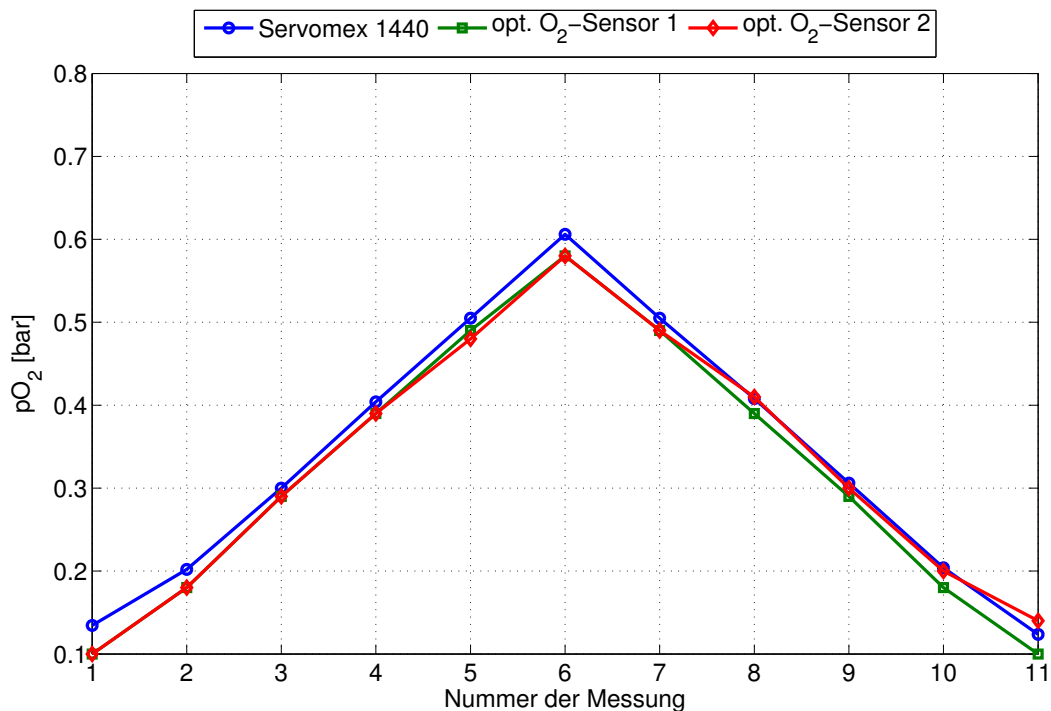


Abbildung 27: Messungen mit den optischen O<sub>2</sub>-Sensoren (Nitrox 10)

Abbildung 28 zeigt die Werte für den Tauchgang mit dem Heliox 50 Gasmisch. Auffällig ist hier, dass beide optischen Sensoren bis zu einem Sauerstoffpartialdruck von etwa 1 bar die selben Werte angezeigt haben und den Referenzwerten folgen konnten. Bei höheren  $pO_2$ -Werten bleibt die grüne Kurve aber doch deutlich unter den Referenzwerten, während die rote diesen folgt.

Wie für die galvanischen Sauerstoffsensoren wurde auch für die optischen Sensoren jeweils der Korrelationskoeffizient zwischen den Referenzwerten des Servomex-Gerätes

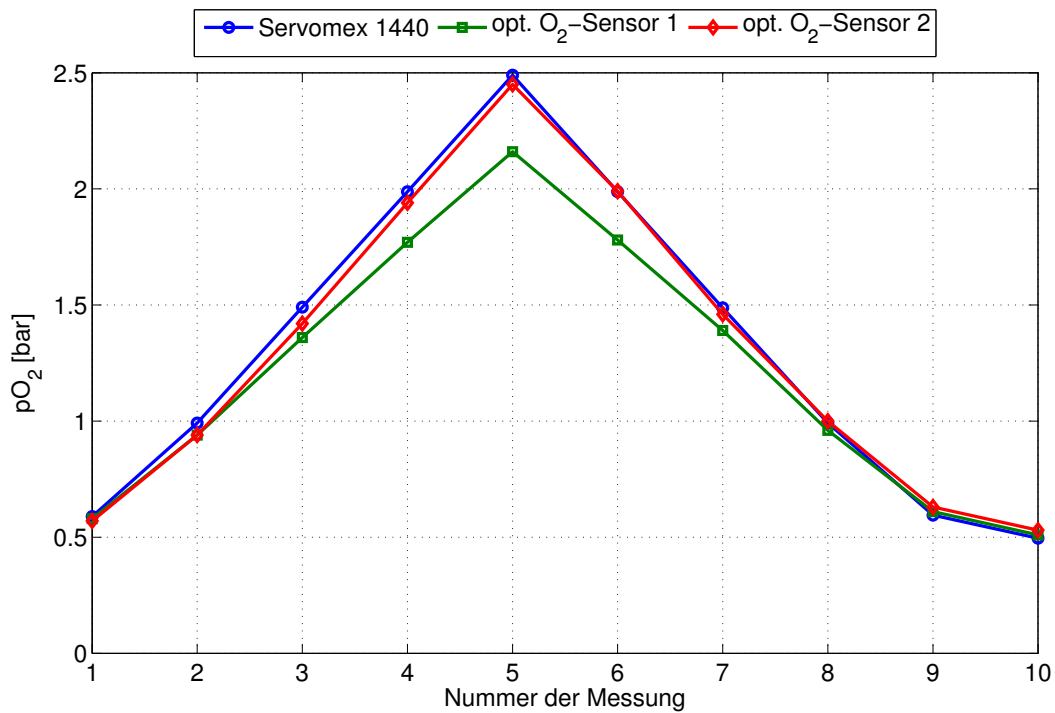


Abbildung 28: Messungen mit den optischen O<sub>2</sub>-Sensoren (Heliox 50)

und den jeweiligen Werten der beiden Sensoren, sowie die maximale Differenz zwischen den Referenzwerten und den Werten der beiden optischen Sensoren in Matlab berechnet. Die Ergebnisse dieser Berechnungen sind in Tabelle 3 zusammengefasst.

Tabelle 3: Korrelationskoeffizient und maximale Differenz zwischen den Referenzwerten und den optischen Sauerstoffsensoren

Sensor	Gasgemisch	Korrelationskoeffizient [%]	max. Differenz [bar]
opt. O <sub>2</sub> -Sensor 1	Nitrox 10	99,93	0,0344
opt. O <sub>2</sub> -Sensor 2	Nitrox 10	99,62	0,0344
opt. O <sub>2</sub> -Sensor 1	Heliox 50	99,94	0,3300
opt. O <sub>2</sub> -Sensor 2	Heliox 50	99,89	0,0710

Da die Werte des ersten optischen Sauerstoffsensors während der Messung in Heliox 50 (Abbildung 28) für hohe Sauerstoffpartialdrücke so weit unter den Referenzwerten des Servomex-Gerätes geblieben sind, sollte überprüft werden, ob dies an einer ungenauen Kalibrierung lag. Da versäumt wurde, direkt nach dem Testtauchgang eine neue Kalibrierung vorzunehmen, wurde im Nachhinein aus den Logbuchdateien des Tauchcomputers für Tauchgänge, die vor dem Testtauchgang mit Heliox 50 gemacht wurden, entsprechende Rohwerte dieses optischen Sauerstoffsensors herausgesucht, die bei verschiedenen Sauerstoffpartialdrücken (0,21, 0,6 und 0,99 bar pO<sub>2</sub>) aufgetreten sind. Aus diesen Rohwerten wurden neue Kalibrationsparameter berechnet und damit aus den Rohwerten in der Logbuchdatei des Tauchcomputers, die während dem Tauchgang mit



Heliox 50 entstanden ist, neue  $pO_2$ -Werte für den ersten optischen  $O_2$ -Sensor berechnet. Die Ergebnisse dieser Berechnungen sind in Abbildung 29 dargestellt. Die maximale Differenz zwischen den neuen  $pO_2$ -Werten und den Referenzwerten liegt dadurch bei nur noch 0,0928 bar und der Korrelationskoeffizient liegt jetzt bei 99,88 %.

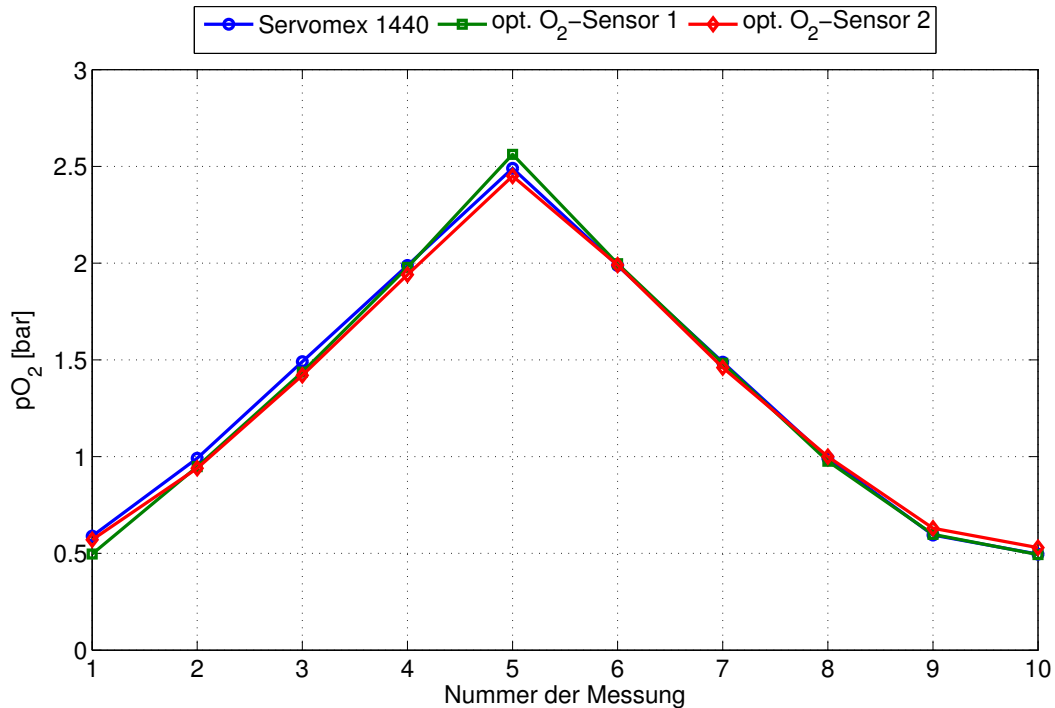


Abbildung 29: Messung mit den optischen  $O_2$ -Sensoren (Heliox 50) mit neuen Kalibrationsparametern für den Sensor 1

## 3.2 Kohlenstoffdioxidensor

In den folgenden Unterkapiteln werden die Ergebnisse, die im Zusammenhang mit dem entwickelten optischen Kohlenstoffdioxidensor erzielt wurden, vorgestellt. Dabei geht es zunächst um die entstandene Lookup Tabelle (Kapitel 3.2.1) und danach um die Validierung der korrekten Funktion des  $CO_2$ -Sensors (Kapitel 3.2.2).

### 3.2.1 Lookup Tabelle

Abbildung 30 zeigt die Messreihen, die zur Erstellung der Lookup-Tabelle gemacht wurden. Auf der x-Achse aufgetragen ist der absolute Druck in der Druckkammer. Auf der y-Achse aufgetragen ist das Rohsignal des Sensors. Die verschiedenen Kurven repräsentieren verschiedene  $CO_2$ -Partialdrücke. Diese sind in der Legende rechts in mbar angegeben. Dabei wurde die Kurve bei 0 mbar  $pCO_2$  aufgenommen, in dem reiner Stickstoff in die Kammer geleitet wurde. Die Kurve bei 0.4032 mbar  $pCO_2$  wurde aufgenommen, in dem zuerst Luft (400 ppm  $CO_2$ ) in die Kammer kam und dann

der Druck durch Zuführen von Stickstoff erhöht wurde. Für die übrigen Kurven wurde zunächst eine Ausgangsgasmischung mit bekanntem  $p\text{CO}_2$  bis zum jeweilig dargestellten  $\text{CO}_2$ -Partialdruck in der Druckkammer verdünnt und dann wurde auch hier mit Stickstoff der Druck erhöht. Es ist zu erkennen, dass sich die Kurven beim Erhöhen des Umgebungsdruckes unterschiedlich stark krümmen. Daher ist es nicht möglich, allein aus dem Rohsignal und den für das Lambert-Beersche Gesetz nötigen Kalibrationsparametern (*ZERO* und *SPAN*) den Kohlenstoffdioxidpartialdruck bei erhöhtem Umgebungsdruck zu berechnen. Die dargestellten Kurven stellen aber die Lookup-Tabelle dar. Zwischen ihnen wird jetzt bei der Berechnung des Partialdrucks interpoliert.

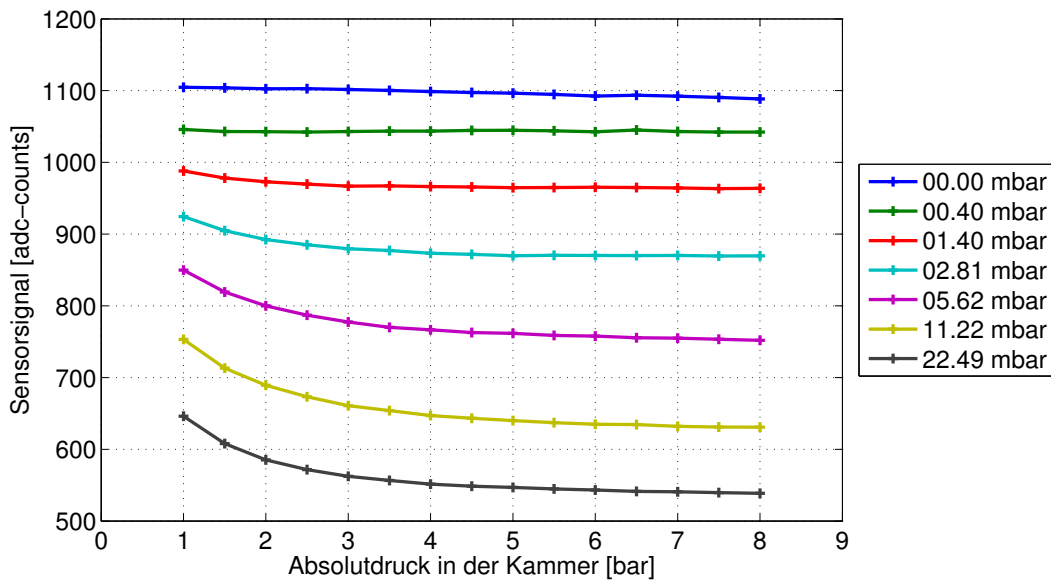


Abbildung 30: Lookup-Tabelle für den optischen  $\text{CO}_2$ -Sensor

### 3.2.2 Validierung der korrekten Funktion des Kohlenstoffdioxidsensors

Bei dem simulierten Tauchgang bei der schwedischen Marine, bei dem der optische  $\text{CO}_2$ -Sensor überprüft werden sollte, wurden zu insgesamt elf Zeitpunkten protokolliert, was das Servomex-Gerät für einen  $\text{CO}_2$ -Anteil misst, die Tiefe, auf der der Rebreather gerade war, und welchen  $p\text{CO}_2$  der optische Kohlenstoffdioxidsensor gerade angezeigt hat. Aus der Tiefe und dem  $\text{CO}_2$ -Anteil wurde der Referenzwert für den Kohlenstoffdioxidpartialdruck für die jeweilige Messung bestimmt. Abbildung 31 zeigt den Vergleich zwischen dem vom Servomex-Gerät bestimmten  $p\text{CO}_2$  (blaue Kurve) und dem vom optischen  $\text{CO}_2$ -Sensor gemessenen Wert (grüne Kurve). Im oberen Diagramm sind dabei alle elf Messwerte dargestellt; im unteren nur die ersten sechs für eine etwas deutlichere Darstellung dieser Werte. Es ist zu erkennen, dass der maximale, absolute Fehler zwischen der Referenzmessung und der Messung des optischen Sensors bei den ersten sechs Messwerten etwa 0,5 mbar groß ist und beim zehnten Messwert sein Maximum

von 4,115 mbar erreicht. Setzt man dies ins Verhältnis zum angestrebten Messbereich von 0–25 mbar, entspricht diese Abweichung 16,46 % des Messbereiches.

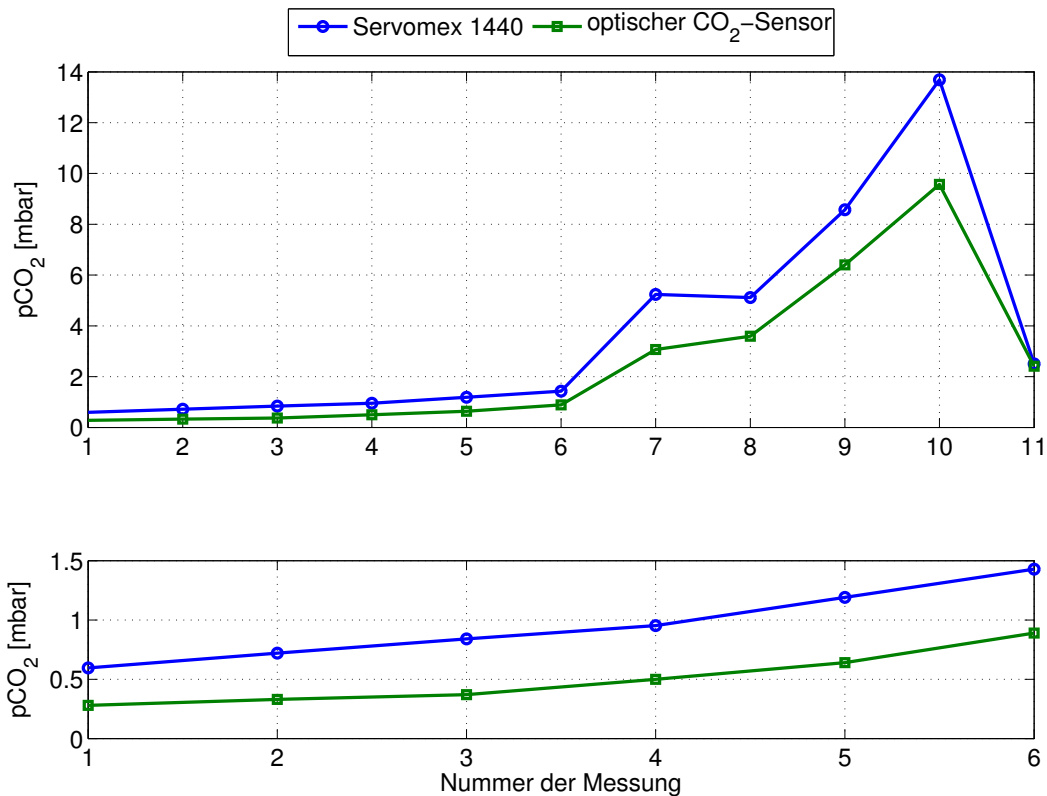


Abbildung 31: Vergleich der Gasanalyse mit den vom optischen CO<sub>2</sub>-Sensor gemessenen Werte

Da angenommen wurde, dass die *ZERO*-Kalibrierung in Schweden eventuell zu einem Zeitpunkt gemacht wurde, als nicht wirklich alles Kohlendioxid aus der Messkammer entfernt war, wurde im Nachhinein eine neue Kalibrierung mit reinem Stickstoff in der Messkammer gemacht. Dabei ist ein, im Vergleich zu dem Wert aus Schweden, anderer *ZERO*-Wert herausgekommen. Mit diesem wurde dann aus den gespeicherten Rohwerten erneut der pCO<sub>2</sub> errechnet. Das Ergebnis ist in Abbildung 32 dargestellt. Zu erkennen ist hier, dass die ersten sechs Messungen jetzt ziemlich genau mit den Messungen des Servomex-Gerätes übereinstimmen. Die maximale Abweichung zur Referenzmessung beträgt bei diesen sechs Werte jetzt nur noch 0,09 mbar. Bei höheren Kohlenstoffdioxidpartialdrücken ist die maximale Abweichung aber immer noch 2,65 mbar groß.

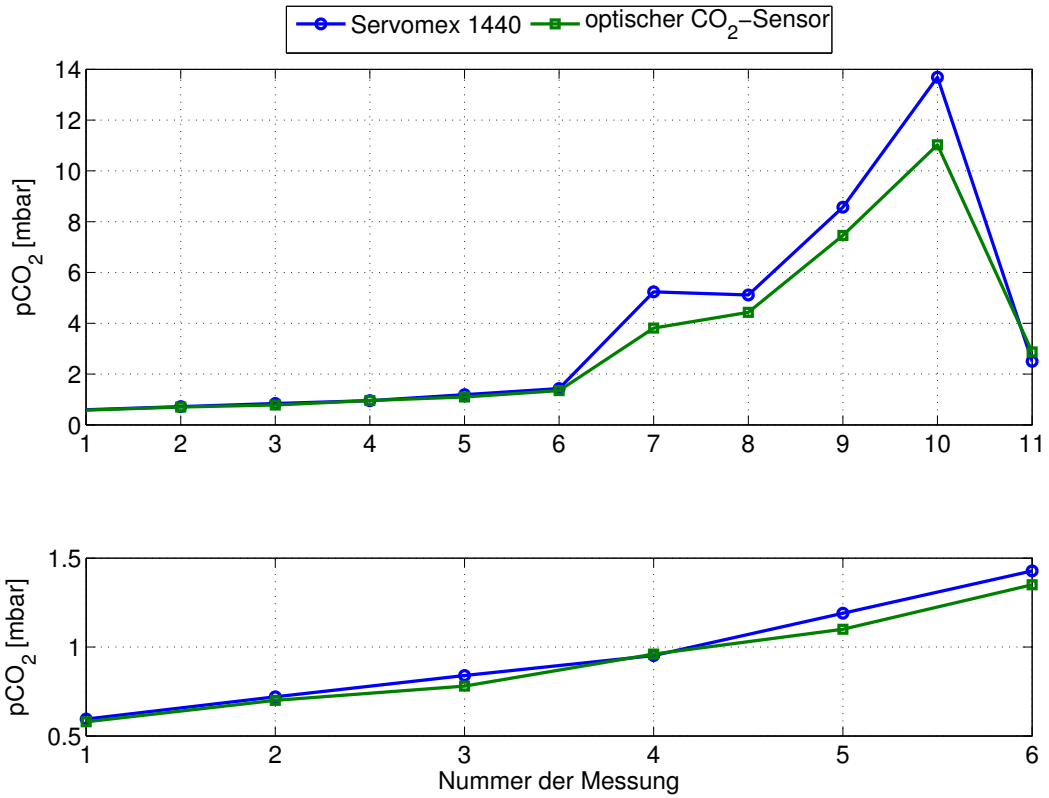


Abbildung 32: Anpassung des Zero-Wertes

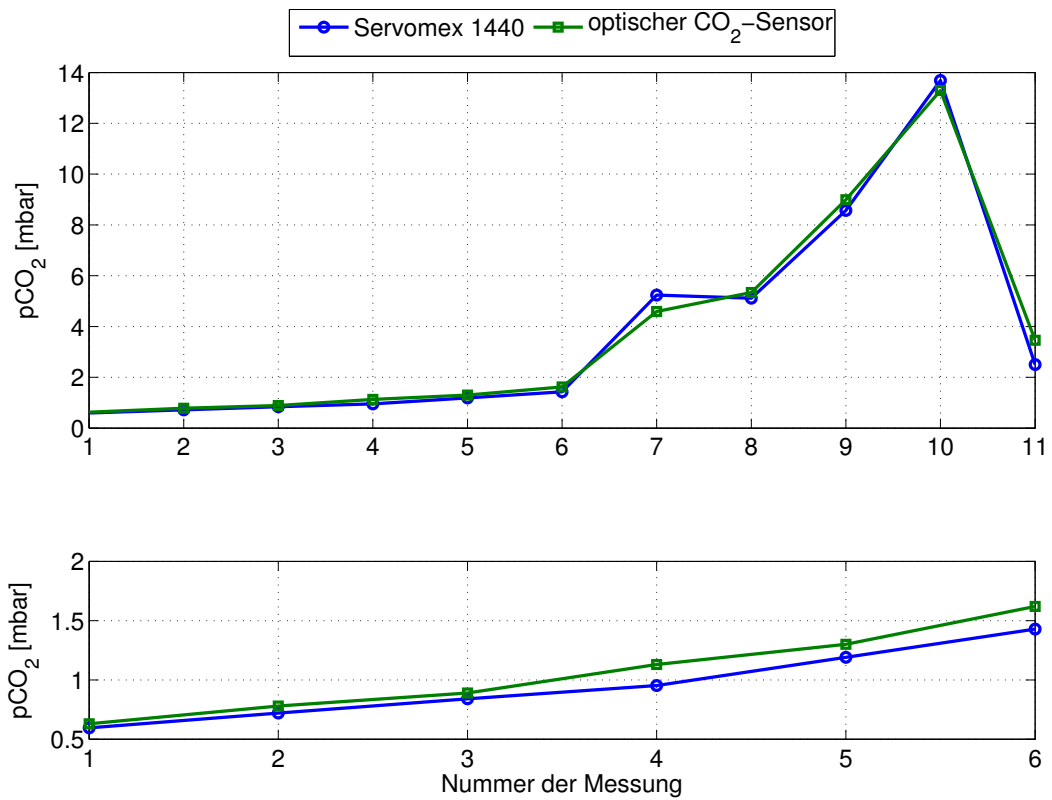


Abbildung 33: Anpassung von sowohl dem Zero-Wert als auch der Lookup-Tabelle

Des Weiteren wurde vermutet, dass eventuell die Ausgangsgasmischung, die verwendet wurde, um die Lookup-Tabelle aufzunehmen, einen etwas anderen Kohlenstoffdioxid-partialdruck hatte, als gedacht. Deshalb wurde versucht, was passiert, wenn man die  $p\text{CO}_2$ -Werte der Lookup-Tabelle, bei denen das eine Rolle gespielt hat, mit einem konstanten Faktor multipliziert. Dafür wurde wieder der *ZERO*-Wert verwendet, der auch für den Graphen aus Abbildung 32 verwendet wurde, und dann mit der modifizierten Lookup-Tabelle erneut aus den Rohwerten der  $p\text{CO}_2$  berechnet. Das Ergebnis dieser Berechnung ist in Abbildung 33 zu sehen. Zwar ist die Differenz durch die Modifikation der Lookup-Tabelle bei den ersten sechs Messwerte jetzt wieder etwas größer geworden, das globale Maximum der Differenz über alle Messwerte aber deutlich kleiner. Es wird jetzt beim elften Messwert erreicht und beträgt 0,96 mbar. Dies entspricht 3,84 % vom Messbereich.

### 3.3 Blutdruck

In den folgenden beiden Unterkapiteln sollen die Ergebnisse für die Prototypen des Blutdruckmessgerätes mit der luftgefüllten (Kapitel 3.3.1) bzw. der wassergefüllten (Kapitel 3.3.2) Manschette vorgestellt werden.

#### 3.3.1 Luftgefüllte Manschette

Abbildung 34 zeigt den typischen Verlauf des Drucks innerhalb einer luftgefüllten Manschette bei einer Messung mit der modifizierten oszillometrischen Blutdruckmessmethode (s. Kapitel 2.3.1.1). Dargestellt sind zwei Pulse. Ganz links sind sehr schnelle Schwingungen zu erkennen, die entstehen, nachdem das Ventil zum Einlassen der Luft wieder geschlossen wird. Danach fällt der Druck in der Manschette leicht und irgendwann kommt es aufgrund eines Herzschlages zum Puls. Nachdem dieser detektiert wurde, wird das Ventil zum Einlassen der Luft geöffnet. Zu erkennen ist dieser Moment am steilen (fast senkrechten) Druckanstieg. Nach dem Schließen des Ventils folgt wieder ein Einschwingvorgang und ein leichtes Abfallen des Manschettendrucks. Ganz rechts in der Abbildung ist der zweite Puls zu erkennen.

Während der Blutdruckmessung wurde jeweils das lokale Druckminimum vor jedem Puls und die Amplitude des jeweiligen Pulses gespeichert. Dabei entstehen die in Abbildung 35 dargestellten Kurven. Diese Abbildung stammt von einer Messung im Labor. In Blau sind die Druckminima aufgetragen, in grün die Amplituden der Pulse. Insgesamt wurden während dieser Messung 24 Pulse detektiert. Nicht dargestellt sind die ersten und letzten vier. Dies hängt damit zusammen, dass die Pulsamplituden mittels eines gleitenden Mittelwertes gefiltert wurden und die nicht dargestellten Pulse nicht für die Berechnung des Blutdrucks herangezogen wurden.

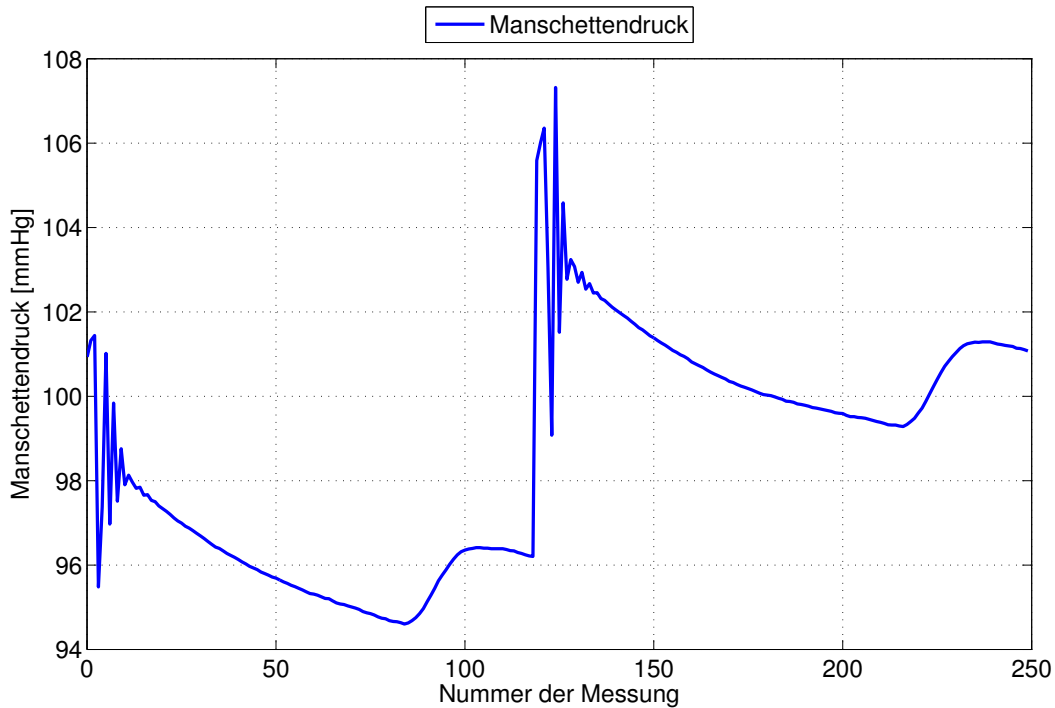


Abbildung 34: Pulserkennung bei Blutdruckmessungen mit einer luftgefüllten Manschette

Nachdem die ersten Tests im Labor erfolgreich abgelaufen waren, wurde versucht, ob die Messungen auch unter Wasser funktionieren. Tatsächlich konnten auch hier brauchbare Kurven gewonnen werden. Ein Beispiel ist in Abbildung 36 zu sehen.

Als weiterer Schritt war geplant das entwickelte Blutdruckmessgerät zu kalibrieren. Dazu hätten gleichzeitige Messungen mit dem Gerät und nach der Riva-Rocci-Methode gemacht werden sollen. Durch die Kalibrierung hätten die beiden Faktoren für die Multiplikation mit dem Amplitudenmaximum (s. Kapitel 2.3.1.1) gefunden werden sollen. Im Anschluss wäre eine Versuchsreihe geplant gewesen, in der der Blutdruck an verschiedenen Probanden in einer Druckkammer gleichzeitig mit dem entwickelten Blutdruckmessgerät und der Riva-Rocci-Methode oder invasiv gemessen hätte werden sollen, um zu sehen, ob das entwickelte Gerät zum einen zuverlässige Werte liefert und ob dies auch unter erhöhtem Umgebungsdruck funktioniert. Da solche Versuchsreihen sehr aufwendig sind und zu diesem Zeitpunkt bereits über die Entwicklung eines Blutdruckmessgerätes mit einer wassergefüllten Manschette nachgedacht wurde, wurde darauf verzichtet.

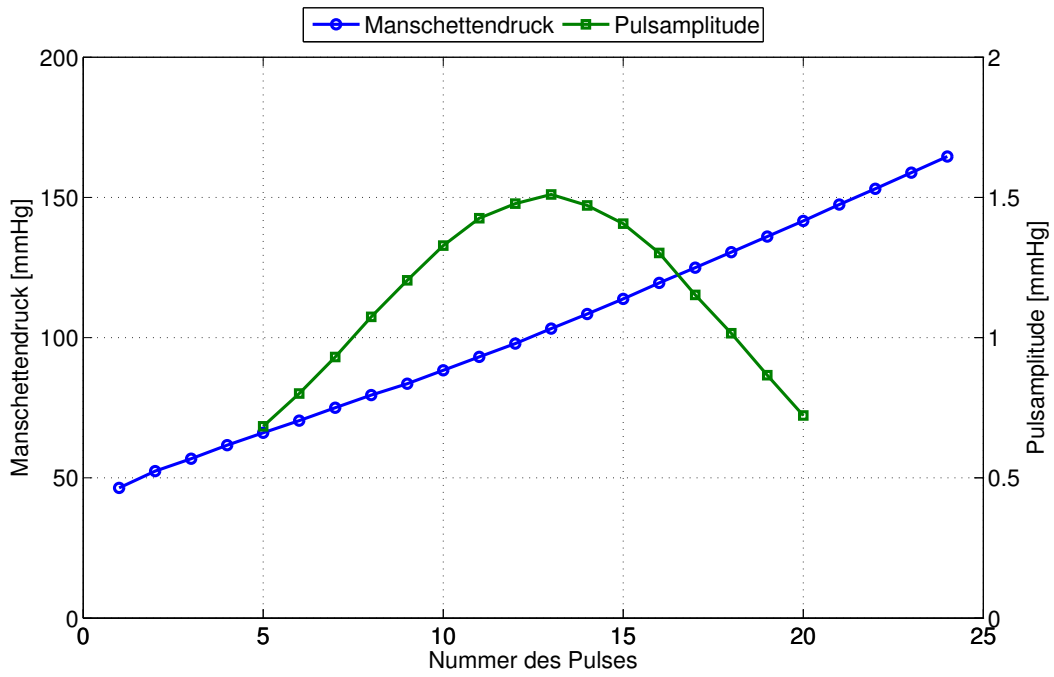


Abbildung 35: Manschettendruck und Pulsamplitude einer Messung im Labor

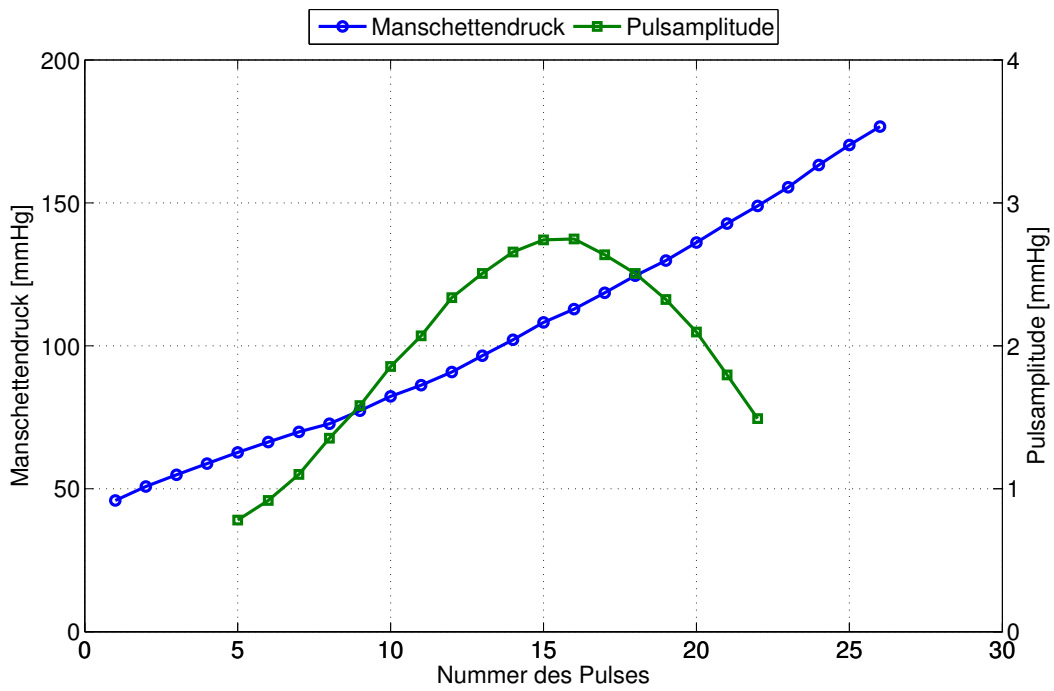


Abbildung 36: Manschettendruck und Pulsamplitude einer Messung im See

### 3.3.2 Wassergefüllte Manschette

Im Gegensatz zu den Messungen mit der luftgefüllten Manschette, wurde bei den Tests mit der wassergefüllten Manschette versucht, den Blutdruck während des Druckabfalls zu messen. Dies erklärt, warum in den folgenden Graphen, die Kurven, die den Manschettendruck zeigen (jeweils in blau dargestellt), alle fallen. In Abbildung 37 ist der Druckverlauf in der Manschette während einer Messung im Labor zu sehen. Gut zu erkennen sind die durch den Herzschlag ausgelösten Pulse, die dem eigentlichen Abfall des Drucks überlagert sind. Außerdem ist zu erkennen, dass die Pulsamplituden bei hohem Manschettendruck klein sind, dann zunächst größer werden, bevor sie gegen Ende der Messung wieder kleiner werden.

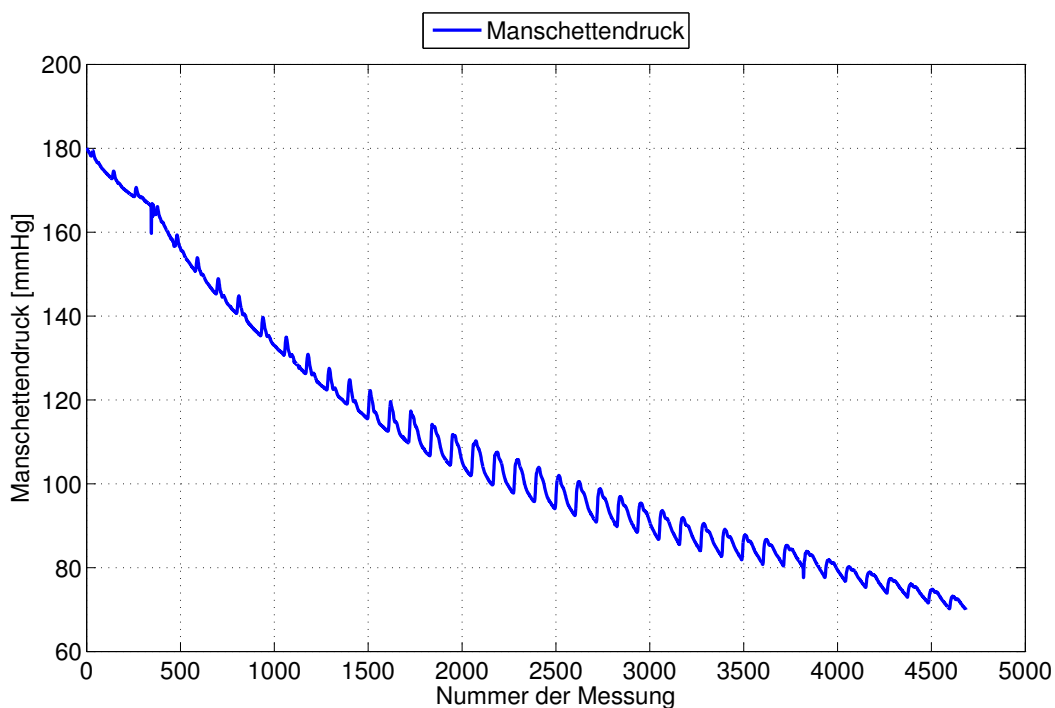


Abbildung 37: Verlauf des Manschettendrucks im Labor

Die Abbildung 38 zeigt die, aus den in Abbildung 37 dargestellten Daten, gewonnenen Pulsamplituden (grüne Kurve), sowie das jeweils zugehörige Druckminimum (blaue Kurve) vor jedem Puls. Auch hier sind wie in den entsprechenden Graphen in Kapitel 3.3.1 die ersten vier und letzten vier Pulse aus dem selben Grund nicht dargestellt. Da der Druckabfall in diesem Fall deutlich langsamer von Statten ging, als der Druckanstieg im Fall der luftgefüllten Manschette, wurden auch deutlich mehr Pulse detektiert. Außerdem ist zu erkennen, dass die Pulsamplituden hier um einiges höher sind, als im Fall der luftgefüllten Manschette.

Abbildung 39 zeigt den Verlauf des Manschettendrucks bei einer der Messungen, die im Meer stattgefunden haben. Auch hier sind dem abfallenden Manschettendruck vom



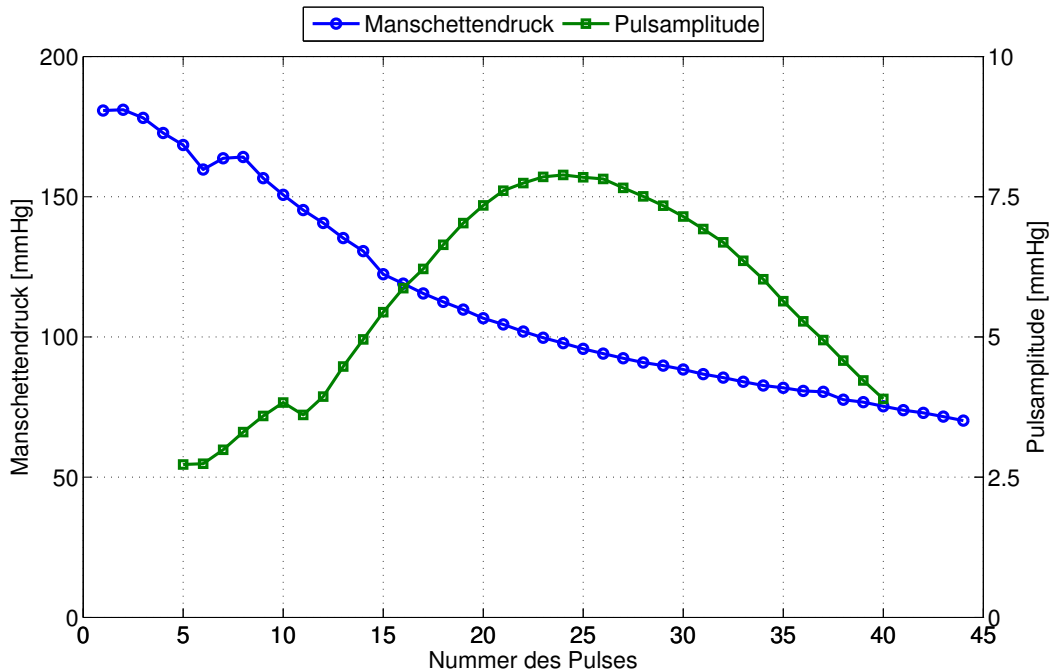


Abbildung 38: Manschettendruck und Pulsamplitude einer Messung mit der wassergefüllten Manschette im Labor

Herzschlag ausgelöste Pulse überlagert. Zusätzlich ist aber auch zu erkennen, dass diese Kurve deutlich verrauschter ist und offensichtlich noch weitere Störungen dem eigentlichen Signal überlagert sind.

Abbildung 40 zeigt die zu den Daten aus Abbildung 39 gehörenden Pulsamplituden und Druckminima vor den jeweiligen Pulsen. Außerdem ist in Abbildung 41 eine Messung dargestellt, die an der selben Versuchsperson, am selben Arm direkt im Anschluss gemacht wurde. Der Druckabfall in der Manschette ist in beiden Fällen nicht so monoton, wie bei der Messung im Labor (Abbildung 38) bzw. wie der Druckanstieg im Fall der luftgefüllten Manschette. Vor allem im ersten Beispiel (Abbildung 40) sind einige deutlich Sprünge nach oben zu erkennen. Auch die in Grün dargestellten Pulsamplituden bilden keine so glatten, glockenförmigen Kurven wie bei der Messung im Labor bzw. im Fall der luftgefüllten Manschette. Aus diesen Kurven den Blutdruck zu errechnen, scheint fragwürdig. Insgesamt war es bei der in Kapitel 2.3.2 beschriebenen Versuchsreihe, die im Meer stattgefunden hat, mit dem entwickelten Prototypen nicht möglich, den Blutdruck der Taucher/innen reproduzierbar zu bestimmen.

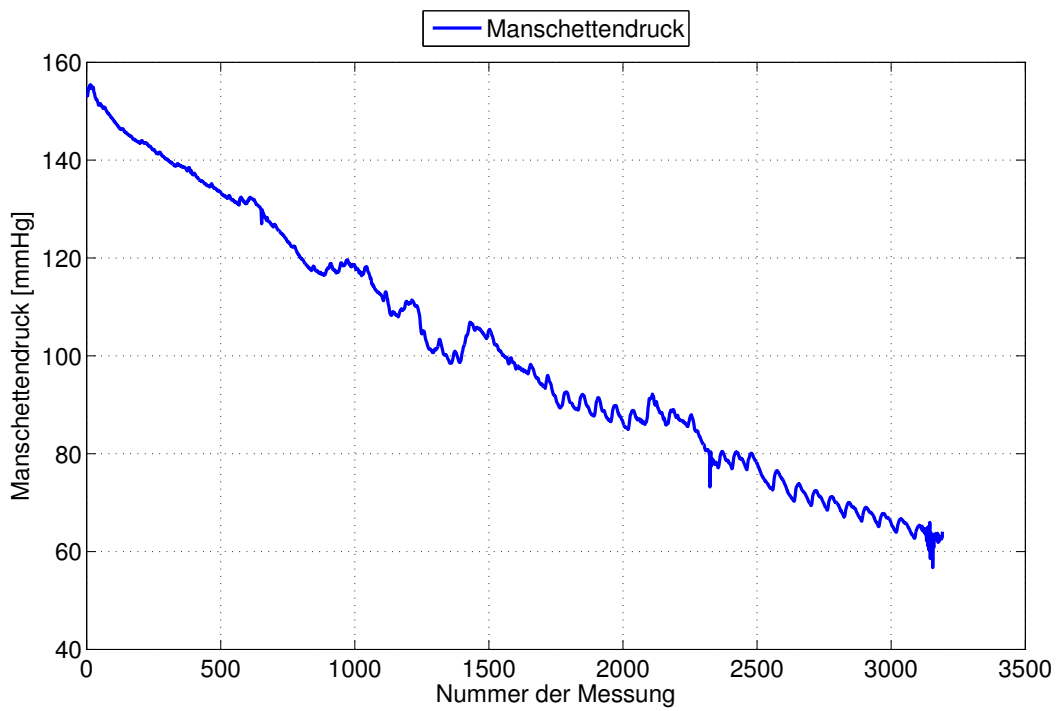


Abbildung 39: Verlauf des Manschettendrucks im Meer

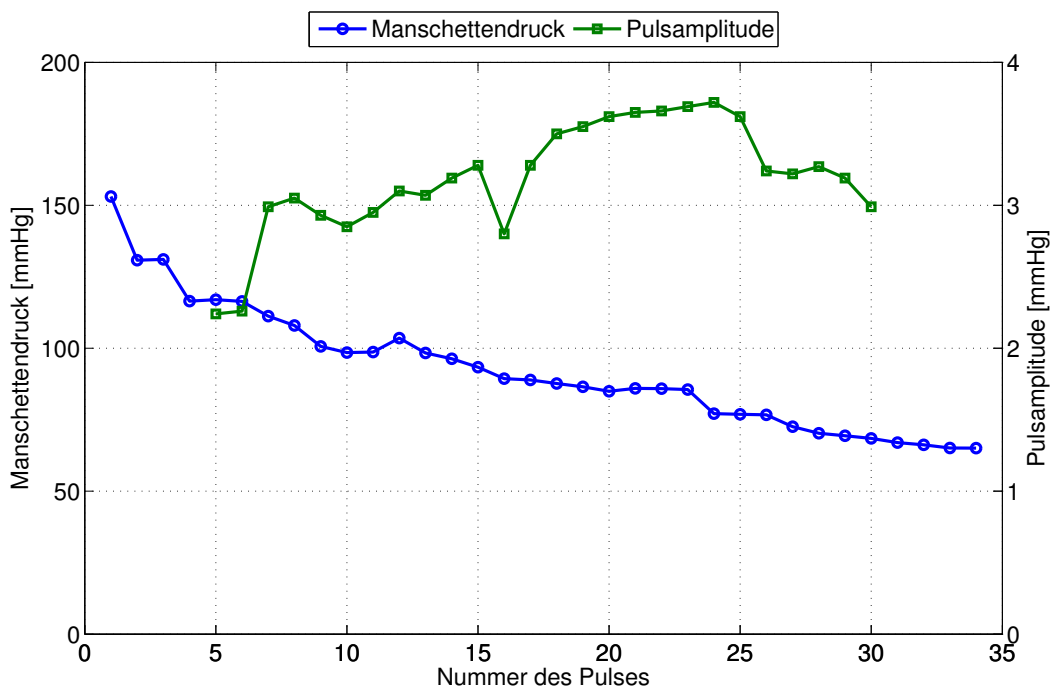


Abbildung 40: Manschettendruck und Pulsamplitude einer Messung mit der wassergefüllten Manschette im Meer (Beispiel 1)

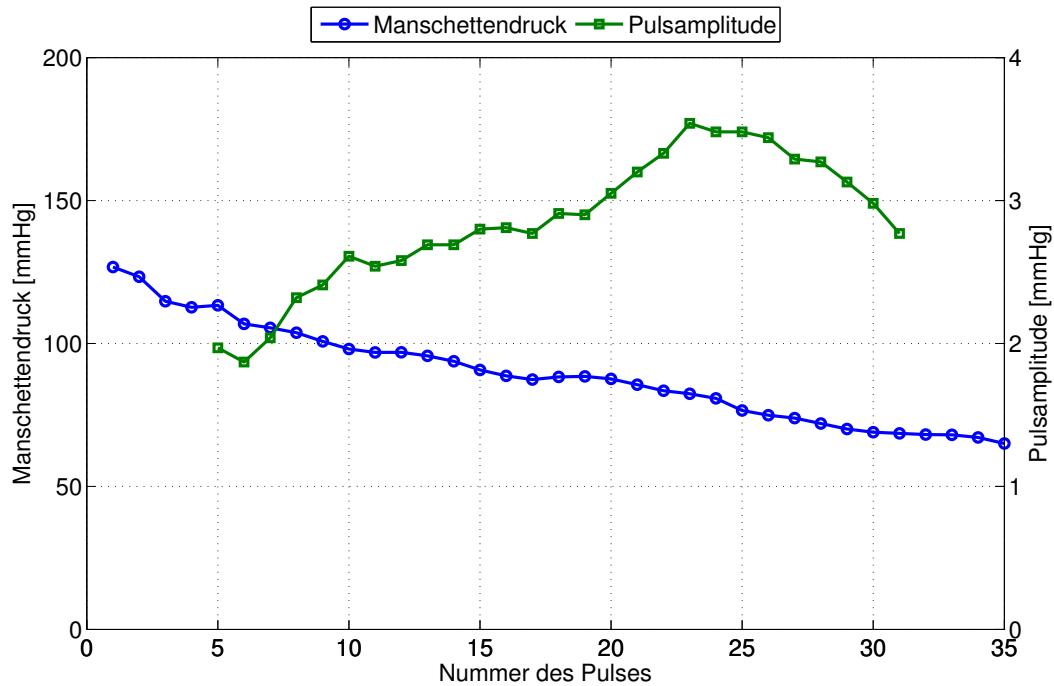


Abbildung 41: Manschettendruck und Pulsamplitude einer Messung mit der wassergefüllten Manschette im Meer (Beispiel 2)

### 3.4 Elektrokardiogramm und Körpertemperatur

Da bis jetzt bei sämtlichen Versuchen, die mit den entwickelten Geräten zur Aufzeichnung eines Elektrokardiogramms bzw. der Körpertemperatur gemacht wurden, immer das Gesamtsystem für beide Messungen (s. Abbildung 11 in Kapitel 2.5) verwendet wurde, sollen die erzielten Ergebnisse in diesem Kapitel zusammengefasst werden.

Bei ersten Tests bzw. Vorversuchen bei der französischen Marine in Toulon, Frankreich, konnte im Januar 2013 gezeigt werden, dass das Gesamtsystem zur Aufzeichnung von EKG und der Körpertemperatur prinzipiell funktioniert. Es gab während des ersten Versuches, das Gerät über einen Zeitraum von zehn Stunden in einer nassen Druckkammer unter Wasser einzusetzen, das Problem, dass nach etwa drei Stunden kein EKG-Signal mehr aus der Druckkammer heraus übertragen wurde. Während dieses Probelaufes gab es aber auch keine Möglichkeit an das Gerät heranzukommen und es zu überprüfen. Eine Inspektion nach dem Versuch hat keine Fehler an dem Gerät selber erkennen lassen. Daraufhin wurden für die nächsten Versuche andere EKG-Elektroden (Typ: EL502<sup>58</sup> von Biopac<sup>59</sup>) verwendet, mit dem Ergebnis, dass neben dem Aufzeichnen der Temperaturdaten auch die Aufzeichnung des EKGs bei den folgenden Versuchen einwandfrei funktioniert hat. Zur Isolation gegen das Wasser wurden

<sup>58</sup>Datenblatt: [http://www.biopac.com/Product\\_Spec\\_PDF/EL500%20Series.pdf](http://www.biopac.com/Product_Spec_PDF/EL500%20Series.pdf) (abgerufen am 13.08.2015)

<sup>59</sup>Homepage: <http://www.biopac.com/> (abgerufen am 13.08.2015)

die Elektroden direkt an die entsprechenden Kabel gelötet. Die Lötstellen wurden mit Heißkleber abgedeckt. Nach dem Befestigen an den Tauchen wurden die Elektroden zusätzlich mit Tegerderm<sup>TM</sup> Film von 3M<sup>60</sup> abgedeckt.

Sowohl bei den eigentlichen Langzeittests der französischen Marine in der Druckkammer, bei denen die gemessenen Daten zunächst per Infrarot-Übertragung später per Bluetooth aus der Druckkammer heraus an einen Laptop gesendet wurden, als auch bei den Anschlussversuchen im offenen Meer, bei denen die gemessenen Daten über eine Bluetooth-Verbindung zu einem Laptop auf einem Begleitboot geschickt wurden, wurde das entwickelte Messsystem erfolgreich eingesetzt. Einige Ergebnisse, dieser Versuche wurden von Castagna et al. auf einem Poster [10] auf dem *Tricontinental Scientific Meeting On Diving And Hyperbaric Medicine*, das im September 2013 auf La Reunion stattfand, vorgestellt. Darauf waren zwei Graphen abgebildet, die aus Daten erstellt wurden, die mit dem entwickelten System gesammelt wurden. Dargestellt waren Daten von einem zehnstündigen Tauchgang. Die Wassertemperatur betrug 18°C und die sechs männlichen professionellen Taucher, die an dem Versuch teilgenommen haben, trugen dabei einen 7,5 mm dicken Neoprenanzug. Zu erkennen ist, dass die mittlere Körperkerntemperatur der sechs Taucher, während den ersten vier Stunden dieses Tauchgangs, die statisch verbracht wurden, von 37,5°C auf 36,3°C fiel. Vereinzelt wurden Werte unter 36°C erreicht. Während den folgenden zwei Stunden schwammen die Taucher, wodurch die mittlere Körperkerntemperatur wieder auf 37,1°C anstieg. Die letzten vier Stunden wurden wieder statisch verbracht. In dieser Zeit fiel die mittlere Körperkerntemperatur auf 36,7°C. Die mittlere Hauttemperatur fiel in den ersten vier Stunden von 32°C auf 27°C. Stieg während des Schwimmens auf 29°C und fiel anschließend wieder auf 27°C. Im Abstract [17] zu einem Vortrag von Desruelle, der auf dem 40. *Annual Scientific Meeting* der European Underwater and Baromedical Society (EUBS) im September 2014 in Wiesbaden gehalten wurde, ist zu lesen, dass die mittlere Körperkerntemperatur von sechs Militäртаuchern bei Tauchgängen die acht, zehn und zwölf Stunden gedauert haben, von 37,4°C am Anfang auf 36,6°C am Ende der Tauchgänge gefallen war. Die Hauttemperatur fiel während dieser Tauchgänge im Schnitt von 32,5°C auf 28,0°C. Während der Schwimmphase während dieser Tauchgänge stieg die Hauttemperatur wieder signifikant, während dies bei der Körperkerntemperatur nicht zu beobachten war.

Weitere Ergebnisse, die mit dem entwickelten Gerät erzielt wurden, können auf Grund einer Geheimhaltungsvereinbarung mit der französischen Marine in dieser Arbeit nicht präsentiert werden.

---

<sup>60</sup>Homepage: [http://www.3mdeutschland.de/3M/de\\_DE/unternehmen-de/](http://www.3mdeutschland.de/3M/de_DE/unternehmen-de/) (abgerufen am 13.08.2015)

## 4 Diskussion

In den folgenden Unterkapiteln sollen die Ergebnisse, die mit den verschiedenen entwickelten Sensoren erzielt und die in Kapitel 3 dargestellt wurden, diskutiert und mit den in Kapitel 1.3 beschriebenen Zielen dieser Arbeit in Zusammenhang gebracht werden.

### 4.1 Sauerstoffsensoren

In diesem Kapitel soll es um die Sauerstoffsensoren gehen. Dabei werden zunächst die galvanischen (Kapitel 4.1.1) und anschließend die optischen (Kapitel 4.1.2) Sensoren behandelt. In Kapitel 4.1.3 folgt eine kurze Erörterung zur Redundanz von Sauerstoffsensoren in Rebreathern.

#### 4.1.1 Galvanische Sauerstoffsensoren

Wie in den entsprechenden Unterkapiteln der Kapiteln 2 und 3 werden hier der Reihe nach das Messen des Sauerstoffpartialdrucks, die Strombegrenzung und das Überprüfen der Sauerstoffsensoren diskutiert.

##### 4.1.1.1 Messung des Sauerstoffpartialdrucks

Für die Messungen, die mit den galvanischen Sauerstoffsensoren in Karlskrona, Schweden, gemacht wurden, lag der Korrelationskoeffizient zwischen den Werten, die vom Servomex-Gerät gemessen wurden und die als Referenzwerte dienten, und den Werten, die von den galvanischen Sauerstoffsensoren gemessen wurden, im Bereich zwischen 99,88 % und 99,92 %. Dies zeigt einen starken Zusammenhang zwischen dem  $pO_2$  und den gemessenen Werten.

Die Tatsache, dass die von den galvanische Sensoren gemessenen Werte bei den Tests in Schweden jeweils bei der Druckerhöhung in der Druckkammer unter den Referenzwerten lagen und sich dann bei der Druckminderung an die Referenzwerte angenähert haben, zeigt, dass galvanische Sauerstoffsensoren eine gewisse Hysterese aufweisen. Deutlich wird dies auch bei den Ergebnissen des Versuchs zur Strombegrenzung (s. Kapitel 3.1.1.2). Dort waren in den Abbildungen 14 und 15 jeweils zwei Äste zu erkennen, wobei die gemessenen  $pO_2$ -Werte beim Auftauchen etwas über den Werten beim Abtauchen lagen. Schon allein aus dieser Hysterese können sich bei schnellen Druckänderungen, wie sie beim Tauchen vorkommen können, Messfehler einstellen, die sich nicht vermeiden lassen.

Die maximale Abweichung von den Referenzwerten lag bei den Messungen in Karlskrona, Schweden, für die galvanischen Sauerstoffsensoren bei 0,15 bar. Dieser Werte wurde

beim Tauchgang mit Heliox 50 und einem  $pO_2$  von knapp unter 2,5 bar erreicht. Die Norm EN 14143:2013 mit dem Titel „Atemgeräte - Autonome Regenerationstauchgeräte“ schreibt vor, dass der angezeigte Sauerstoffpartialdruck im Bereich  $>0,4-2,0$  bar  $pO_2$  maximal um  $\pm 0,06$  bar vom tatsächlichen Wert abweichen darf. Betrachtet man bei den Messungen in Karlskrona, Schweden, nur die Messwerte aus diesem Messbereich, lag der maximale Fehler bei dem Tauchgang mit Heliox 50 bei 0,098 bar. Dieser Wert liegt zwar knapp über dem maximal erlaubten Fehler, es ist dabei jedoch zu bedenken, dass die Referenzwerte bei diesem Versuch aus dem gemessenen Sauerstoffanteil und der aktuellen Tiefe berechnet wurden. Die Tiefe wurde bei diesen Versuchen auf ganze Meter gerundet protokolliert. Eine Abweichung bei der Tiefenmessung von nur 0,1 m führt bei einem Sauerstoffanteil von 50 % aber bereits zu einem Messfehler von 0,05 bar  $pO_2$ . Das heißt, dass dieser Versuch nicht dafür geeignet ist, die Sensoren nach dieser Norm zu prüfen. Da galvanische Sauerstoffsensoren aber schon lange in Rebreathern eingesetzt werden, stimmen die Versuche aus Karlskrona zuversichtlich, dass die verwendeten Sensoren eine Prüfung nach EN 14143:2013 bestehen würden.

#### **4.1.1.2 Strombegrenzung der Sauerstoffsensoren**

Wie in Kapitel 1.2 erwähnt, liegt die Obergrenze für den Sauerstoffpartialdruck, bis zu welcher noch sicher getaucht werden kann, bei 1,4–1,6 bar [83]. Bei dem in Entwicklung befindlichen Rebreather ist es momentan angedacht, den Sauerstoffpartialdruck ab einer Tiefe von 10 m konstant bei einem bar zu halten. Die galvanischen Sauerstoffsensoren haben bei den Tests zur Strombegrenzung gezeigt, dass sie bis zu einem  $pO_2$  von sieben bar weder im kalten noch im warmen Zustand in Sättigung gehen (s. Kapitel 3.1.1.2). Die dargestellten Ergebnisse wurden mit einem Sensor erzielt, der erst kurz vor dem Versuch aus seiner Verpackung genommen wurde, aber nur etwa 2,5 Monate vor seinem Ablaufdatum war. Das heißt, dass bei den verwendeten Sauerstoffsensoren in dem Bereich, in dem sie messen sollen, nicht mit einem Messfehler durch eine Strombegrenzung zu rechnen ist und es einen großen Sicherheitspuffer gibt.

Außerdem konnten die Daten des Versuchs zur Strombegrenzung genutzt werden, um zu demonstrieren, dass die digitale Temperaturkompensation der galvanischen Sauerstoffsensoren, bei der die Temperatur der Sensoren jeweils mit Hilfe eines in ASA eingegossenen NTC bestimmt wird (s. Kapitel 2.1.1), funktioniert. Dies ist eine wichtige Voraussetzung, um die Sensoren in einem Rebreather einsetzen zu können, da hier die Temperatur, der die Sensoren ausgesetzt sein können, erheblich schwanken kann. Nimmt man z. B. an, dass die Sensoren an einem eher kühlen Tag vor dem Tauchen bei zehn Grad Celsius kalibriert werden und dann steigt die Temperatur während des Tauchens auf 30 °C, was auf Grund der Wärme, die im  $CO_2$ -Filter entsteht, durchaus passieren kann, würde das bei gleichem  $pO_2$  laut Formel 2.1 zu einem Anstieg

des Ausgangssignal auf das 1,508-fache führen. Aufgrund des linearen Zusammenhangs zwischen dem Ausgangssignal und dem gemessenen  $pO_2$  ist dies gleichbedeutend mit einer Messung, die einen 1,508-fach zu hohen Sauerstoffpartialdruck anzeigt. Dies wäre nicht akzeptabel.

#### 4.1.1.3 Überprüfen der Sauerstoffsensoren

Hauptziel dieser Arbeit, was die galvanischen Sauerstoffsensoren angeht, war es herauszufinden, ob es mit der entworfenen Schaltung (s. Abbildung 1) und einem Verfahren, das eine Modifikation des Verfahrens aus [70] darstellt, möglich ist, eine Aussage über den Zustand der galvanischen Sauerstoffsensoren zu treffen. Dieses Ziel wurde erreicht. Die in Kapitel 3.1.1.3 vorgestellten Ergebnisse der Versuche zum Überprüfen der galvanischen Sauerstoffsensoren zeigen, dass die gewonnen Kurven abhängig von ihrem Alter unterschiedlich aussehen. Außerdem konnte gezeigt werden, dass sich die Kurven eines Sensors über die Zeit ändern, was verdeutlicht, dass die Kurven nicht nur deswegen unterschiedlich aussehen, weil verschiedene Sensoren (des selben Typs) für die Tests herangezogen wurden. Wichtig ist es anzumerken, dass die Veränderungen bei höheren Temperaturen und größeren Umgebungsdrücken offenbar früher in Erscheinung treten. Abgesehen von der Tatsache, dass die Sensoren, deren Kurven in den Abbildungen 18 bis 21 dargestellt sind, bereits abgelaufen waren und es alleine deswegen fahrlässig wäre, einen solchen Sensor weiter in einem Rebreather einzusetzen, ist es nicht zu empfehlen, einen Sensor weiter zu verwenden, der bei diesem Verfahren egal in welcher Tiefe und bei welcher Temperatur einmal eine veränderte Kurve aufweist, wie sie z. B. in Abbildung 20 bei den Temperaturen um die  $40^\circ C$  zu sehen sind. Als weiterführende Fragestellung wäre es interessant, herauszufinden ab welchem Grad der Veränderung des Spannungsverlaufs bei diesem Überprüfungsverfahren man sagt, dass ein Sensor nicht mehr für das Tauchen geeignet ist. Es bestand die Hoffnung dies durch einen Langzeitversuch herauszufinden, bei dem die Sensoren S1 und S2 über längere Zeit in reinem Sauerstoff eingelagert wurden. Dies sollte die Alterung beschleunigen. Bis zum Zeitpunkt an dem diese Arbeit verfasst wurde, konnten aber noch keine Aussagen, dazu getroffen werden. Es ist zu empfehlen, diesen Versuch fortzusetzen. Außerdem ist zu empfehlen sobald mehrere Rebreather, die für dieses Überprüfungsverfahren ausgelegt sind, verfügbar sind bzw. sehr viele Testtauchgänge mit diesen Rebreathern gemacht werden, die Spannungsverläufe der eingesetzten Sensoren bei diesem Testverfahren und deren Tauchgeschichte systematisch zu protokollieren, um das Verfahren weiter zu verbessern und ein genaues Kriterium für das Aussortieren eines Sensors festlegen zu können.

## 4.1.2 Optischer Sauerstoffsensoren

Ein Ziel dieser Arbeit war es einen optischen Sauerstoffsensor zu entwickeln, der in einem Rebreather eingesetzt werden kann. Dieses Ziel wurde erreicht. In den folgenden Unterkapiteln sollen die erzielten Ergebnisse aus Kapitel 3.1.2 diskutiert werden. Dafür werden die Punkte *Charakterisierung* und *Messung des Sauerstoffpartialdrucks* zusammen in einem Unterkapitel zusammengefasst.

### 4.1.2.1 Temperaturkompensation

Es konnte gezeigt werden, dass die Temperaturabhängigkeit dieser Art von Sensoren durch das Messen der Sensortemperatur und eine entsprechende digitale Temperaturkompensation herausgerechnet werden kann. Die Ergebnisse des Versuchs zur Temperaturkompensation zeigen dies für den Temperaturbereich von 24 °C bis 40 °C (s. Kapitel 3.1.2.1). Bei den Versuchen in Karlskrona, Schweden, lag die Wassertemperatur bei 4 °C und die tiefste für die optischen Sauerstoffsensoren gemessene Temperatur bei um die 6 °C. Auch bei diesen Temperaturen hat das Messen des  $pO_2$  funktioniert. Als weitere Fragestellung wäre es interessant herauszufinden, wie groß genau der Messfehler abhängig von der Temperatur wird.

### 4.1.2.2 Charakterisierung und Messung des Sauerstoffpartialdrucks

Die Charakterisierung des optischen Sauerstoffsensors im Labor hat ergeben, dass im Bereich von 0,2–1,66 bar  $pO_2$  der maximale Messfehler des Sensors bei 0,0335 bar liegt (s. Kapitel 3.1.2.2). Die Testtauchgänge in Karlskrona, Schweden, haben gezeigt, dass selbst das Messen des Sauerstoffpartialdrucks bis knapp unter 2,5 bar möglich ist. Es soll an dieser Stelle nicht unerwähnt bleiben, dass dabei bei einem der getesteten Sensoren der maximale Fehler zunächst einmal bei 0,33 bar lag. Dabei gibt es vier Punkte zu beachten, die im folgenden kurz diskutiert werden sollen:

1. Der Messpunkt bei knapp 2,5 bar  $pO_2$  liegt weit über dem größten Kalibrationspunkt, der verwendet wurde. Dieser lag bei etwa einem bar  $pO_2$ . Das heißt, um diesen Punkt zu messen, wurde weit über den größten Kalibrationspunkt hinaus interpoliert. Es ist anzunehmen, dass die Ergebnisse beim Messen eines so hohen  $pO_2$  verbessert werden können, wenn eine Kalibrierung mit einem entsprechend höheren Sauerstoffpartialdruck durchgeführt wird. Ein solche Kalibrierung ist allerdings im alltäglichen Tauchbetrieb unpraktikabel, da hierfür in einer Druckkammer kalibriert werden müsste.
2. 2,5 bar  $pO_2$  liegt weit oberhalb des Bereiches von 1,4–1,6 bar  $pO_2$ . In diesem Bereich wird normalerweise der maximal zulässige Sauerstoffpartialdruck festgelegt,



mit dem gerade noch sicher getaucht werden kann. D. h. man tut gut daran einen  $pO_2$  von 2,5 bar in einem Rebreather tunlichst zu vermeiden.

3. Aufgrund des Verlaufes der Messkurve bei Sauerstoffsensoren, die nach der eingesetzten Technologie arbeiten, wird der Messfehler mit zunehmendem  $pO_2$  größer, da für größere Sauerstoffpartialdrücke die Signaländerung bei gleicher  $pO_2$ -Änderung immer kleiner werden.
4. Es konnte gezeigt werden, dass durch eine neue Kalibrierung des Sensors der maximale Fehler bei der erwähnten Messung von 0,33 bar auf 0,09 bar gesenkt werden konnte. Dieser Punkt zeigt, dass die Kalibrierung des optischen Sauerstoffsensors ein kritischer Punkt in der Verwendung dieser Sensoren ist. Wird diese aber sorgfältig durchgeführt, ist ein Messen des  $pO_2$  selbst bis knapp unter 2,5 bar möglich.

Vergleicht man die maximalen Messfehler noch mit der bereits in Kapitel 4.1.1.1 angesprochenen Norm EN 14143:2013, ist folgendes zu sagen. Für den Messbereich von 0,1 bis 0,4 bar  $pO_2$  schreibt die Norm eine maximale Abweichung des angezeigten Wertes vom tatsächlichen von  $\pm 0,03$  bar, im Bereich von  $>0,4-2,0$  bar  $pO_2$  eine maximale Abweichung von 0,06 bar vor. Bei der Charakterisierung im Labor (s. Kapitel 3.1.2.2) lag der Fehler nur bei fünf Messwerten über 0,03 bar und das jeweils bei einem  $pO_2$  von über 1,6 bar. Das heißt, dass bei dieser Charakterisierung die Norm erfüllt wurde. Bei den Messungen in Karlskrona, Schweden, lag der maximale Fehler bei dem Tauchgang mit Nitrox 10 für den Messbereich von 0,1–0,4 bar  $pO_2$  bei 0,0344 bar. Das bedeutet, dass das Überschreiten des maximal erlaubten Fehlers im Bereich von Rundungsfehlern liegt. Bei dem Tauchgang mit Heliox 50 lag der maximale Fehler nach dem „Nachkalibrieren“ (s. Kapitel 3.1.2.5) im Messbereich von  $>0,4-2,0$  bar  $pO_2$  mit Ausnahme von einem Messwert im Bereich zwischen 0,0022 und 0,0539 bar. Bei diesem einen Messwert lag der Fehler bei 0,0928 bar. Auch hier, wie bereits in Kapitel 4.1.1.1, ist zu bedenken, dass der Referenzwert für den Sauerstoffpartialdruck aus der Messung des Sauerstoffanteils und der Tiefe berechnet wurde. Die Tiefe wurde aber nur auf ganze Meter genau gerundet protokolliert und eine Abweichung von nur 0,1 m führt bei einem Sauerstoffanteil von 50 % bereits zu einem Fehler von 0,05 bar. Auch für die galvanischen Sauerstoffsensoren gilt, dass anzunehmen ist, dass sie bei entsprechend sorgfältig durchgeführter Kalibrierung eine Prüfung nach der Norm EN 14143:2013 bestehen würden.

#### 4.1.2.3 Lebensdauer

Es konnte gezeigt werden, dass das Sensorsignal des optischen Sauerstoffsensors über einen Zeitraum von 1000 simulierten Tauchstunden keinen nennenswerten Abfall hat.

Diese Zeitspanne liegt vermutlich über der durchschnittlichen Einsatzdauer eines Rebreathers. Für den Fall, dass diese 1000 Tauchstunden dennoch einmal überschritten werden, oder das Sensorsignal doch abfällt und somit ein Austausch des Sensors erforderlich wird, ist dies im Fall des optischen Sauerstoffsensors mit dem Austausch des Sensorpads getan. Dies ist wesentlich kostengünstiger als der Austausch eines galvanischen Sauerstoffsensors.

#### 4.1.2.4 Antwortzeit

Ein typisches Maß für die Antwortzeit von Sensoren ist der sogenannte  $t_{90}$ -Wert. Er gibt an, wie lange ein Sensor braucht, um 90 % der Ausgangssignaländerung bei einer plötzlichen Änderung der zu messenden Größe zu erreichen. Um diesen Wert zu bestimmen, bedarf es im Falle von Sauerstoffsensoren theoretisch einer augenblicklichen Änderung des  $pO_2$ . Das heißt, diese Änderung müsste unendlich schnell stattfinden. Dies ließ sich im Labor nicht realisieren. Der  $pO_2$  im Versuch zur Bestimmung der Antwortzeit fiel innerhalb von vier Sekunden von 1,66 bar auf 0,2 bar. Diese Änderung kann dennoch als schnell genug angesehen werden, um den  $t_{90}$ -Wert zumindest abzuschätzen. Er liegt für die entwickelten optischen Sauerstoffsensoren bei etwa sechs Sekunden (s. Kapitel 3.1.2.4). Galvanische Sauerstoffsensoren erreichen bei Raumtemperatur einen  $t_{90}$ -Wert zwischen fünf und fünfzehn Sekunden. Somit sind die optischen, was die Antwortzeit angeht, mit den galvanischen Sensoren im selben Bereich. Die Farbpigmente auf den Sensorpads (s. Kapitel 2.1.2) der optischen Sauerstoffsensoren sind auf der Seite, die dem Atemgas im Rebreather zugewandt ist, mit einem schützenden Film überzogen. Dieser soll zum einen verhindern, dass die Farbpigmente aufgrund von Umgebungslicht bleichen, zum anderen soll er das Umgebungslicht vom Lichtspannungswandler fernhalten, da es sonst als zusätzlicher Falschlichtanteil in die Messung eingehen würde. Ein größerer Falschlichtanteil würde den Messbereich des Sensors nach oben hin einschränken. Der Nachteil dieser Schicht ist jedoch, dass sie die Antwortzeit der Sensoren verlangsamt. Für den Fall, dass eine schnellere Antwortzeit benötigt wird, wäre es also denkbar, diese Schicht wegzulassen. Dies hätte jedoch Einfluss auf die Lebensdauer der Sensoren und würde diese verkürzen und würde den Messbereich des Sensors verkleinern.

#### 4.1.3 Redundanz von Sauerstoffsensoren

Durch den Einbau zweier verschiedener Arten von Sauerstoffsensoren in den in Entwicklung befindlichen Rebreather konnte das Level der Redundanz der Sauerstoffmessung erhöht werden. Die statistische Abhängigkeit der Ausfallwahrscheinlichkeit der Sensoren wird dadurch verringert. Dies machen die Daten einer Testreihe mit dem Rebreather in einem Tauchturm deutlich. Bei diesem Test ging es eigentlich gar nicht vornehmlich

um die Sauerstoffsensoren. Ihre Daten wurde aber trotzdem mit aufgezeichnet. Der Rebreather war dabei so konfiguriert, dass er den Sauerstoffpartialdruck an der Oberfläche im Closed Circuit Modus auf 0,5 bar regelt. Bei Abtauchen wird dieser Wert linear bis auf ein bar in zehn Metern Wassertiefe erhöht und ab zehn Metern konstant gehalten. Zum Zeitpunkt der Tests wurden die optischen Sauerstoffsensoren noch nicht für die  $pO_2$ -Regelung herangezogen. Als Ist-Größe wurde der Durchschnittswert der beiden galvanischen Sauerstoffsensoren verwendet.

Die Abbildungen 42 und 43 zeigen die aufgezeichneten  $pO_2$ -Werte aller vier Sensoren. Im jeweils oberen Diagramm sind die Werte der galvanischen und im unteren die Werte der optischen Sensoren dargestellt. Die Abbildungen sind zeitlich so geteilt, da der Rebreather zwischen etwa 12:04 Uhr und 12:07 Uhr an der Oberfläche ausgeschaltet war und deshalb die Daten in unterschiedlichen Dateien gespeichert wurden. Während die Werte der beiden optischen Sauerstoffsensoren über den gesamten Zeitraum genau übereinander liegen, tun sie das bei den galvanischen Sensoren nur in den ersten Minuten. Bereits in Abbildung 42 ist eine kleine Abweichung zu erkennen. Diese wird gegen Ende der Tests (Abbildung 43) immer deutlicher. Nach den Tests ist beim Öffnen des Rebreathers aufgefallen, dass es zu einem Wassereinbruch gekommen war. Betrachtet man die Werte z. B. für den Zeitpunkt 12:36 Uhr, ist anzunehmen, dass beide galvanischen Sauerstoffsensoren (der in Blau dargestellte stärker als der in Grün dargestellt) vom Wassereinbruch betroffen waren und vermutlich zu geringe Werte angezeigt haben. Wären nur diese beiden Sensoren bei einem richtigen Tauchgang verbaut gewesen, hätte der/die Taucher/in in diesem Fall keine Chance gehabt zu entscheiden, welcher der beiden Sensoren den richtigen Wert liefert, da beide Werte in einem Bereich liegen, der durchaus realistisch ist. Durch das zusätzliche Vorhandensein der optischen Sensoren wäre in diesem Fall davon auszugehen, dass die Werte der galvanischen Sensoren zu gering sind.

Das oben beschriebene Beispiel zeigt sehr schön, dass zumindest für diesen Fall des Fehlers, die Ausfallwahrscheinlichkeit der unterschiedlichen Sensortechnologien unabhängig voneinander ist. Somit wird ein höheres Level der Redundanz erzeugt. Durch das Vorhandensein zweier unterschiedlicher Sensortechnologien zur Bestimmung des Sauerstoffpartialdrucks in einem Rebreather wird die Sicherheit erhöht. Dies stellt sowohl für den Sporttauchbereich also auch für mögliche wissenschaftliche Versuche, die mit Rebreathern durchgeführt werden, eine erhebliche Verbesserung dar.

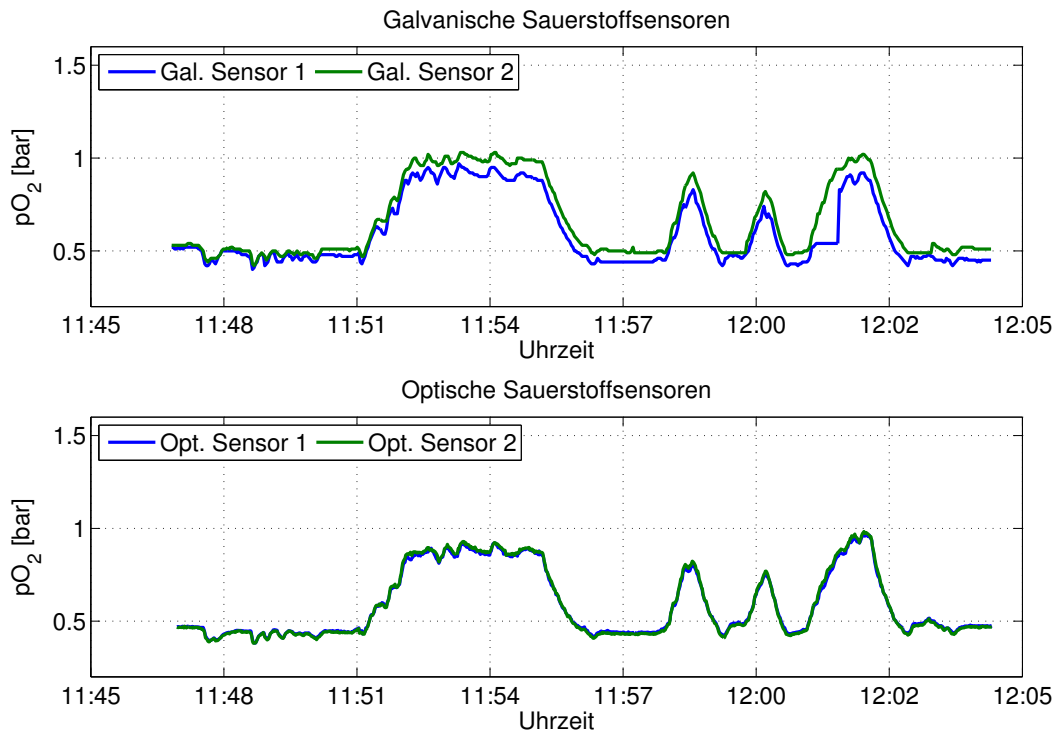


Abbildung 42: Fehlerhafte Messung der galvanischen O<sub>2</sub>-Sensoren (Beispiel 1)

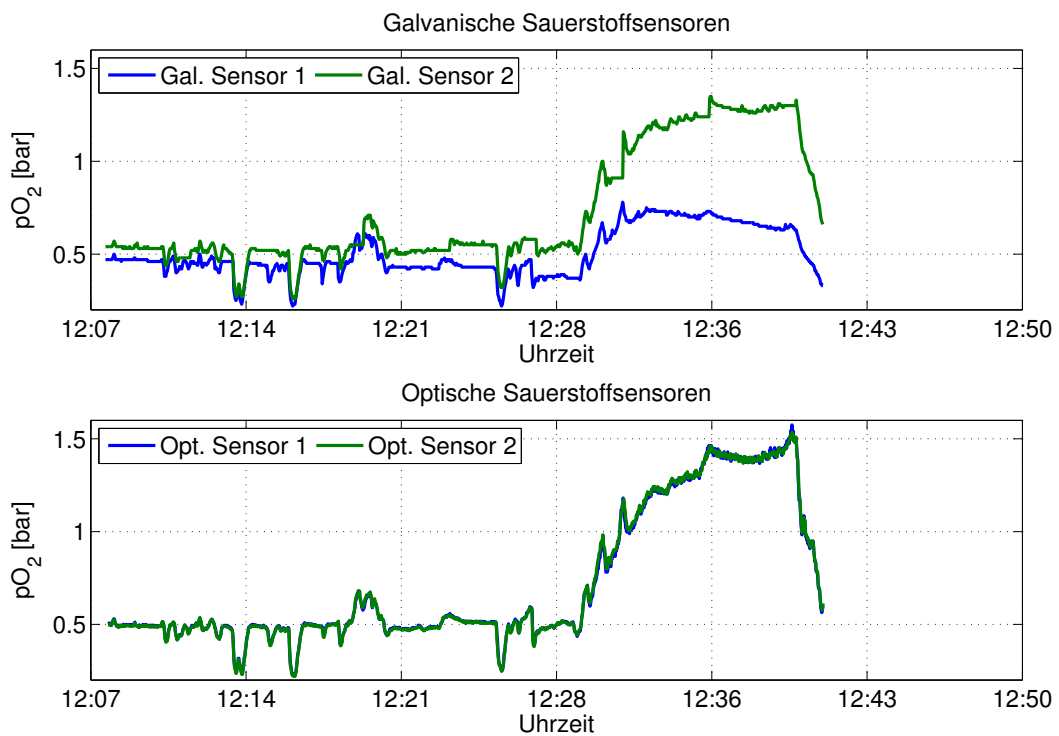


Abbildung 43: Fehlerhafte Messung der galvanischen O<sub>2</sub>-Sensoren (Beispiel 2)

## 4.2 Kohlenstoffdioxidensor

Es konnte gezeigt werden, dass es durch die Verwendung einer Lookup Tabelle möglich ist, den Kohlenstoffdioxidpartialdruck im Atemkreis des in Entwicklung befindlichen Rebreathers zu bestimmen. Bei den Messungen zur Überprüfung des Sensors in Karlskrona, Schweden, lag der maximale Messfehler bei 3,84% des Maximalwertes des angestrebten Messbereiches von 25 mbar oder als Absolutwert ausgedrückt bei 0,96 mbar. Dieser Wert liegt unterhalb den  $\pm 3$  mbar, die als Maximalabweichung von der bereits angesprochenen Norm EN 14143:2013 vorgeschrieben wird. Es ist zu empfehlen, den entwickelten optischen CO<sub>2</sub>-Sensor in seiner jetzigen Form einem Test nach EN 14143:2013 zu unterziehen. Dabei wäre der Sensor einem pCO<sub>2</sub> von bis zu 25 mbar auszusetzen, was bei den Tests in Karlskrona, Schweden, bedauerlicherweise noch nicht gemacht wurde. Dies würde zeigen, ob das Interpolieren über den größten pCO<sub>2</sub>-Wert der Lookup Tabelle (22,49 mbar) hinaus hinreichend genau funktioniert oder ob die Tabelle eventuell noch erweitert werden muss.

Die in Kapitel 3.2.1 vorgestellte Lookup Tabelle, stammt von einer Messreihe, die mit einem der ersten Prototypen des Sensors gemacht wurde. Sie lässt sich in der dargestellten Form nicht für jeden weiteren Sensor verwenden. Dies hängt damit zusammen, dass, selbst wenn größte Anstrengungen unternommen werden, um jeden weiteren Sensor genau so aufzubauen wie den ersten, schon die Bauteiltoleranzen der verwendeten Komponenten dafür sorgen, dass die Ausgangssignale der verschiedenen Sensoren selbst bei gleichen Bedingungen nicht genau gleich sind. Aus diesem Grund wurden in der Firmware des Mikrocontrollers, der den CO<sub>2</sub>-Sensor ausliest, die in Abbildung 30 dargestellten adc-counts normiert. Dazu wurden sämtliche adc-counts durch den Wert geteilt, der bei einem bar Umgebungsdruck und absolut keinem Kohlenstoffdioxid in der Messkammer gemessen wurde. Das heißt, dass alle weiteren Sensoren kalibriert werden müssen, in dem eine Messung bei diesen Bedingungen gemacht wird. Die Möglichkeit diese Kalibrierung vorzunehmen, wurde in der Software entsprechend implementiert.

Wie in Kapitel 3.2.2 erwähnt, musste eine weitere Anpassung der Lookup Tabelle vorgenommen werden, um die Messungen, die in Karlskrona, Schweden, gemacht wurden, mit den Referenzwerten des Servomex-Gerätes in Deckung zu bringen. Diese Anpassung betraf die in der Lookup Tabelle angegebenen pCO<sub>2</sub>-Werte, welche bei der Charakterisierung des Sensors durch das Verdünnen einer Ausgangsgasmischung entstanden sind. Diese Ausgangsgasmischung wurde hergestellt, indem ein Drucklufttauchgerät zunächst mit Hilfe einer Vakuumpumpe geleert wurde, dann wurde aus einer CO<sub>2</sub>-Kartusche reines Kohlenstoffdioxid bis zu einem gewissen Druck hinein gelassen und schließlich wurde das Tauchgerät mit einem Kompressor und Luft zu Ende gefüllt. Nach jedem Schritt wurden der Druck im Tauchgerät gemessen. Aus diesen Drücken und dem jeweiligen CO<sub>2</sub>-Anteil dessen, was gerade zum Füllen verwendet wurde, wurde

der  $f\text{CO}_2$  im Tauchgerät errechnet. Dabei kam ein Wert um die 2,2% heraus. Dieses Verfahren ist vor allem für einen so kleinen  $\text{CO}_2$ -Anteil recht fehleranfällig. Um die recht verschiedenen Drücke im Tauchgerät zu bestimmen, wurden zwei verschiedene Drucksensoren verwendet. Der Restdruck nach dem Leeren des Tauchgerätes und der Druck nach dem Füllen mit reinem Kohlenstoffdioxid wurde mit Hilfe eines Drucksensors von Measurements Specialities<sup>61</sup> (Typ: MS5803-14BA<sup>62</sup>) bestimmt. Dabei wurden Werte zwischen einigen wenigen mbar und einigen wenigen bar gemessen. Der Druck nach dem endgültigen Füllen des Tauchgerätes wurde mit einem Drucksensor von Metallux<sup>63</sup> (Typ: ME657<sup>64</sup>) gemessen. Mit diesem Sensor wurde ein Messbereich zwischen um die 100 bar und etwa 220 bar abgedeckt. Während der erste Drucksensor kalibriert vom Hersteller geliefert wird und laut Datenblatt Messungen mit einer Auflösung von bis zu 0,2 mbar zulässt, muss der zweite Drucksensor selber kalibriert werden. Dazu wurde als Referenz ein handelsübliches Finimeter, wie es zum Messen des Drucks in Tauchgeräten (mit einer in Zehn-Bar-Schritten eingeteilten Skala) verwendet wird, benutzt. Das heißt, dass eine Messung des Enddrucks in dem entsprechenden Tauchgerät auf ein bar genau fragwürdig ist und es so zu Ungenauigkeiten bei der Berechnung des  $f\text{CO}_2$  gekommen sein kann. Nach jedem Füllschritt wurde zwar eine ganze Weile gewartet, bis das Tauchgerät wieder Zimmertemperatur hatte, aber auch durch die Temperatur können hier Abweichungen entstanden sein. Leider war es bis zu dem Zeitpunkt, an dem diese Arbeit verfasst wurde, nicht möglich, diese Ausgangsgasmischung genau analysieren zu lassen, um den exakten  $f\text{CO}_2$  zu bestimmen. Aus diesem Grund ist in der Firmware jetzt vorgesehen, dass die  $p\text{CO}_2$ -Werte der Lookup Tabelle, die durch diese Ausgangsgasmischung ermittelt wurden, mit einem konstanten Faktor multipliziert werden können. Aus den Rohwerten der Messungen in Karlskrona, Schweden, konnte ein geeigneter Faktor gefunden werden.

Der Versuch, die Messdaten des entwickelten optischen  $\text{CO}_2$ -Sensors auch für hohe Umgebungsdrücke mit dem Lambert-Beersche Gesetz in Einklang zu bringen, hat nicht funktioniert. Es ist anzunehmen, dass die Hauptursache dafür in dem bereits in Kapitel 2.2.2 erwähnte Pressure-Broadening liegt. Gordley et al. [31] schreiben von Broadening Funktionen, die das Pressure-Broadening modellieren sollen. Diese Funktionen sind abhängig vom Druck, der Temperatur, dem Gas-Volumen-Mischungsverhältnis und anderen Faktoren. Auch Swickrath et al. [77] geben an, dass die Zusammensetzung der Probe das Messergebnis maßgeblich beeinflusst und z. B. Wasserdampf eine große Rolle spielt. Außerdem meinen McDermitt et al. [49], wie ebenfalls bereits in Kapitel 2.2.2 erwähnt, dass eine Druckkorrektur über eine Atmosphäre hinaus proble-

---

<sup>61</sup>Homepage: <http://www.meas-spec.com/> (abgerufen am 28.09.2015)

<sup>62</sup>Datenblatt: <http://www.meas-spec.com/downloads/MS5803-14BA.pdf> (abgerufen am 28.09.2015)

<sup>63</sup>Homepage: <http://metallux.ch/> (abgerufen am 28.09.2015)

<sup>64</sup>Datenblatt: <http://metallux.ch/wp-content/uploads/2015/03/ME657.pdf> (abgerufen am 28.09.2015)

matisch sei. All das lässt darauf schließen, dass es eine sehr komplexes Problem ist, eine geschlossene mathematische Formel zu finden, die das Verhalten des CO<sub>2</sub>-Sensors unter allen möglichen Bedingungen beschreibt. Aus diesem Grund wurde dazu übergegangen, die in den vorherigen Absätzen diskutierte Lookup Tabelle zu verwenden.

Für wissenschaftliche Experimente, bei denen es auf die genau Bestimmung des eingeatmeten pCO<sub>2</sub> ankommt, wäre zu klären, ob die erreichte Genauigkeit ausreicht. Hierbei ist allerdings des Weiteren zu beachten, dass der entwickelte Sensor aufgrund der Membran vor der Messkammer relativ langsam ist. Die Antwortzeit des Sensors wurde nicht bestimmt. Eine genaue Auswertung des pCO<sub>2</sub> zu jedem einzelnen Atemzug ist mit diesem Sensor, vor allem bei schnellen Partialdruckänderungen, fragwürdig.

Der Hauptgrund für den Einsatz eines CO<sub>2</sub>-Sensors in einem Rebreather ist ein Sicherheitsaspekt. Für den/die Taucher/in ist es zunächst einmal entscheidend zu wissen, ob es einen CO<sub>2</sub>-Anstieg auf der Einatemseite der Gegenlunge gibt. Dies würde auf ein Problem mit dem Gerät hinweisen. Wird dies erkannt, kann entsprechend reagiert werden, in dem z. B. der Tauchgang abgebrochen wird, wobei der Rebreather vom geschlossenen auf ein offenes System umgeschaltet wird. Vor diesem Hintergrund kann gesagt werden, dass das Ziel einen optischen Zwei-Kanal-CO<sub>2</sub>-Sensor zu entwickeln, der für den Einsatz in einem Rebreather geeignet ist, erreicht wurde.

Als weiterführende Arbeit auf dem Gebiet der optischen Kohlenstoffdioxidsensoren sei der Versuch angeregt, ein mathematisches Modell zu finden, das das Verhalten solcher Sensoren unter einer Vielzahl von Umgebungsbedingungen hinreichend genau beschreibt. Swickrath et al. [77] schreiben dazu, dass bei NDIR-Sensoren schon moderate Abweichungen von den Kalibrierungsbedingungen zu einem sehr steilen Abfall der Genauigkeit dieser Sensoren führt und merken an, dass dies einen Anstoß für die Entwicklung eines besseren Verständnisses der NDIR-Technologie geben sollte.

### 4.3 Blutdruck

Ein Ziel dieser Arbeit war es ein Blutdruckmessgerät zu entwickeln, dass in der Lage ist, automatische, also ohne das Eingreifen des/der Tauchers/Taucherin, in jeder Tiefe den Blutdruck zu bestimmen. Das Gerät sollte wasser- und druckdicht sein, damit es über einem eventuell getragenen Anzug am Arm befestigt werden kann und nicht unter einem Trockentauchanzug getragen werden muss. Wie in [86] geschildert, stellt dies nämlich im Falle eines Defektes des Geräts ein Sicherheitsproblem dar. Dieses Ziel konnte nicht erreicht werden. Die Gründe dafür und Vorschläge für weiterführende Arbeiten sollen in den folgenden Unterkapiteln diskutiert werden.

### 4.3.1 Luftgefüllte Manschette

In den wenigen Studien, in denen versucht wurde den Blutdruck an Tauchern/Taucherinnen beim Tauchen unter Wasser zu messen, kamen verschiedene Messmethoden zum Einsatz. Diese und die mit der jeweiligen Messmethode verbundenen Probleme wurden bereits in Kapitel 1.3.3 geschildert, weswegen hier nur noch einmal kurz auf das von Sieber et al. in [75] vorgestellte Gerät eingegangen werden soll, da es als Vorlage für den in dieser Arbeit entwickelten Prototypen gedient hat. Dieses Gerät hat eine mit Luft gefüllte Manschette verwendet und den Blutdruck nach der oszillometrischen Messmethode (s. Kapitel 2.3.1.1) bestimmt. Das Problem, wegen dem dieses Gerät nicht für eine breiter angelegte Studie geeignet ist, ist die Art, wie die Luft beim Messen aus der Manschette gelassen wird. Dies geschieht über ein Nadelventil, welches für jede Tiefe angepasst werden muss. Dies setzt ein Justieren des Gerätes unter Wasser voraus und bedeutet einen nicht unwesentlichen Schulungsaufwand der Probanden/Probandinnen bzw. von Helfern/Helferinnen. Aus diesem Grund sollte ein Prototyp auf Grundlage dieses Gerätes entwickelt werden, bei dem dann die oszillometrische Messmethode modifiziert wird. Dabei sollte nicht beim Ablassen der Luft aus der Manschette sondern beim Aufpumpen der Manschette gemessen werden (s. Kapitel 2.3.1.2).

Es wurde ein Prototyp entwickelt, mit dem sowohl im Labor als auch im Wasser Messkurven aufgenommen werden konnten, die augenscheinlich einen sehr guten Eindruck machen (s. Kapitel 3.3.1). Ob mit diesem Gerät aber tatsächlich der Blutdruck von Tauchern zuverlässig bestimmt werden kann, wurde noch nicht untersucht. Ein Grund dafür ist der sehr hohe zeitliche und finanzielle Aufwand, der dafür nötig ist. Zunächst hätte das Gerät kalibriert werden müssen. Danach hätte die korrekte Funktion überprüft werden müssen. Nach [25] ist zur Erlangung einer CE-Zertifizierung eine Prüfung nach der Europäischen Norm EN-1060 für nicht-invasive Blutdruckmessgeräte nötig. Diese Prüfung muss mindestens 85 Personen einschließen [25]. Zur Erlangung des Prüfsiegels der Deutschen Hochdruckliga e.V. DHL<sup>TM</sup> - Deutsche Gesellschaft für Hypertonie und Prävention ist sogar eine Versuchsreihe mit 96 Personen unterschiedlichen Alters und Geschlechts und mit unterschiedlichen Blutdrücken vorgesehen<sup>65</sup>. Aufgrund dieses Aufwandes und der Tatsache, dass eine luftgefüllte Manschette zum Messen des Blutdrucks unter Wasser nicht ideal ist (s. Kapitel 2.3.2), wurde auf die Validierung des Prototypen verzichtet und dazu übergegangen, ein Gerät zu entwickeln, das stattdessen eine wassergefüllte Manschette verwendet.

Wegen der eigentlich vielversprechenden Messergebnisse sei als weiterführende Arbeit auf diesem Gebiet angeraten, die Möglichkeit, mit dem entwickelten Prototypen den Blutdruck zuverlässig zu bestimmen, zu prüfen. Ein Problem das dabei allerdings auf-

---

<sup>65</sup>Das Prüfsiegel-Protokoll ist zu finden unter [http://www.hochdruckliga.de/tl\\_files/content/dhl/downloads/pruefsieg-2010-c.pdf](http://www.hochdruckliga.de/tl_files/content/dhl/downloads/pruefsieg-2010-c.pdf) (abgerufen am 21.07.2015)



treten könnte, hängt mit der Mittelwertbildung zusammen, die verwendet wurde, um die Messkurven zu glätten (s. Kapitel 3.3.1). Diese könnte dafür gesorgt haben, dass die Messkurven eventuell zu flach geworden sind und deshalb der Messfehler unangemessen groß sein könnte. Dies lässt sich aber erst durch einen Versuch mit mehreren Versuchspersonen und einer größeren Anzahl von Messungen bestimmen.

#### 4.3.2 Wassergefüllte Manschette

Es wurde ein Prototyp eines Blutdruckmessgerätes entwickelt, das statt einer luftgefüllten eine wassergefüllte Manschette zur Messung verwendet. Die Idee dahinter war es, die Messung dadurch unabhängig von der Wassertiefe zu machen und dafür zu sorgen, dass Tiefenänderungen während der Messung die Messung selber nicht beeinflussen. Dies stellt nämlich bei einer luftgefüllten Manschette für die Blutdruckmessung unter Wasser ein großes Problem dar (s. Kapitel 2.3.2).

Nachdem im Labor mit dem entwickelten Prototyp gute Messkurven gewonnen werden konnten, konnte dies unter Wasser bedauerlicherweise nicht wiederholt werden. Die unter Wasser an Tauchern gewonnen Messkurven waren viel zu verrauscht, als dass man aus ihnen den Blutdruck hätte bestimmen können. Dafür kommen mehrere Gründe in Frage, die im folgenden kurz erläutert werden sollen:

1. Es könnte sein, dass aufgrund der Füllung der Manschette mit Wasser eine gewisse Pufferwirkung verloren geht und deshalb Druckschwankungen von den verwendeten Drucksensoren erkannt werden, die durch Oberflächenwellen entstehen. Die Messungen im Meer haben in einer Wassertiefe von gerade einmal drei Metern stattgefunden.
2. Wasser leitet Schall etwa vier bis fünf mal so gut weiter wie Luft. Schallwellen sind nichts anderes als Druckschwankungen. Es könnte also sein, dass durch die wassergefüllte Manschette Umgebungsgeräusche von den Drucksensoren als Druckschwankungen registriert werden.
3. Anders als bei dem Gerät mit der luftgefüllten Manschette kam nicht ein Differenzdrucksensor zum Einsatz, sondern zwei Absolutdrucksensoren, aus deren Differenz der Druck in der Manschette bestimmt wurde. Beide Sensoren rauschen natürlich etwas. Durch das Verwenden von zwei Sensoren könnte das Rauschen bei der Differenzbildung verstärkt worden sein.

Da leider nicht genug finanzielle Mittel zur Verfügung standen und auch die Zeit, die zur Entwicklung dieses Gerätes zur Verfügung stand, abgelaufen war, konnte keiner der oben genannten Punkte und auch sonst kein weiterer, der vielleicht noch nicht erkannt

wurde, näher untersucht werden. Vielleicht ließen sich bereits durch eine bessere Signalverarbeitung Verbesserungen in den Kurven erzielen. Alles in allem lässt sich aufgrund der in dieser Arbeit erzielten Ergebnisse nicht sagen, dass das Messen des Blutdrucks mit einer wassergefüllten Manschette unter Wasser prinzipiell nicht möglich ist. Da eine wassergefüllte Manschette für das Messen des Blutdrucks unter Wasser sicher eine gute Idee ist, um erwähnte Probleme mit einer luftgefüllten Manschette zu vermeiden, ist es sicher interessant, weitere Forschung in diese Richtung zu unternehmen.

Stellt man aber fest, dass man mit angemessenen Mitteln in dieser Richtung nicht weiter kommt oder es werden Gründe gefunden, die prinzipiell gegen eine wassergefüllte Manschette sprechen, soll kurz eine weitere Möglichkeit erwähnt werden, mit der es vielleicht möglich ist, zumindest den systolischen Blutdruck unter Wasser zu bestimmen. Es ist z. B. denkbar zum einen eine Oberarmmanschette zu verwenden, wobei es egal wäre, ob diese mit Wasser oder Luft gefüllt ist, und zusätzlich irgendwo am Unterarm oder an einem Finger den Puls zu detektieren. Für den zweiten Punkt kommen mehrere Möglichkeiten in Frage. So ließe sich der Puls mit einer zweiten Manschette am Unterarm detektieren oder aber am Finger mit einem Verfahren, das auf Licht basiert, wie es z. B. bei Pulsoxymetern verwendet wird. Erhöht man den Druck in der Oberarmmanschette langsam, sollte es ab dem Moment, in dem der Manschettendruck den systolischen Blutdruck übersteigt, nicht mehr möglich sein, im Unterarm einen Puls zu detektieren.

#### 4.4 Elektrokardiogramm

Das gesteckte Ziel eine möglichst kleine EKG-Platine zu entwickeln, die in der Lage ist unter Wasser ein EKG aufzunehmen und automatisch die Herzfrequenz zu ermitteln, wurde erreicht. Diese Platine kam bereits in mehreren Anwendungen zum Einsatz. Zum einen wurde sie in einem Anschluss an einem Trockentauchanzug untergebracht. Auf der Innenseite des Anzuges waren die Elektroden platziert; auf der Außenseite war ein Anschluss, der an einen von der Firma Seabear GmbH entwickelten Tauchcomputer angesteckt werden konnte. Auf dem Display des Tauchcomputers konnte die Herzfrequenz abgelesen werden und es wurde die EKG-Kurve angezeigt. In dieser Anordnung wurde die Kurve allerdings vom Tauchcomputer digitalisiert. Dafür wurde das von der Platine verstärkte Signal analog an den Tauchcomputer gesendet. Dies ließ sich aufgrund des verwendeten Kommunikationsbusses (I<sup>2</sup>C) nicht digital machen. Die Auswertung der Herzfrequenz fand aber auf der EKG-Platine statt.

Für die französische Marine wurde eine andere Form der Datenübermittlung verwendet. Es kam eine sogenannte „Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter“ (USART) Schnittstelle zum Einsatz. Dadurch wurde es möglich, das digitalisierte Si-

gnal an einen Laptop zu schicken und dort anzeigen zu lassen. So konnte in mehreren Versuchen die Herz­­tätigkeit von Versuchstauchern in Echtzeit mitverfolgt werden. Im eigens für diese Versuche geschriebenen Programm (s. Abbildung 10) wird zum einen permanent die EKG-Kurve angezeigt, zum anderen besteht die Möglichkeit kurze Ausschnitte zu speichern und mit weiteren gespeicherten Ausschnitten zu vergleichen. So können Unterschiede in der Kurve, die eventuell im Verlauf eines Tauchgangs auftreten, während dem Tauchgang sichtbar gemacht werden.

Für die ersten Versuche der französische Marine in der Druckkammer wurde zunächst eine IR-Datenübermittlung aus der Druckkammer heraus gewählt. Wie in Kapitel 2.4 erwähnt, wurde der IR-Sender dafür innerhalb der Druckkammer an einem starren Objekt befestigt. Zum einen stellt dies für den Fall, dass Versuchspersonen aus dem nassen Teil der Druckkammer in den trockenen evakuiert werden müssen, ein gewisses Sicherheitsrisiko dar. Da die Befestigung aber mit Gummibändern gemacht wurde, wurde dieses Risiko als verhältnismäßig gering eingestuft, da sich durch relativ leichten Zug am Kabel das Übertragungsmodul von den Gummibändern löst. Problematischer war jedoch die Bewegungseinschränkung, die sich durch diese Befestigung ergab. Deshalb wurde auch in der Druckkammer die Übertragung per Bluetooth, wie sie später auch bei den Versuchen der französischen Marine im offenen Meer zum Einsatz kam, getestet. Entgegen der Befürchtung, dass das Bluetoothsignal von den Wänden der Druckkammer geschluckt werden würde, wenn sich dieses nicht in der Nähe eines der Fenster befindet, hat die Übertragung aus der Druckkammer heraus mit diesem Verfahren ohne Probleme funktioniert und es ist geplant, es so auch für weitere Versuche zu verwenden.

Bei den Versuchen im offenen Meer waren das Messsystem und die Bluetooth-Boje über ein 30 m langes Kabel miteinander verbunden. Auch wenn dieses System prinzipiell funktioniert hat, soll nicht unerwähnt bleiben, dass dieses lange Kabel nicht unproblematisch ist. Zunächst einmal bedarf ein so langes Kabel vor allem beim Auf- und Abtauchen besonderer Aufmerksamkeit, damit sich die Taucher/innen nicht in diesem verfangen. Bei einem Tauchgang ist es vorgekommen, dass das Kabel von der Schiffsschraube des Begleitbootes gekappt wurde. Außerdem stellt ein so langes Kabel, das vom Taucher/von der Taucherin bis an die Oberfläche zu einer Boje reicht, beim Schwimmen unter Wasser einen zusätzlichen Widerstand dar, den es sonst nicht geben würde. Zu guter Letzt hat sich herausgestellt, dass, wenn die Taucher bei den Versuchen der französische Marine unter Wasser schwammen, die Boje mitsamt dem Bluetoothmodul ab einer bestimmten Geschwindigkeit unter Wasser gezogen wird. Dies sorgt für einen Abbruch der Übertragung. Es wäre also wünschenswert für solche Versuche im offenen Meer noch eine Alternative für die Datenübertragung unter Wasser zu finden. Eine Möglichkeit stellt z. B. Ultraschall dar. Damit lassen sich unter Wasser

große Distanzen überbrücken, allerdings sind entsprechende Unterwassermodeems meist recht groß und teuer.

Es hat sich herausgestellt, dass für das reibungslose Aufzeichnen einer EKG-Kurve bei längeren Tauchgängen, bei denen keine Trockentauchanzüge sondern Nasstauchanzüge zum Einsatz kommen, die Wahl der EKG-Elektroden und deren Isolierung kritisch sind. Gute Ergebnisse über einen langen Zeitraum (bis zu zwölf Stunden) wurden mit den Elektroden EL502 von Biopac (s. Kapitel 3.4) erzielt. Für den Einsatz unter Wasser wurden diese direkt an die entsprechenden Kabel gelötet und die Lötstellen mit Heißkleber abgedeckt. Auf der Haut der Taucher wurden die Elektroden des Weiteren mit Tegerderm<sup>TM</sup> Film abgedeckt, um sie gegen das Wasser zu isolieren.

Grundsätzlich lässt sich die entwickelte EKG-Platine vielseitig verwenden. Je nach Bedarf kann sie in einem für den jeweiligen Einsatz zweckmäßigen Gehäuse untergebracht werden. Sie besitzt eine serielle Schnittstelle, die den direkten Anschluss an einen Computer/Laptop erlaubt bzw. es ermöglicht entsprechende drahtlose Übertragungstrecken (z. B. Infrarot oder Bluetooth) zwischen zuschalten (s. Kapitel 3.4).

Um das Beobachten der Herzaktivität unter Wasser noch genauer zu machen, wäre es als weiterführende Arbeit sicherlich spannend, ein EKG-Gerät mit mehreren Kanälen zu entwickeln.

## 4.5 Körpertemperatur

Das für die Körpertemperaturmessung verwendete Gerät der Firma Philips Respirationics stellt erst einmal keine Eigenentwicklung, die im Zuge dieser Arbeit stattgefunden hätte, dar. Es war aber, wie in Kapitel 2.5 geschildert, nicht für den Einsatz bei Tauchversuchen zweckmäßig ausgestattet. Erst durch die in dieser Arbeit geleistete Entwicklung konnte das Gerät für einen solchen Zweck bereit gemacht werden. Die von diesem Gerät von den eigentlichen Temperatursensoren empfangenen Daten können nun in Echtzeit über eine serielle Schnittstelle ausgelesen werden. Dies hat es erlaubt, durch leichte Modifikation der Firmware der EKG-Platine, den Mikrocontroller auf dieser Platine auch dazu zu verwenden, die Temperaturdaten zu verarbeiten und weiterzuschicken (s. Kapitel 3.4). So ist es möglich, die Daten entweder an einem Computer/Laptop anzuzeigen oder auch an einen Tauchcomputer zu senden. Für den ersten Fall wurde ein Programm geschrieben, das die jeweils neuesten Temperaturdaten in einer Tabelle anzeigt und für ausgewählte Sensoren den Temperaturverlauf graphisch darstellt (s. Abbildung 10). Selbstverständlich zeichnet das Programm die Daten auch für eine spätere Auswertung in csv-Dateien auf, welche leicht von verschiedenen Tabellenkalkulationsprogrammen verarbeitet werden können.

Das entwickelte Gesamtsystem aus EKG-Gerät und Körpertemperaturmessung wurde

in mehreren Versuchen erfolgreich von der französischen Marine sowohl in einer nassen Druckkammer als auch im offenen Meer verwendet. Über bei diesen Versuchen erzielte Ergebnisse wurde im Kapitel 3.4 berichtet.

## 4.6 Body Area Network

In diesem Kapitel soll diskutiert werden, in wie weit das Ziel erreicht wurde, ein sogenanntes Body Area Network (BAN) (s. Kapitel 1.3) zu entwickeln, in dem es einen Tauchcomputer als Herzstück des Netzwerks gibt, mit dem modular die verschiedenen Sensoren zum Messen verschiedenen physiologischer Parameter verbunden werden können.

Prinzipiell sind alle von der Firma Seabear GmbH entwickelten Tauchcomputer in der Lage, die aktuelle Tauchtiefe und Wassertemperatur zu messen und mit einem Zeitstempel versehen in entsprechenden Logbuch-Dateien zu speichern. Des Weiteren erfüllen sie ihre Aufgabe, dem/der Taucher/in Informationen zu erforderlichen Dekompressionszeiten zu liefern und auch diese Werte abzuspeichern. D. h. durch die Verwendung eines dieser Tauchcomputer in wissenschaftlichen Experimenten stehen schon einmal alle relevanten Tauchgangsdaten zur Verfügung. Das Abspeichern der Werte passiert dabei ein Mal pro Sekunde.

Einer dieser Tauchcomputer wurde speziell für die Verwendung mit dem in Entwicklung befindlichen Rebreather konzipiert. Dieser ist über ein Kabel mit der Sensorik des Rebreathers verbunden. Über dieses Kabel findet über einen sogenannten I<sup>2</sup>C-Bus (auch unter dem Namen „Two-Wire-Interface“ (TWI) bekannt) die Kommunikation zwischen dem Rebreather und dem Tauchcomputer statt. Der Tauchcomputer stellt innerhalb dieser Kommunikation den Master dar, der Rebreather einen Slave. Der Tauchcomputer fordert in festen Zeitintervallen sämtliche Sensordaten von der Rebreathersensorik an und speichert diese ebenfalls ein Mal pro Sekunde in den Logbuch-Dateien. Dadurch stehen nach einem Tauchgang mit diesem Rebreather ebenfalls atembbezogene Messwerte zur Verfügung:

1. Über die in dieser Arbeit beschriebenen galvanischen und optischen Sauerstoffsensoren ist für jeden Zeitpunkt des Tauchgangs bekannt, wie hoch der eingeatmete Sauerstoffpartialdruck war. Dieser Wert spielt zum einen aus Sicht der Sicherheit des Tauchers/der Taucherin eine große Rolle, da bestimmte Werte nicht unterschritten werden sollten, um eine Hypoxie bzw. Hyperoxie zu vermeiden. Zum anderen sind sie für Dekompressionsmodelle von Interesse, da dadurch, dass der  $pO_2$  bekannt ist, ebenfalls bekannt ist, wie hoch der eingeatmete Stickstoffpartialdruck, der für alle existierende Dekompressionsmodelle wichtigste Wert, ist.

2. Über den in dieser Arbeit entwickelten optischen Kohlenstoffdioxidensensor ist für jeden Zeitpunkt des Tauchgangs bekannt, wie hoch der eingeatmete Kohlenstoffdioxidpartialdruck war. Diese Information ist vor allem sicherheitsrelevant. Während des Tauchgangs wird der/die Taucher/in über optische und akustische Hinweise vor einen zu hohen  $p\text{CO}_2$  gewarnt. Dies lässt auf ein Defekt des Rebreathers schließen. Außerdem erlaubt das Aufzeichnen des  $p\text{CO}_2$  aber auch auf ein durch einen erhöhten  $p\text{CO}_2$  ausgelöstes erhöhtes Atemminutenvolumen und eine eventuell verminderte Ausdauer des/der Tauchers/Taucherin zu schließen (s. Kapitel 1.3.2).
3. Der Rebreather verwendet zwei Hochdrucktauchgeräte. Das eine beinhaltet reinen Sauerstoff. Dieser dient dazu, den vom Taucher/von der Taucherin metabolisierten Sauerstoff im Atemkreis zu ersetzen. Das andere beinhaltet Pressluft, die zum einen dazu dient einen Volumenmangel im Atemkreis, wie er zum Beispiel beim Abtauchen durch den höher werdenden Umgebungsdruck entsteht, auszugleichen. Zum Anderen dient die Pressluft im Falle eines Notfalls als Sicherheitreserve. Der Rebreather lässt sich dann auf einen offenen Modus umstellen und erlaubt das sichere Beenden des Tauchgangs, sogar für den Totalausfall der Elektronik. Da für beide Tauchgeräte der Flaschendruck gemessen und ebenfalls protokolliert wird, lässt sich der Sauerstoffverbrauch des/der Tauchers/Taucherin bestimmen. Dieser lässt sich aus der Druckdifferenz in der Sauerstoffflasche und dem Volumen dieses Tauchgerätes bestimmen. Dies hängt damit zusammen, dass es sich bei dem Rebreather um einen closed-circuit Rebreather (s. Kapitel 1.2) handelt, in dem im Idealfall kein Sauerstoff in die Umgebung abgegeben wird.

Auch wenn das Gehäuse des für den Rebreather konzipierten Tauchcomputers momentan keinen expliziten Anschluss für weitere Sensoren vorsieht, ließen sich alle anderen Messgeräte relativ einfach mit diesem verbinden. Bei einem I<sup>2</sup>C-Bus hängen nämlich alle Kommunikationsknoten parallel zueinander. Das bedeutet, dass sich sehr einfach ein Adapter herstellen ließe, der das Kabel, welches den Tauchcomputer mit dem Rebreather verbindet, aufsplittet und die entsprechenden Leitungen parallel an weitere Anschlüsse verteilt. Auf der Softwareseite sind innerhalb der Tauchcomputerfirmware bereits entsprechende Routinen implementiert, die das Kommunizieren mit weiteren Sensoren erlauben.

Für die in dieser Arbeit entwickelten Prototypen des Blutdruckmessgerätes wurde diese Kommunikation auch schon genutzt, um die Messungen zu starten und die dabei gemessenen Werte abzurufen und zu speichern. Auch wenn das Blutdruckmessgerät bedauerlicherweise noch nicht richtig funktioniert, ist für zukünftige Geräte das einfache Einbinden in das BAN möglich.

Auch für das entwickelte EKG wurde der I<sup>2</sup>C-Bus bereits für das Übertragen der Herzfrequenz genutzt. Für das Übertragen des gesamten EKG-Signals ist die Bandbreite dieses Busses allerdings zu gering. Außerdem würde das EKG, da es ein quasi-kontinuierliches Signal liefert, den I<sup>2</sup>C-Bus blockieren, so dass keine Kommunikation mit den anderen Sensoren möglich wäre. Die in dieser Arbeit beschriebenen Alternativen, das Übertragen der Daten über eine serielle Schnittstelle über Infrarot oder Bluetooth, stellen aber eine Möglichkeit dar, die Daten ebenfalls versehen mit einem Zeitstempel für das spätere Auswerten zu speichern. Diese Möglichkeit wurde in den in dieser Arbeit vorgestellten Versuchen der französischen Marine bereits erfolgreich eingesetzt und bietet zusätzlich den Vorteil, dass entsprechend geschultes Personal (Mediziner) an der Oberfläche die Daten in Echtzeit begutachten und im Falle eines medizinischen Problems eingreifen kann, in dem zum Beispiel der Abbruch des Tauchgangs veranlasst wird. Bei den Versuchen der französischen Marine wurden ebenfalls die Körpertemperaturdaten an den Laptop an der Oberfläche gesendet. Da sowohl die Daten, die auf dem Laptop gespeichert werden, als auch die, die auf dem Tauchcomputer selbst protokolliert werden, jeweils mit einem Zeitstempel versehen sind und sich der Tauchcomputer mit der Zeit des Laptop synchronisieren lässt, stehen sämtliche Daten in einer Form zur Verfügung, die es erlaubt, sämtliche Sensorwerte zeitlich synchronisiert zu analysieren.

Herr Irfan Šehić arbeitet im Zuge seiner Masterarbeit, die er an der Technischen Universität Graz unter der Leitung der Professoren Bernd Deutschmann und Christian Steger schreibt, an der Entwicklung eines neuen Tauchcomputers. Dieser soll mit einem leistungsfähigeren Prozessor ausgestattet sein, als alle bisher bei der Firma Seabear GmbH entwickelten Tauchcomputer, über ein graphisches Display mit resistivem Touchpad verfügen und es soll Linux darauf als Betriebssystem laufen. Gelingt diese Entwicklung, sollte dieser Tauchcomputer technisch in der Lage sein, sämtliche Daten der in dieser Arbeit entwickelten Sensoren auszulesen (inklusive dem gesamten EKG-Signal). Außerdem wäre er über das graphische Display mit Touchpad-Funktionalität sehr intuitiv zu bedienen und ließe sich vermutlich gut für wissenschaftliche Experimente einsetzen. Dieser Tauchcomputer sollte dann in der Lage sein, das Herzstück eines Body Area Networks zu bilden.

Das Ziel eines einzelnen BANs, in dem sämtliche Sensoren an einen einzelnen Tauchcomputer angeschlossen werden und somit ein geschlossenes System darstellen, wurde nicht ganz erreicht. Die in dieser Arbeit entwickelten und vorgestellten Sensoren und technischen Lösungen lassen sich aber zu dem selben Zweck, das Speichern aller tauchgangsrelevanter Daten und gemessenen physiologischen Parameter, nutzen.

## 4.7 Ausblick

Beim Tauchen hält sich der Mensch in einer für ihn ungewohnten Umgebung auf. Die wohl offensichtlichste Veränderung ist das Medium, in dem er sich dabei befindet, das Wasser. Diese veränderte Umgebung führt zu einer Reihe physiologischer Veränderungen. Dabei haben folgende Einflussgrößen die größte Bedeutung:

1. Tauchtiefe und der damit in Verbindung stehende Umgebungsdruck
2. Wassertemperatur
3. Tauchzeit
4. physische Belastung

Während sich die ersten drei Größen direkt messen lassen, ist dies bei der physischen Belastung nicht möglich. Das in dieser Arbeit entwickelte BAN ermöglicht es, diese drei Größen zu messen und zu protokollieren. Außerdem gestattet es weitere Messgrößen zu erfassen, die von den genannten Einflussgrößen beeinflusst werden. Diese sind folgende:

1. Sauerstoffpartialdruck
2. Kohlenstoffdioxidpartialdruck
3. Elektrokardiogramm bzw. die Herzfrequenz
4. Körpertemperatur

Die Körpertemperatur wird hauptsächlich von der Wassertemperatur und der Tauchzeit, aber auch von der physischen Belastung beeinflusst. Hingegen hängt der Sauerstoffpartialdruck maßgeblich von der Tauchtiefe und in gewissem Maße von der physischen Belastung ab, wobei hier unterschieden werden muss, ob mit einem offenen Tauchgerät oder einem Rebreather getaucht wird. Daneben beeinflusst die Tauchtiefe bei Vorhandensein von Kohlenstoffdioxid den Kohlenstoffdioxidpartialdruck. Die Herzfrequenz wird in großem Maße von der physischen Belastung beeinflusst. Zudem hat auch eine veränderte Körpertemperatur einen Einfluss auf die Herzfrequenz, sowie der in den Kapiteln 1.1.3 und 1.3.4 angesprochene Tauchreflex.

Die gemessenen Größen lassen Rückschlüsse auf verschiedene Gefährdungen, denen der Mensch beim Tauchen ausgesetzt ist, zu. So lässt sich durch das Aufzeichnen des Elektrokardiogramm und damit der Herzfrequenz auf den kardiovaskulären Stress eines Tauchgangs schließen. Das Messen des Sauerstoffpartialdrucks ermöglicht es, eine Hypoxie oder Hyperoxie zu erkennen, während das Bestimmen des Kohlenstoffdioxidpartialdrucks es erlaubt, Rückschlüsse auf eine mögliche Hyperkapnie zu ziehen. Die



gemessene Körpertemperatur gibt Aufschluss über die Gefahr einer Hypothermie oder, wenn auch wesentlich unwahrscheinlicher, auf die Gefahr einer Hyperthermie. Eine Hyperthermie ist beispielsweise beim Tauchen in sehr warmen Gewässern und bei großer Anstrengung denkbar.

Durch die Verwendung des in dieser Arbeit entwickelten Sensornetzwerks werden wissenschaftliche Experimente möglich, durch die sich das Risiko dieser Gefährdungen beim Tauchen abschätzen lässt. Gleichzeitig können bei diesen Experimenten durch Doppler-Ultraschalluntersuchungen oder Echokardiographie nach dem Tauchgang mögliche Blasen detektiert werden und dadurch Rückschlüsse auf die Gefahr einer Dekompressionskrankheiten gezogen werden. Das entwickelte System ermöglicht somit, zum einen zu einem besseren Verständnis der Tauchphysiologie zu kommen und zum anderen physiologische Parameter in Dekompressionsmodelle einfließen zu lassen. Außerdem ließe sich so eventuelle eine integrale Kenngröße ermitteln, die das physiologische Gefahrenpotential oder die Gesamtgefährdung eines Tauchgangs widerspiegelt. Dies bedeutet, dass das entwickelte Sensornetzwerk erheblich zu der Sicherheit des Tauchens beitragen würde.

## Literaturverzeichnis

- [1] Almeling, M. u. a. „Blutdruckmessung bei Sporttauchern–Methode und erste Ergebnisse“. In: *Journal für Hypertonie-Austrian Journal of Hypertension* 9.2 (2005), S. 7–13.
- [2] Angelini, Sergio A. „Validation of Dive Computer Algorithms“. In: *Proceedings of Validation of Dive Computers Workshop*. 2011, S. 63–85.
- [3] Arieli, Ran u. a. „CNS oxygen toxicity in closed-circuit diving: signs and symptoms before loss of consciousness“. In: *Aviation, space, and environmental medicine* 77.11 (2006), S. 1153–1157.
- [4] Baker, Erik C. „Understanding M-values“. In: *Immersed–International Technical Diving Magazine* 3.3 (1998), S. 1–9.
- [5] Bennett, Peter B. und Rostain, Jean Claude. „Bennett and Elliott’s Physiology and Medicine of Diving“. In: Hrsg. von Brubakk, Alf O. und Neuman, Tom S. 5. Aufl. Saunders, 2003. Kap. Inert Gas Narcosis, S. 300–322.
- [6] Bove, Alfred A. „The Cardiovascular System and Diving Risk“. In: *Recreational Diving Fatalities Workshop Proceedings*. Hrsg. von Vann, R. D. und Lang, M. A. Divers Alert Network, 2011, S. 174–184.
- [7] Boycott, Arthur Edwin, Damant, G. C. C. und Haldane, John Scott. „The prevention of compressed-air illness“. In: *Journal of Hygiene* 8.03 (1908), S. 342–443.
- [8] Bozanic, Jeffrey E. *Mastering Rebreathers*. 2. Aufl. Best Publishing Company, 2010.
- [9] Carter, Anthony, Muller, Reinhold und Thompson, Angus. „The rate of decompression sickness in scientific diving at the Australian Institute of Marine Science (Townsville) 1996 to 2001“. In: *South Pacific Underwater Medicine Society Journal* 35.3 (Sep. 2005), S. 125–130.
- [10] Castagna, Olivier u. a. *Physiological Effects of Long-Duration Diving (10H) In Professional Divers*. Poster auf dem Tricontinental Scientific Meeting on Diving and Hyperbaric Medicine 2013 auf La Reunion. Sep. 2012.
- [11] Cumming, Brian, Peddie, Clare und Watson, Jim. „A Review of the Nature of Diving in the United Kingdom and of Diving Fatalities (1998-2009)“. In: *Recreational Diving Fatalities Workshop Proceedings*. Hrsg. von Vann, R. D. und Lang, M. A. Divers Alert Network, 2011, S. 99–118.

- [12] Dardeau, Michael R. und McDonald, Christian M. „Pressure Related Incidence Rates in Scientific Diving.“ In: *Diving for Science 2007. Proceedings of the American Academy of Underwater Sciences 26th Symposium*. Hrsg. von Pollock, Neal W. und Godfrey, J. M. American Academy of Underwater Sciences (AAUS). Dauphin Island: American Academy of Underwater Sciences (AAUS), 2007.
- [13] Davis, Michael und Walker, Robyn. „Decompression illness in a tropical resort“. In: *South Pacific Underwater Medicine Society Journal* 33.1 (März 2003), S. 46–48.
- [14] Denoble, Petar J., Marroni, Alessandro und Vann, Richard D. „Annual fatality rates and associated risk factors for recreational scuba diving“. In: *Recreational Diving Fatalities Workshop Proceedings*. Hrsg. von Vann, R. D. und Lang, M. A. Divers Alert Network, 2011.
- [15] Denoble, Petar J. u. a. „Common causes of open-circuit recreational diving fatalities“. In: *UHM* 35.6 (2008), S. 393–.
- [16] Denoble, Petar J. u. a. „Scuba injury death rate among insured DAN members“. In: *Diving and Hyperbaric Medicine* 38.4 (2008), S. 182–188.
- [17] Desruelle, A. V., Schmid, Bruno und Castagna, Olivier. „Thermal aspects of long-term immersion at 18°C in combat swimmers“. In: *Caisson* 29.3 (Sep. 2014). Abstract zu einem Vortrag auf dem 40. Annual Scientific Meeting der European Underwater and Baromedical Society in Wiesbaden, 24.-27. September 2014, S. 43.
- [18] Doolette, David J. „Haldane Still Rules“. In: *The Future of Diving: 100 Years of Haldane and Beyond*. Hrsg. von Lang, Michael A. und Brubakk, Alf O. Smithsonian Institute Scholarly Press, 2009, S. 29–32.
- [19] Dräger, Tobias. „Entwicklung eines Messsystems für die Leistungsdiagnostik im Sporttauchen“. Diss. Deutsche Sporthochschule Köln, 2007.
- [20] Dujic, Zeljko. „Exercise, Endothelium, and Diving Physiology“. In: *The Future of Diving: 100 Years of Haldane and Beyond*. Hrsg. von Lang, Michael A. und Brubakk, Alf O. 2009, S. 71–76.
- [21] Dujic, Zeljko, Breskovic, Toni und Bakovic, Darija. „Breath-hold diving as a brain survival response“. In: *Translational Neuroscience* 4.3 (2013), S. 302–313.
- [22] Eftedal, Olav S. „Ultrasound for Evaluating Decompression“. In: *The Future of Diving: 100 Years of Haldane and Beyond*. Hrsg. von Lang, Michael A. und Brubakk, Alf O. Smithsonian Institute Scholarly Press, 2009, S. 83–86.
- [23] Eftedal, Olav Sande, Lydersen, Stian und Brubakk, Alf O. „The relationship between venous gas bubbles and adverse effects of decompression after air dives“. In: *UHM* 34 (2007), S. 99–105.

- [24] Ehm, Oskar F. „Der neue Ehm Tauchen noch sicherer: Tauchmedizin für Freizeitaucher, Berufstaucher und Ärzte“. In: Müller Rüschnikon Verlag, 2007. Kap. Anatomische und physiologische Grundlagen, S. 120–142.
- [25] Ferrari, Paolo und Muggli, Franco. „Blutdruckmessung: wie, wo, mit welchem Gerät?“ In: *Schweizer Med Forum* 22 (2001), S. 582–586.
- [26] Ferrigno, Massimo u. a. „Cardiovascular changes during deep breath-hold dives in a pressure chamber“. In: *Journal of Applied Physiology* 83.4 (1997), S. 1282–1290.
- [27] Flynn, E. T., Parker, E. C. und Ball, R. *Risk of Decompression Sickness in Shallow No-Stop Air Diving An Analysis of Naval Safety Center Data 1990-1994*. Techn. Ber. 98-08. Bethesda, Maryland: Naval Medical Research Institute, Mai 1998.
- [28] Fock, Andrew W. „Analysis of recreational closed-circuit rebreather deaths 1998-2010“. In: *Diving and Hyperbaric Medicine* 43 (2013), S. 78–85.
- [29] Gerth, Wayne A., Ruterbusch, Victor L. und Long, Edwin T. *The influence of thermal exposure on diver susceptibility to decompression sickness*. Techn. Ber. Panama City, FL: Navy Experimental Diving Unit, 2007.
- [30] Gilliam, Bret. „Evaluation of decompression sickness incidence in multi-day repetitive diving for 77,680 sport dives“. In: *South Pacific Underwater Medicine Society Journal* 22.1 (Jan. 1992), S. 24–30.
- [31] Gordley, Larry L., Marshall, Benjamin T. und Chu, D. Allen. „LINEPAK: Algorithms for modeling spectral transmittance and radiance“. In: *Journal of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer* 52.5 (1994), S. 563–580.
- [32] Gurr, Kevin. „CO2 monitoring and canister limits in rebreathers“. In: *Rebreather Forum 3 Proceedings*. Hrsg. von Vann, Richard D., Denoble, Petar J. und Pollock, Neal W. Orlando, Florida: Divers Alert Network, Mai 2012, S. 203–207.
- [33] Harding, P. E., Roman, D. und Whelan, R. F. „Diving Bradycardia In Man“. In: *The Journal of Physiology* 181.2 (1965), S. 401.
- [34] Heek, Christoph Walter Johann. „Untersuchung zum Tauchreflex beim Menschen und zu Atemgrößen beim Gerätetauchen“. Diss. Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, 2001.
- [35] Hoffmann, Uwe, Leyk, D. und Smerecnik, M. „Herzfrequenz als Beanspruchungsindikator beim Sporttauchen“. In: *8. Wissenschaftliche Tagung der Gesellschaft für Tauch- und Überdruckmedizin (GTÜM e.V.)* Sep. 1999.
- [36] Hornsby, Al. „Models for estimating the diver population of the United States: an assessment“. In: *Recreational Diving Fatalities Workshop Proceedings*. Hrsg. von Vann, R. D. und Lang, M. A. Divers Alert Network, 2011, S. 165–169.

- [37] Hunter Jr, William L., Pope, Gene B. und Arsu, Danny A. *Decompression sickness and deep air diving*. Techn. Ber. 78-863. Groton, Connecticut: Naval Submarine Medical Research Laboratory, 1978.
- [38] Jones, Nigel A. „PO2 Sensor Redundancy“. In: *Rebreather Forum 3 Proceedings*. Hrsg. von Vann, Richard D., Denoble, Petar J. und Pollock, Neal W. Orlando, Florida: Divers Alert Network, Mai 2012, S. 193–202.
- [39] Kern, R. „Modern Tauchmedizin“. In: Hrsg. von Klingmann, Christoph und Tetzlaff, Kay. 2. Aufl. Gentner Verlag, 2012. Kap. Dekompressionserkrankung, S. 171–198.
- [40] Kromp, Thomas, Roggenbach, Hans J. und Bredebusch, Peter. *Praxis des Tauchens*. Delius Klasing Verlag, 2007.
- [41] Ladd, Gary, Stepan, Victor und Stevens, Linda. „The Abacus Project: establishing the risk of recreational scuba death and decompression illness.“ In: *South Pacific Underwater Medicine Society Journal* 32.3 (Sep. 2002), S. 124–128.
- [42] Lang, Michael A. und Angelini, Sergio A. „The Future of Dive Computers“. In: *The Future of Diving: 100 Years of Haldane and Beyond*. Hrsg. von Lang, Michael A. und Brubakk, Alf O. Bd. 100. 2009, S. 91–100.
- [43] Levett, D. Z. H. und Millar, I. L. „Bubble trouble: a review of diving physiology and disease“. In: *Postgraduate medical journal* 84.997 (2008), S. 571–578.
- [44] Lippmann, John. „Australian scuba diving fatalities and decompression sickness. Erratum and further analysis“. In: *Diving and Hyperbaric Medicine* 39.1 (2009), S. 48.
- [45] Lippmann, John. „Diving Deaths Down Under.“ In: *Recreational Diving Fatalities Workshop Proceedings*. Hrsg. von Vann, R. D. und Lang, M. A. Divers Alert Network, 2011, S. 86–98.
- [46] Lippmann, John. „Review of scuba diving fatalities and decompression illness in Australia“. In: *Diving and Hyperbaric Medicine* 38.2 (2008), S. 71–78.
- [47] Luby, J. „A study of decompression sickness after commercial air diving in the Northern Arabian Gulf: 1993–95“. In: *Occupational Medicine* 49.5 (1999), S. 279–283.
- [48] McAniff, John J. *An Analysis of Recreational, Rechnical, and Ocupational Populations and Fatality Rates in the United States. 1970-1994*. Techn. Ber. National Underwater Accident Data Center, Department of Physical Education, Health, Recreation, College of Human Science und Services, University of Rhode Island, Juli 1995.

- [49] McDermitt, D. K., Welles, J. M. und Eckles, R. D. *Effects of Temperature, Pressure and Water Vapor on Gas Phase Infrared Absorption by CO<sub>2</sub>*. abgerufen am 10.05.2015. 1993. URL: [http://www.licor.com/env/pdf/photosynthesis/co2\\_abs.pdf](http://www.licor.com/env/pdf/photosynthesis/co2_abs.pdf).
- [50] Mekjavic, I. B. und Kakitsuba, N. „Effect of peripheral temperature on the formation of venous gas bubbles“. In: *Undersea Biomedical Research* 16.5 (1989), S. 391–401.
- [51] Mitchell, Simon J. „Anatomy of a rebreather dive“. In: *Rebreather Forum 3 Proceedings*. Hrsg. von Vann, Richard D., Denoble, Petar J. und Pollock, Neal W. Orlando, Florida: Divers Alert Network, Mai 2012, S. 24–31.
- [52] Mitchell, Simon J. „Physiology of Rebreather Diving“. In: *Rebreather Forum 3 Proceedings*. Hrsg. von Vann, Richard D., Denoble, Petar J. und Pollock, Neal W. Orlando, Florida: Divers Alert Network, Mai 2012, S. 80–90.
- [53] Müller, Peter H. J. „Cold stress as DCS factor“. In: *Proceedings of the International Polar Diving Workshop*. Hrsg. von Lang, Michael A. und Sayer, Martin DJ. Smithsonian Institute, 2007, S. 63–72.
- [54] Muth, C.-M. „Modern Tauchmedizin“. In: Hrsg. von Klingmann, Christoph und Tetzlaff, Kay. 2. Aufl. Gentner Verlag, 2012. Kap. Apnoetauchen, S. 144–168.
- [55] Nakayama, H. u. a. „Decompression sickness and recreational scuba divers“. In: *Emergency Medicine Journal* 20.4 (2003), S. 332–334.
- [56] Nishi, Ron Y., Brubakk, Alf O. und Eftedal, Olav S. „Bennett and Elliott’s Physiology and Medicine of Diving“. In: Hrsg. von Brubakk, Alf O. und Neuman, Tom S. 5. Aufl. Saunders, 2003. Kap. Bubble Detection, S. 501–529.
- [57] Papadopoulou, Virginie u. a. „A critical review of physiological bubble formation in hyperbaric decompression“. In: *Advances in colloid and interface science* 191 (2013), S. 22–30.
- [58] Pollock, Neal W. „Thermal Physiology and Diver Protection“. In: *Rebreather Forum 3 Proceedings*. Hrsg. von Vann, Richard D., Denoble, Petar J. und Pollock, Neal W. Orlando, Florida: Divers Alert Network, Mai 2012, S. 66–71.
- [59] Pollock, Neal W. u. a. *Annual Diving Report: 2007 Edition*. Hrsg. von Pollock, Neal W. 2007. Aufl. Divers Alert Network, 2007.
- [60] Pollock, Neal W. u. a. *Annual Diving Report: 2008 Edition*. Hrsg. von Pollock, Neal W. 2008. Aufl. Divers Alert Network, 2008.
- [61] Powell, Mark. *Deco For Divers - A Diver’s Guide To Decompression Theory and Physiology*. AquaPress Ltd., 2012.

- [62] Richardson, Drew. „Training Scuba Divers: A Fatality and Risk Analysis.“ In: *Recreational Diving Fatalities Workshop Proceedings*. Hrsg. von Vann, R. D. und Lang, M. A. Divers Alert Network, 2011, S. 119–163.
- [63] Sawatzky, David Keith. „The relationship between intravascular Doppler-detected gas bubbles and decompression sickness after bounce diving in humans“. Masterarbeit. Toronto, Ontario: York University, Aug. 1991.
- [64] Sayer, Martin D. J. und Barrington, J. „Trends in scientific diving: an analysis of scientific diving operation records, 1970-2004“. In: *Underwater Technology* 26.2 (2005), S. 51–55.
- [65] Schipke, Jochen D. u. a. „Der Tauchreflex beim Menschen: Fakt oder Fiktion?“ In: 8. *Wissenschaftliche Tagung der Gesellschaft für Tauch- und Überdruckmedizin (GTÜM e. V.)* Sep. 1999.
- [66] Shreeves, Karl und Richardson, Drew. „Mixed-gas closed-circuit rebreathers: an overview of use in sport diving and application to deep scientific diving“. In: *Proceedings of Advanced Scientific Diving Workshop*. Hrsg. von Lang, Michael A. und Smith, N. E. Smithsonian Institute, 2006, S. 148–165.
- [67] Shykoff, Barbara, Warkander, Dan und Winters, Donika. *Effects of Carbon Dioxide and UBA-Like Breathing Resistance on Exercise Endurance*. Techn. Ber. Panama City, FL: Navy Experimental Diving Unit, Apr. 2010.
- [68] Sieber, Arne. „Funktionsweise von Sauerstoffsensoren, Teil 3“. In: *Wetnotes* 7 (2012), S. 28–33.
- [69] Sieber, Arne. „Oxygen Sensor Technology for Rebreathers“. In: *Rebreather Forum 3 Proceedings*. Hrsg. von Vann, Richard D., Denoble, Petar J. und Pollock, Neal W. Orlando, Florida: Divers Alert Network, Mai 2012, S. 185–192.
- [70] Sieber, Arne, Enoksson, Peter und Krozer, Anatol. „Smart electrochemical oxygen sensor for personal protective equipment“. In: *Sensors Journal, IEEE* 12.6 (2012), S. 1846–1852.
- [71] Sieber, Arne, L’Abbate, Antonio und Bedini, Remo. „Oxygen sensor signal validation for the safety of the rebreather diver“. In: *Diving Hyperb Med* 38 (2008), S. 38–45.
- [72] Sieber, Arne und Pyle, Richard. „A review of the use of closed-circuit rebreathers for scientific diving“. In: *Underwater Technology: The International Journal of the Society for Underwater* 29.2 (2010), S. 73–78.
- [73] Sieber, Arne und Renner, Heiko. „Physiologische Messungen im Unterwasser-Labor“. In: *Wetnotes* 6 (2011), S. 28–33.

- [74] Sieber, Arne u. a. „Advanced instrumentation for research in diving and hyperbaric medicine“. In: *UHM* 37 (2010), S. 241–251.
- [75] Sieber, Arne u. a. „An underwater blood pressure measuring device“. In: *Diving and Hyperbaric Medicine* 38 (2008), S. 128–134.
- [76] Sieber, Arne u. a. „Underwater study of arterial blood pressure in breath-hold divers“. In: *Journal of Applied Physiology* 107.5 (2009), S. 1526–1531.
- [77] Swickrath, Michael J. u. a. „Application of Commercial Non-Dispersive Infrared Spectroscopy Sensors for Sub-ambient Carbon Dioxide Detection“. In: *42nd International Conference on Environmental Systems*. 2011.
- [78] Tikuisis, Peter und Gerth, Wayne A. „Bennett and Elliott’s Physiology and Medicine of Diving“. In: Hrsg. von Brubakk, Alf O. und Neuman, Tom S. 5. Aufl. Saunders, 2003. Kap. Decompression Theory, S. 419–454.
- [79] Toner, Charles B. und Ball, Robert. *The Effect of Temperature on Decompression and Decompression Sickness Risk: A Critical Review*. Techn. Ber. Silver Spring, Maryland: Naval Medical Research Institute, Sep. 2004.
- [80] Vann, Richard D. und Lang, Michael A. „Recreational Diving Fatalities Workshop Summary“. In: *Recreational Diving Fatalities Workshop Proceedings*. Hrsg. von Vann, R. D. und Lang, M. A. Divers Alert Network, 2011, S. 5–10.
- [81] Warkander, D. E. *Comprehensive Performance Limits for Divers’ Underwater Breathing Gear: Consequences of Adopting Diver-Focused Limits*. Techn. Ber. Panama City, Fl: Navy Experimental Diving Unit, Jan. 2007.
- [82] Warkander, Dan E. „CO2 scrubber technology: why, how and how long“. In: *Rebreather Forum 3 Proceedings*. Hrsg. von Vann, Richard D., Denoble, Petar J. und Pollock, Neal W. Orlando, Florida: Divers Alert Network, Mai 2012, S. 208–215.
- [83] Welslau, W. „Moderne Tauchmedizin“. In: Hrsg. von Klingmann, Christoph und Tetzlaff, Kay. 2. Aufl. Gentner Verlag, 2012. Kap. Rekompansionsbehandlung, S. 331–377.
- [84] Wenzel, Jürgen und Ehm, Oskar F. „Der neue Ehm Tauchen noch sicherer: Tauchmedizin für Freizeittaucher, Berufstaucher und Ärzte“. In: Müller Rüschnikon Verlag, 2007. Kap. Pathologie der Dekompression, S. 281–318.
- [85] Wenzel, Jürgen und Ehm, Oskar F. „Der neue Ehm Tauchen noch sicherer: Tauchmedizin für Freizeittaucher, Berufstaucher und Ärzte“. In: Müller Rüschnikon Verlag, 2007. Kap. Atemgase unter Überdruck, S. 228–250.
- [86] Witten, Friedrich. „Blutdruckverhalten beim Tauchen“. Diss. Georg-August-Universität zu Göttingen, 2000.