



Hochschule für Angewandte Wissenschaften Hamburg

Fakultät Life Sciences

Technische Anforderungen an Beatmungsgeräte für den Einsatz in
Tauchsyste \ddot{u} men mit hyperbaren Umgebungsbedingungen

Bachelorarbeit

im Studiengang Medizintechnik

vorgelegt von

Jörn David
2077592

Hamburg

am 31. Oktober 2014

1. **Gutachter:** Prof. Dr. Bernd Kellner (HAW Hamburg)
2. **Gutachter:** Dr. Stephan Hinz (DNV GL SE)

Die Abschlussarbeit wurde betreut und erstellt in Zusammenarbeit mit der Firma DNV GL SE.

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	II
Abbildungsverzeichnis	V
Tabellenverzeichnis	V
Abkürzungsverzeichnis	VI
Symbolverzeichnis	VII
1 Einführung	1
1.1 Motivation	1
1.2 Aufgabenstellung	1
1.3 Ziel der Arbeit	2
1.4 Aufbau der Arbeit	2
2 Theoretischer Hintergrund	3
2.1 Grundlagen zum Tauchen	3
2.1.1 Tauchtechniken und professionelle Tauchausrüstung	3
2.1.2 Atmen unter hyperbaren Bedingungen	5
2.1.2.1 Tauchtiefen	5
2.1.2.2 Tauchzeiten	7
2.1.2.3 Tauchgase	7
2.1.2.4 Spontanatmung unter hyperbaren Bedingungen	11
2.1.3 Tauchanlagen	13
2.1.3.1 Sättigungstauchanlagen	13
2.1.3.2 Behandlungsdruckkammern	15
2.1.4 Dekompressionsprozeduren	16
2.1.5 Probleme und Risiken	17
2.2 Grundlagen zur Beatmung	18
2.2.1 Funktion eines Beatmungsgerätes	18
2.2.1.1 Indikationen für eine Beatmung	18
2.2.1.2 Beatmungstechniken und deren Realisierung	19
2.2.2 Wichtige Parameter und Einstellungen	21
2.2.2.1 Zeitliche Parameter	21
2.2.2.2 Volumenparameter	21
2.2.2.3 Druckparameter	22
2.2.3 Notwendige und anwendbare Beatmungsmodi	23

3	Methoden und Materialien	25
3.1	Anwendbare Vorschriften	25
3.1.1	Normen.....	25
3.1.2	Vorschriften	26
3.1.3	Europäische Richtlinie	26
3.2	Technische Datenblätter vorhandener Beatmungsgeräte	27
3.3	Übersicht bereits durchgeführter Untersuchungen an Beatmungsgeräten	29
4	Aufstellung technischer Anforderungen an Beatmungsgeräte.....	32
4.1	Anforderungen bezogen auf die Umgebungsbedingungen	32
4.2	Anforderungen an die Konstruktion.....	35
4.3	Anforderungen an die Versorgung	38
4.4	Anforderungen an die Beatmungseinstellungen	40
4.5	Anforderungen an die Lieferleistung abhängig vom gewählten Beatmungsmodi.....	44
4.6	Anforderungen an das Monitoring und an die Alarmer	51
4.6.1	Sensoren zur Volumenmessung	51
4.6.2	Sensoren zur Druckmessung	54
4.6.3	Sensoren zur Konzentrationsbestimmung	55
4.6.4	Alarmanforderungen	58
4.7	Anforderungen an das Gasmanagement	59
5	Beispiel/ Vorschlag eines anwendbaren Prüfprogramms	61
5.1	Allgemeine Anmerkungen	61
5.2	Benötigte Geräte und Materialien	62
5.3	Testaufbau.....	63
5.4	Testbedingungen	64
5.4.1	Vorgaben vor Prüfbeginn	64
5.4.2	Vorgaben während der Prüfungen.....	65
5.5	Durchführung der Prüfungen	66
5.5.1	Prüfung unter Laborbedingungen	66
5.5.2	Langzeitprüfung am Einsatzort.....	68
5.6	Ergebnisdarstellung und Auswertung	70
5.6.1	Darstellung und Bewertung der visuellen und strukturellen Prüfungen	70
5.6.2	Darstellung und Bewertung der Leistungsprüfungen	71
6	Diskussion.....	74
6.1	Zusammenfassung der notwendige Änderungsmaßnahmen an Beatmungsgeräten.....	74
6.2	Grenzen der Arbeit	77

6.3	Fazit	78
	Literaturverzeichnis	80
	Anhang	I

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 Wirkung des Sauerstoffpartialdruckes auf den menschlichen Körper in Abhängigkeit der Sauerstoffeinwirkungszeit Abbildung aus Lettnin (1994, p. 22)	8
Abbildung 2 Schematische Darstellung einer Sättigungstauchanlage und eines Sättigungstauchganges aus Haux (1970, p. 129).....	14

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Zusammensetzung der normobaren Luft in Anlehnung an Bühlmann (1993, p. 10)	5
Tabelle 2 Wirkung des Stickstoffpartialdruckes auf den Taucher aus Lettnin (1994, p. 26)	10
Tabelle 3 Zusammensetzung ausgeatmeter Luft aus Oczenski et al. (2006, p. 11)	12
Tabelle 4 Vergleich der Dekompressionszeiten für einen 300 m Sättigungstauchgang aus Lettnin (1994, p. 201)	16
Tabelle 5 Dekompressionsraten aus den Sättigungstabellen der US Marine in Abhängigkeit von der Tiefe aus Lettnin (1994, p. 199)	16
Tabelle 6 Empfohlener Umgebungsbedingungenbereich unterschiedlicher Beatmungsgeräte	34
Tabelle 7 Konstruktionsanforderungen für Beatmungsgeräte in Tauchsystem	37
Tabelle 8 Einstellbare Parameter an unterschiedlichen Beatmungsgeräten	43
Tabelle 9 Einstellbare Beatmungsformen der untersuchten Beatmungsgeräte	50
Tabelle 10 Überdruckbedingungen während der dynamischen Druckprüfung	65
Tabelle 11 Überdruckbedingungen während der statischen Druckprüfungen	65
Tabelle 12 Konfigurationen am Beatmungsgerät für die Druckprüfungen	65
Tabelle 13 Bewertungsbogen abhängig vom gewählten Beatmungsmodus und der entsprechenden Haltestufe	73
Tabelle 14 Zusammenfassung von Ergebnissen bisher durchgeführter Untersuchungen an Beatmungsgeräten im hyperbaren Einsatz	I

Abkürzungsverzeichnis

A/C	Assistiert kontrollierte Beatmung
AMV	Atemminutenvolumen
ASB	Druckunterstützte Beatmung
BIBS	Build-In-Breathing-System
CMV	Mandatorische Beatmung
CPAP	Spontanatmung mit kontinuierlichem positiven Atemwegsdruck
EIP	Erniedrigter inspiratorischer Plateaudruck
HPNS	High-Pressure-Nervous-Syndrom
I:E	Atemzeitverhältnis
IMV	Intermittierende mandatorische Beatmung
MMV	Mandatorische Mindest-Ventilation
PCV	Druckkontrollierte Beatmung
PEEP	Positiver endexpiratorischer Druck
PLV	Drucklimitierte Ventilation
SCUBA	Autonomes Leichttauchgerät
SIMV	Synchronisierte intermittierende mandatorische Beatmung
VCV	Volumenkontrollierte Beatmung
ZNS	Zentrales Nervensystem

Symbolverzeichnis

Symbol	Bezeichnung
ATA	Atmosphäre absolute (1 ATA = 1 bar)
CO_2	Kohlenstoffdioxid
Δp_{flow}	Druckgradient des resultierenden Flows
$etCO_2$	Endtidale Kohlenstoffdioxidkonzentration
f	Beatmungsfrequenz
FiO_2	Inspiratorische Sauerstoffkonzentration
f_{spon}	Spontanatemfrequenz
fsw	Feet of sea water (1 fsw = 0,0306391 bar)
He	Heliumgas
H_2	Wasserstoffgas
mws	Meter Wassersäule
p	Druck
p_{AW}	Atemwegsdruck
p_{Gesamt}	Gesamtdruck eines Gasgemisches
p_{insp}	inspiratorischer Beatmungsdruck
p_{max}	Begrenzungsdruck
p_{N_2}	Stickstoffpartialdruck
p_{O_2}	Sauerstoffpartialdruck
p_{peak}	Spitzendruck
p_{plat}	Plateaudruck
p_{Supply}	Arbeitsdruck
p_{supp}	Druckunterstützung während ASB-Modus
p_{trig}	Drucktrigger
p_{Umg}	Absoluter Umgebungsdruck
p_1, p_2, \dots, p_n	Partialdrücke der Gasgemischkomponenten
R	Allgemeine Gaskonstante
SpO_2	Pulsoxymetrisch gemessene arterielle Sauerstoffkonzentration
T	Temperatur
t_{exp}	Expiratorische Zeitdauer
t_{insp}	Inspiratorische Zeitdauer
V	Volumen
V_t	Tidalvolumen
\dot{V}_{insp}	Inspiratorischer Flow
\dot{V}_{trig}	Flowtrigger

1 Einführung

1.1 Motivation

Mit dem Arbeiten unter Überdruck, speziell im Bereich des Berufstauchens, sind ständige Gefahren und Risiken für den Menschen verbunden. Zusätzlich ist, vor allem im Bereich des Sättigungstauchens, welches in der wachsenden Offshore-Industrie an Bedeutung gewonnen hat, eine angemessene und funktionsfähige medizinische Versorgung kompliziert. Lebensgefährliche Unfälle, die eine intensivmedizinische Therapie und dabei hauptsächlich eine mandatorische oder augmentierende Beatmung verlangen, sind unter dem Gesichtspunkt der besonderen Umgebungsbedingungen durchzuführen. Dabei ist der Einsatz anwendbarer und zuverlässiger Beatmungsgeräte nötig. Dieser Bedarf ist derzeit für das Tauchen im Allgemeinen und für das Sättigungstauchen im Speziellen nicht erfüllt. Medizinprodukte unterliegen in der europäischen Wirtschaftszone strengen Regularien, die ein Inverkehrbringen auf den Markt steuern und die technischen und medizinischen Anforderungen – darunter fallen ebenso Qualität und Sicherheit der Diagnostik und Therapie – festhalten. Diese Anforderungen sind grundsätzlich für den Gebrauch in normobarer Umgebung ausgelegt. Um diesem Missstand entgegenzuwirken, soll diese Arbeit helfen, auch in Hinblick auf die stetig wachsende Offshore-Industrie, Herstellern und Anwendern von Beatmungsgeräten einen Überblick zu verschaffen, welche Anforderungen an ein Beatmungsgerät für den Einsatz unter hyperbaren Bedingungen zu stellen sind.

1.2 Aufgabenstellung

Auf der Basis von intensiven Recherchen soll geklärt werden, welche Anforderungen an Beatmungsgeräte in Tauchsyste men generell (Druckgrenzen, unterschiedliche Beatmungsgase) und im Speziellen (Beatmungsmodi, Monitoring) gestellt werden müssen und wie diese Anforderungen in der Praxis getestet und überprüft werden können. Mit der Zusammenstellung der für den sicheren Gebrauch notwendigen Anforderungen an solche Produkte, einschließlich geeigneter Testmethoden, soll ein offen zugängliches Dokument entworfen werden, um die Hersteller und Anwender solcher Produkte zu unterstützen und ihnen einen Anreiz zu schaffen, in die Herstellung spezieller Beatmungsgeräte zu investieren.

1.3 Ziel der Arbeit

Erarbeitung von technischen Anforderungen an medizinische Beatmungsgeräte für den Einsatz in Tauchsystemen unter hyperbaren Bedingungen, sowie die Erstellung eines anwendbaren Prüfprogramms.

1.4 Aufbau der Arbeit

Die vorliegende Arbeit betrachtet zu Beginn die Grundlagen, die notwendig sind, um einen Einblick in die Beatmung und das Tauchen zu erhalten. Dabei wird auf Probleme und Risiken eingegangen, mit denen Hersteller und Anwender von Beatmungsgeräten, in hyperbaren Umgebungsbedingungen, konfrontiert sind. Aus dem Vergleich vorhandener technischer Spezifikationen mit den Ergebnissen aus bereits durchgeführten Untersuchungen wird anschließend ein Anforderungskatalog erstellt. Dieser beinhaltet Empfehlungen zur Modifikation und Verbesserung, zum Erhalt der konstruktiven Integrität, der leistungsspezifischen Merkmale sowie der sicherheitsrelevanten Aspekte. Für die Überprüfung, dass die für den Einsatz in Tauchsystemen vorgesehenen Geräte die genannten Anforderungen erfüllen, ist zum Abschluss dieser Arbeit ein Prüfprogramm entwickelt worden.

2 Theoretischer Hintergrund

2.1 Grundlagen zum Tauchen

Im Bereich des Sport- sowie des Berufstauchens gibt es die unterschiedlichsten Tauchtechniken. Jede dieser Techniken bedarf dabei einer eigenen Ausrüstung. Neben der Ansicht das Tauchen als sei eine Tätigkeit unter Wasser, werden häufig auch Arbeiten unter Überdruck, die nicht in nasser Umgebung durchgeführt werden, wie beispielsweise bei Tunnelarbeiten, zum Tauchen gezählt. Zur Vereinfachung wird das Tauchen deshalb als „der Aufenthalt unter einem Umgebungsdruck von mehr als 1,1 bar verstanden“ (Lettnin, 1994, p. 102).

2.1.1 Tauchtechniken und professionelle Tauchausrüstung

Zusätzlich zum Sättigungstauchen, ist es von Vorteil, weitere Tauchtechniken und deren notwendige Tauchausrüstung kennenzulernen. Damit wird ein Einblick vermittelt, wie differenziert und komplex die einzelnen Tauchtechniken sind. Es gibt unterschiedliche Möglichkeiten diese einzuteilen. Neben der Unterteilung nach Art des verwendeten Atemgases¹ oder nach Art der Gasversorgung², ist die Unterscheidung nach Art der Ausrüstung die Gängigste. Hierbei wird zwischen dem normobaren Tauchen, dem autonomen Tauchen mit Leichttauchgeräten (SCUBA), dem Helmtauchen, dem Tauchen mit (offener oder geschlossener) Taucherglocke und dem Tauchen in Kammersystemen (Tauchsimulatoren) unterschieden. Die Auswahl der jeweiligen Technik und damit der jeweiligen Ausrüstung ist abhängig von der Art des Einsatzes, deren Tauchtiefe und –zeiten (Lettnin, 1994, p. 104).

Durch das normobare Tauchen ist es möglich, in Form eines Tauchbootes oder eines druckfesten Tauchanzuges unter atmosphärischen Druckbedingungen zu tauchen und dadurch Dekompressionen zu vermeiden.

Das autonome Tauchen mit Leichttauchgeräten – auch SCUBA genannt – als verbreitetste Tauchtechnik von Freizeittauchern zeichnet sich dadurch aus, dass die Gasversorgung des Tauchers in Form von Druckluftflaschen während des Einsatzes mitgeführt wird. Das

¹ Kommerziell verwendete Tauchgase sind hauptsächlich Druckluft, Nitrox (ein Gemisch aus Sauerstoff und Stickstoff), Mischgas (Gemische aus Sauerstoff, Helium, Wasserstoff usw.) und reiner Sauerstoff (Lettnin, 1994, p. 104).

² Dabei ist hauptsächlich vom autonomen Tauchen, schlauchversorgten Tauchen und Sättigungstauchen die Rede.

Leichttauchgerät setzt sich zusätzlich aus Druckminderer und Lungenautomat (atemgesteuerte Dosiereinrichtung) zusammen. Da der Luftvorrat durch die Flaschen begrenzt ist, ist bei der Nutzung dieses Verfahrens die Einhaltung von Tauchtiefen und –zeiten besonders wichtig. Nicht unwesentlich hinzuzufügen ist, dass die Einhaltungen von Dekompressionsstopps, während des autonomen Tauchens, stark eingeschränkt sind und dadurch Tauchgänge durch die Nullzeit³ limitiert sind.

Das Helmtauchen gehört wie das Tauchen mit Taucherglocken zu den schlauchversorgten Techniken. Dabei werden die Taucher mit Hilfe eines Schlauchs – auch Umbilical genannt – mit dem entsprechenden Atemgas und zusätzlich mit Kommunikations-, Energie- und Warmwasserverbindungen vom Versorgungsschiff an der Oberfläche oder von der Taucherglocke aus versorgt. Das Tauchen mit Taucherglocke kann in einer offenen oder geschlossenen Glocke durchgeführt werden. Da durch diese Methoden längere Tauchtiefen und –zeiten möglich sind, ist eine Dekompression in den meisten Fällen notwendig und dadurch eine Indikation für eine Beatmung im Sinne dieser Arbeit realistisch.

Das Tauchen mit Unterstützung von Kammersystemen, das sogenannte Sättigungstauchen, welches seit je her in der Offshore Industrie intensiv eingesetzt wird, ist streng genommen ebenfalls ein schlauchversorgtes Verfahren. Dabei werden die Taucher in Kammern an der Oberfläche auf das der Tauchtiefe entsprechende Druckniveau komprimiert, wodurch sich das Körpergewebe allmählich vollständig mit dem jeweilig genutzten Inertgas sättigt. Wird die Kammer (also die oben beschriebene Taucherglocke) nun auf die Tauchtiefe gebracht, können die Taucher zeitunabhängig auf der vorgesehenen Tiefe ihre Arbeiten durchführen. Dieses Verfahren erlaubt den Tauchern das Arbeiten in Tiefen von mehreren hundert Metern (üblich sind Tauchtiefen bis 350 mws). Hinsichtlich der Dekompression ist zu erwähnen, dass durch die Sättigung des Gewebes mit dem Inertgas und den zum Teil hohen Umgebungsdrücken die Dekompressionszeiten sehr lang sind (bis zu mehrere Wochen). Aufgrund der hohen Tiefen und der daraus resultierenden hohen Drücke, ist die Betrachtung eines Tauchunfalls mit der Notwendigkeit einer schnellen Beatmung hier besonders interessant.

³ Diese ist definiert als die Zeit, die ein Taucher ohne die Durchführung einer Dekompression auf der jeweiligen Tauchtiefe verbringen darf (Lettnin, 1994, p. 108).

2.1.2 Atmen unter hyperbaren Bedingungen

Bis auf das normobare Tauchen haben alle Techniken des Tauchens gemeinsam, dass der Umgebungsdruck für den Taucher, abhängig von der Tauchtiefe, steigt. Diese Druckänderungen bewirken eine Kompression des verwendeten Atemgases und haben damit Einfluss auf die Atmung des Tauchers. Im Folgenden sollen die Grundlagen der Atmung unter hyperbaren Bedingungen in Abhängigkeit von der Tauchtiefe, von der Tauchzeit und vom genutzten Atemgas dargestellt werden.

2.1.2.1 Tauchtiefen

Durch das Eigengewicht des Wassers (gilt analog auch für andere Tauchmedien), steigt der Druck der Umgebung in Abhängigkeit von der Tauchtiefe unter Wasser. Unter atmosphärischem Druck versteht man den Druck, den die Luftsäule auf die Wasseroberfläche ausübt. Dieser beträgt durchschnittlich 1,013 bar. Allgemein erhöht sich der Umgebungsdruck unter Wasser zusätzlich pro Meter Wassersäule um ca. 0,1 bar. Eventuell resultierende Abweichungen sind bedingt durch den Salzgehalt des Wassers, dem Luftdruck über der Wassersäule bei Bergseetauchgängen und „in großen Wassertiefen die Kompressibilität des Wassers“ (Almeling, et al., 2004, p. 5).

Der im üblichen Tauchbereich lineare Zusammenhang von Umgebungsdruck und Tauchtiefe führt zum Beispiel dazu, dass ein Taucher in 5 Metern Tiefe einem Umgebungsdruck von ungefähr 1,5 bar und bei einer Tiefe von 10 Metern 2 bar ausgesetzt ist. Die Zusammensetzung der normobaren Luft (siehe) kann aufgrund der vernachlässigbaren Anteile der Edelgase und des Kohlendioxids mit 79% Stickstoff und 21% Sauerstoff zusammengefasst werden (Almeling, et al., 2004, p. 10).

Tabelle 1 Zusammensetzung der normobaren Luft in Anlehnung an Bühlmann (1993, p. 10)

Gas	Volumen [%]
Stickstoff	78,09
Sauerstoff	20,95
Kohlenstoffdioxid	0,02-0,04
Edelgase	0,93

Für die folgenden Ausführungen, sind weitere physikalische Eigenschaften von Gasen unter hyperbaren Bedingungen zu nennen.

Für Gase, in denen keine Wechselwirkungen der Moleküle untereinander stattfinden, kann die Zustandsgleichung für ideale Gase:

$$p \cdot V = n \cdot R \cdot T \quad (1)$$

angewendet werden. Dabei sind p , V , T jeweils Druck, Volumen und Temperatur und veränderliche Variablen, n und R jeweils die Stoffmenge und die allgemeine Gaskonstante. Da die Stoffmenge des jeweiligen Gases, sowie die allgemeine Gaskonstante nicht veränderliche Werte bilden, kann die Zustandsgleichung wie folgt geschrieben werden:

$$(p \cdot V)/T = const \quad (2)$$

Nach dem Gesetz von BOYLE und MARIOTTE ist bei der Betrachtung zweier Gaszustände bei konstanter Temperatur das Produkt aus Druck und Volumen jeweils gleich:

$$p_1 \cdot V_1 = p_2 \cdot V_2 \quad (3)$$

Das Gesetz von DALTON besagt, dass die Summe der Partialdrücke jeder Komponente eines Gasgemisches idealer Gase gleich dem Gesamtdruck des Gasgemisches ist:

$$p_{Gesamt} = p_1 + p_2 + \dots + p_n \quad (4)$$

Das bedeutet für die oben hinreichend beschriebene Zusammensetzung der Luft bei ungefähr 1 bar Gesamtdruck einen Partialdruck (p_{O_2}) von 0,21 bar für Sauerstoff und (p_{N_2}) von 0,79 bar für Stickstoff.

Mit dem Gesetz von HENRY können die physikalischen Grundlagen der Gaseigenschaften für die weiteren Ausführungen abgeschlossen werden. Nach diesem Gesetz hängt die Löslichkeit eines Gases in einer Flüssigkeit vom Druck bzw. vom Partialdruck des Gases über der Flüssigkeit, sowie von der Temperatur, der zugänglichen Flüssigkeitsoberfläche und von einem gas- sowie flüssigkeitsabhängigen Löslichkeitskoeffizienten ab. Dementsprechend löst sich das Gas besser in der Flüssigkeit, wenn der Druck über der Flüssigkeitsoberfläche steigt. Dies entspricht dem Tauchabstieg. Umgekehrt – und dies ist von besonderer Bedeutung für die Dekompression von Tauchern – können Flüssigkeiten gelöste Gase, bei abnehmenden Außendruck, schlechter halten und geben das gelöste Gas in Form von Gasblasen ab. Zusammenfassend ist zu sagen, dass sich das Volumen des Atemgases durch die oben genannten Eigenschaften bei einer Druckerhöhung in der Tiefe verringert und sich die Partialdrücke der einzelnen Atemgasbestandteile sowie die Löslichkeit dieser im Körpergewebe erhöhen.

2.1.2.2 Tauchzeiten

Ein wesentlicher Parameter, der den Taucheinsatz limitiert und die Sicherheit des Tauchers beeinflusst, ist die Tauchzeit. Allgemein kann gesagt werden, dass abhängig vom gewählten Atemgas die Tauchzeiten bei hohen Tauchtiefen verkürzt werden müssen. Begrenzender Faktor dabei ist die Nullzeit. Wird diese willentlich oder unwillentlich überschritten, ist eine Dekompression mittels vorhandener Dekompressionstabellen durchzuführen. Dies ist notwendig, da durch die oben genannten Gasgesetze, dem herrschenden Überdruck und der Tauchzeit, die Löslichkeit des Gases in dem Körpergewebe erhöht ist und diese bei einem Aufstieg, nach dem Gesetz von HENRY, als Gasblasen aus dem Gewebe diffundieren können. Das Sättigungstauchen in Tauchkammern bildet auch hierbei eine besondere Form des Tauchens. Da das Körpergewebe unter Überdruck vollständig mit dem Inertgas gesättigt ist, kann die Tauchzeit theoretisch unendlich ausgedehnt werden. Die Dekompressionszeit erhöht sich ab dem Zeitpunkt der Sättigung nicht mehr.

2.1.2.3 Tauchgase

Um den physiologischen Nutzen unterschiedlicher Atemgase für das Tauchen, der Dekompression und einer eventuellen Beatmung im Notfall zu verstehen, ist es notwendig, die Eigenschaften der hauptsächlich genutzten Gase in Abhängigkeit der Tauchtiefe und der Aufenthaltsdauer darzustellen.

Ein für den menschlichen Körper unersetzliches und lebensnotwendiges Gas ist der Sauerstoff (O_2). Es handelt sich um ein geruchs- und farbloses Gas mit einem atomaren Gewicht von 16 kg/kmol und ist Hauptbestandteil für die Energiegewinnung des Körpers. Ausschlaggebend für das Tauchen ist der Sauerstoffpartialdruck, welcher bei ausreichend hohem Druck toxische Wirkungen am Organismus in Abhängigkeit der Einwirkzeit bewirken kann. Je höher der Partialdruck von Sauerstoff ist, desto geringer sollte die Einwirkzeit sein.

Abbildung 1 stellt die toxische Wirkung des Sauerstoffs auf das Zentrale Nervensystem und der Lunge anhand des O_2 -Partialdrucks in Abhängigkeit der Dauer der Einwirkung dar. Aus dieser Toxizität, ist darauf zu achten, dass der Anteil von Sauerstoff bei hohen Tiefen genügend gering ist, um Schädigungen zu verhindern. Dies ist besonders bedeutend bei dem Sättigungstauchen. Dort werden Tiefen von mehreren hundert Metern über einen Zeitraum von mehreren Stunden erreicht. Daraus resultiert, dass beispielsweise bei einem Anteil von 21% Sauerstoff im Gasgemisch und einer Tiefe von 200m, sich ein Sauerstoffpartialdruck von 4,41 bar einstellen würde. Die Toxizitätsgrenze für das Zentrale Nervensystem (ZNS) wäre bei diesem Partialdruck schon nach geringer Einwirkzeit überschritten und würde zu Schädigungen führen. Aus diesem Grund liegt der Grenzwert

für den Partialdruck von Sauerstoff für unendliche Aufenthaltszeiten bei 0,5 bar (Lettnin, 1994, p. 21).

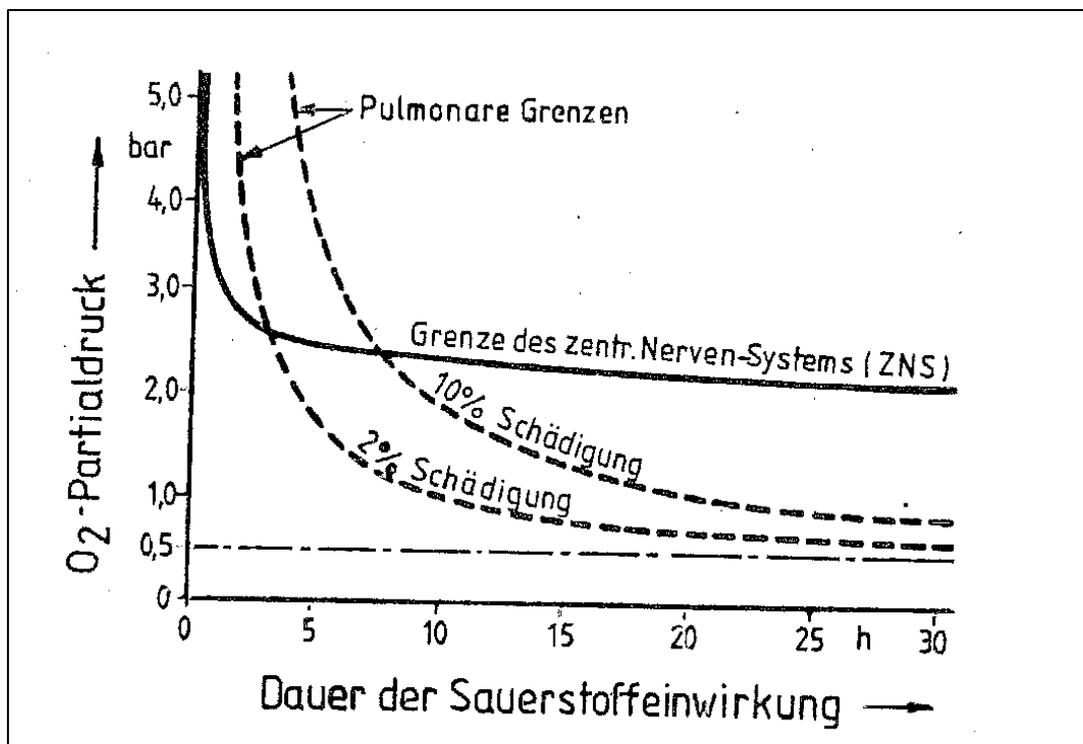


Abbildung 1 Wirkung des Sauerstoffpartialdruckes auf den menschlichen Körper in Abhängigkeit der Sauerstoffeinwirkungszeit Abbildung aus Lettnin (1994, p. 22)

Ein weiteres Gas ist das ebenfalls geruchs- und farblose Stickstoffgas (N_2) mit einem molekularen Gewicht von 14 kg/kmol. Stickstoff dient beim Tauchen hauptsächlich als Inertgas zur Verdünnung von Sauerstoff, da dieses besonders reaktionsträge ist. Auch hier treten bei Erhöhung des N_2 -Partialdruckes toxische Wirkungen in Form von narkotischen Effekten auf (Lettnin, 1994). Der Verlust der Konzentrationsfähigkeit, Benommenheit bis hin zur Bewusstlosigkeit kann, bei genügend hohem Partialdruck, zu Symptomen bei dem Taucher führen.

Tabelle 2 stellt die Effekte auf den Organismus in Abhängigkeit des Partialdruckes dar. Das narkotische Potential des Stickstoffs, ist auf seine hohe Löslichkeit im Körpergewebe zurückzuführen. Je geringer die Löslichkeit des Inertgases, desto geringer ist die Narkosewirkung .

Tabelle 2 Wirkung des Stickstoffpartialdruckes auf den Taucher aus Lettnin (1994, p. 26)

N2-Partialdruck in bar	Wirkung auf den Menschen
2 ... 4	Geringe Verschlechterung der Leistung bei ungeübten Aufgaben; leichte Euphorie
4	Verzögerte Reaktion auf Seh- und Hörreize
4 ... 6	Neigung zu Heiterkeit u. Redseligkeit, Steuerung durch Selbstkontrolle möglich; übermäßiges Selbstvertrauen, Rechenfehler
6	Schläfrigkeit, Halluzinationen Störung der Urteilsfähigkeit
6 ... 8	Heiter gelöste Gruppenatmosphäre, Neigung zu Geschwätzigkeit, unkontrolliertes Lachen z.T. hysterisch
8	Schwere Beeinträchtigung der intellektuellen Leistungsfähigkeit
8 ... 10	Starke Verzögerung der Reaktion auf Reize; verminderte Konzentration, Verwirrtheit
10	Verschlechterung von Urteil und Handlung; Erinnerungslücken, fast vollständiger Verlust von Wahrnehmung und geistigen Fähigkeiten; Wahnerlebnisse, Betäubung, Bewusstlosigkeit

Aus diesen Gründen wird in der Offshore-Industrie häufig Helium (He) als Trägergas verwendet. Dieses geruchs- und farblose Gas mit einem Molekulargewicht von 4 kg/kmol hat eine viel geringere toxische Wirkung als Stickstoff und kann damit auch für höhere Partialdrücke und damit bei höheren Tiefen verwendet werden. Aufgrund der geringen Dichte und hohen Flüchtigkeit ist Helium in technischer und physiologischer Sicht jedoch besonders zu erwähnen. Komponenten zur Atemgasversorgung müssen besondere Anforderungen an die Dichtigkeit gegenüber Helium erfüllen. Die bekannte stimmverzerrende Wirkung des Heliums auf den Taucher, bedarf der Installation besonderer Entzerrer, damit die Kommunikation weiterhin gewährleistet ist. Auf den Körper hat Helium bei ausreichend hohem Partialdruck ebenfalls negative Wirkungen auf das ZNS, welche als High Pressure Nervous Syndrome (HPNS) bezeichnet werden. Dieses kann Sehstörungen, Tremor, Schwindel und Übelkeit verursachen (Lettnin, 1994). Helium besitzt gegenüber Stickstoff eine erhöhte Wärmeleitfähigkeit und Wärmekapazität. Daraus resultiert unter Atmung von Heliumgemischen nach Skinner (1998, p. 66) ein signifikanter Wärmeverlust über die Atemwege. Um die Sicherheit des Tauchers zu gewährleisten, muss dieser Verlust durch geeignete Wärmebehandlung des Atemgases kompensiert werden.

Als weiteres Gas, welches in der Tauchindustrie Verwendung findet, ist das farb- und geruchslose Wasserstoffgas (H_2) mit einem molekularen Gewicht von 1 kg/kmol zu nennen. Aufgrund seiner geringeren narkotischen Wirkung als die von Stickstoff und seiner geringeren Gefahr von HPNS ist Wasserstoff ebenfalls ein ideales Inertgas. Jedoch ist wegen der hohen Reaktionsaffinität mit Sauerstoff darauf zu achten, dass der Sauerstoffanteil unter 4% bleibt (1994, p. 33). Andernfalls ist die Explosionsgefahr zu groß und die Sicherheit der Taucher nicht mehr zu gewährleisten. Zusätzlich muss darauf geachtet werden, dass während des Auftauchens und der damit einhergehenden Druckentlastung, der Wasserstoff aufgrund der Explosionsgefahr allmählich entfernt wird.

2.1.2.4 Spontanatmung unter hyperbaren Bedingungen

Die Ventilation ist der Austausch von Gasen zwischen Organismus und Umwelt. Dabei unterscheidet man zum einen die äußere Atmung als diejenige bei der Sauerstoff aus den Alveolen ins Blut aufgenommen wird und Kohlenstoffdioxid aus dem Blut an die Alveolen und die Umgebung abgegeben wird. Zum anderen gibt es die innere Atmung zur metabolischen Energiegewinnung in Form von Adenosintriphosphat. Die Aufnahme von Sauerstoff während der spontanen Inspiration ist ein aktiver, also ein energieverbrauchender Vorgang. Durch die anatomischen Verhältnisse aus Lunge, Pleuraspalt und Thoraxwand entsteht während der Einatmung, also der muskelgetriebenen Vergrößerung des intrathorakalen Volumens, ein intrapulmonarer Unterdruck in den Alveolen. Dies bedingt einen Druckgradienten zum atmosphärischen Druck, woraus ein sauerstoffreicher Luftstrom aus der Umgebung in die Lungen resultiert (Larsen & Ziegenfuß, 2013, p. 27).

Die Expiration ist ein passiver Vorgang, der nach Erschlaffung der Muskeln dafür sorgt, dass sich das intrathorakale Volumen und dadurch der intrapulmonare Druck unterhalb des Atmosphärendrucks verringert. Daraus resultiert ein kohlendioxidreicher Luftstrom aus der Lunge an die Umgebung. Die Zusammensetzung der Expirationsluft ist in

Tabelle 3 dargestellt.

Unter hyperbarer Atmosphäre erfolgt in luftgefüllten geschlossenen Bereichen des Körpers ein Ausgleich des Innendrucks zum Außendruck, mit der Folge, dass die Dichte des in den Lungen bereitgestellten Gases steigt. Die Dichterhöhung erzwingt nach Reber (Reber, 2007, p. 7) eine Abnahme des Volumenstroms und damit eine Vergrößerung des Atemwegwiderstandes (Resistance), sowie eine Abnahme des in die Lunge inspirierten

Frischgasvolumens und damit eine Verringerung der Compliance. Um dennoch eine ausreichende Versorgung mit Sauerstoff zu gewährleisten, erhöht sich die Atemfrequenz sowie die Atemarbeit. Des Weiteren steigen die Partialdrücke abhängig von der Tiefe unter hyperbaren Umgebungsbedingungen an und erhöhen dabei die toxische Wirkung der weiter oben genannten Gase.

Tabelle 3 Zusammensetzung ausgeatmeter Luft aus Oczenski et al. (2006, p. 11)

Gas	Volumen [%]
Sauerstoff	16,0
Stickstoff	79,0
Kohlendioxid	4,5
Wasserdampf	0,5

2.1.3 Tauchanlagen

Unter Tauchanlagen versteht man Systeme, die insbesondere in hohen Tauchtiefen zur Unterstützung des Tauchganges dienen. Dabei unterscheidet man Anlagen, die dem Transport des Tauchers an den oder von dem Einsatzort dienen (Aussetz-, Berge- und Verfahrereinrichtungen, Taucherglocken etc.) und Anlagen, die der Kompression und Dekompression (Taucherdruckkammern für das Sättigungstauchen, Behandlungsdruckkammern) dienen.

2.1.3.1 Sättigungstauchanlagen

Die Anlagen zum Sättigungstauchen (siehe

Abbildung 2) bestehen aus einem an der Oberfläche fest installierten Kammersystem und einer angekoppelten Taucherglocke. Das Kammersystem dient der Versorgung und der Beherbergung der Taucher während der Ruhephasen an der Oberfläche. Die Taucherglocke dient dem Transport der Taucher an den vorgesehenen Einsatzort. Alle Systemkomponenten werden dabei auf den Druck der Einsatztiefe gehalten. Nach heutigem Erkenntnisstand hängen die Auf- und Entsättigungsvorgänge dabei hauptsächlich von der Durchblutungsrate eines Gewebes und der Diffusions-Koeffizienten der Atemgase ab (Lettnin, 1994, p. 156). Durch Unterteilung des Körpers in unterschiedliche Kompartimente und daraus resultierende unterschiedliche Halbwertszeiten⁴ benötigen Knochen- und Gelenkgewebe länger für entsprechende Sättigungsvorgänge als gut durchblutete Gewebe wie Blut, Gehirn und Rückenmark. Daraus ist ersichtlich, dass die hohen Halbwertszeiten weniger gut durchbluteter Gewebe die Auftauchzeiten bei der Dekompression bestimmen. Die Taucher können ihre Arbeiten theoretisch zeitlich unbegrenzt durchführen und kehren anschließend in die Taucherglocke zurück. Diese wird unter Beibehaltung des Überdrucks an die Oberfläche transportiert und an das Kammersystem mittels eines Flanschs angeschlossen. Damit ist es möglich, eine weitere Tauchergruppe, die während des vorhergehenden Einsatzes an der Oberfläche verharret hat, an den Arbeitsplatz in die Tiefe zu bringen und Dekompressionsprozeduren unter Beobachtung an der Oberfläche durchzuführen.

⁴ Als Halbwertszeit versteht man „die Zeit, in der sich ein Gewebe von einem beliebigen Ausgangswert beginnend gerade um die Hälfte auf- oder entsättigt hat“ (Lettnin, 1994, p. 159).

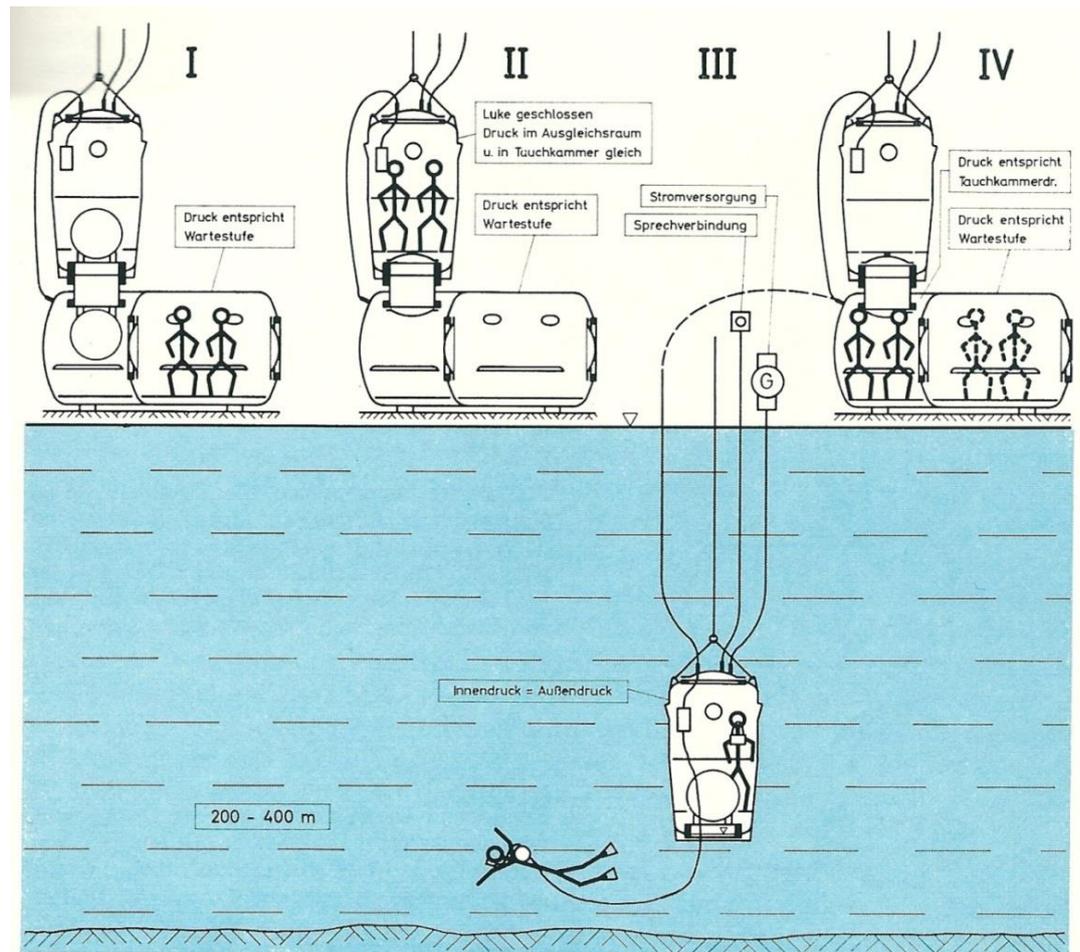


Abbildung 2 Schematische Darstellung einer Sättigungstauchanlage und eines Sättigungstauchganges aus Haux (1970, p. 129)

Da Tiefen von mehreren hundert Metern möglich und realistisch sind, ist die Atemgaszusammensetzung ein wesentlicher Faktor, um einen sicheren Tauchgang zu gewährleisten. Um die Sauerstoffpartialdruckgrenze von 0,5 bar nicht zu überschreiten, müssen die Anteile an Inertgasen entsprechend erhöht werden. Dabei muss wiederum berücksichtigt werden, dass diese wie Stickstoff und Helium ebenfalls toxische Wirkungen in Abhängigkeit der Partialdrücke auslösen. Der Sauerstoffanteil darf zusätzlich nicht zu gering werden, da dies zu einer Hypoxie⁵ führen würde. Die Dichte der Gasgemische steigt dabei aufgrund des Tiefendrucks ebenfalls deutlich und es muss darauf geachtet werden, dass das Atemgas durch die Erhöhung der Dichte nicht zu einer zu hohen Atemarbeitssteigerung führt. In der Offshore-Industrie häufig eingesetzte Gase sind Trimix-Gemische aus Helium, Stickstoff und Sauerstoff mit einem 95%igen Heliumanteil und Gemische aus Helium, Wasserstoff und Sauerstoff (Hydreliox) mit einem Wasserstoff- bzw. Heliumanteil von ungefähr 48% (Lettnin, 1994, pp. 136-137).

⁵ Mangelversorgung des Gewebes mit Sauerstoff.

2.1.3.2 Behandlungsdruckkammern

Unter Behandlungsdruckkammern versteht man Mehrpersonen-Druckkammern, die für therapeutische Zwecke, wie beispielweise der Hyperbaren Oxygenierung (HBO), verwendet werden. Bei dieser Therapieform wird der Patient unter Überdruck (maximal 6 bar) einem erhöhten Sauerstoffpartialdruck ausgesetzt, welcher je nach Krankheitsbild zu einer Verbesserung und Linderung der Krankheitssymptome führt. Indikationen neben anderen können arterielle Gasembolie, die Dekompressionskrankheit und schwere Kohlenmonoxid Vergiftungen sein (Reber, 2007, p. 7). Diese Kammern sind hauptsächlich in medizinischen Einrichtungen installiert und dementsprechend weit von den Taucheinsätzen entfernt. Für die intensivmedizinische Behandlung eines verunfallten Tauchers, der sich in der Sättigung befindet, müsste dieser unter Einhaltung des Überdruckes zu einer Behandlungsdruckkammer transportiert werden. Der zeitliche Aufwand sowie die Stressbelastung für den Taucher wären dabei kontraproduktiv für eine schnelle Genesung und würden ein hohes Sicherheitsrisiko darstellen. Aus diesem Grund wäre eine Behandlung des Tauchers in der weiter oben beschriebenen Sättigungstauchanlage eine sinnvollere Möglichkeit.

2.1.4 Dekompressionsprozeduren

Die bei der Kompression erhöhte Löslichkeit der Gase in den Körper, bewirkt eine allmähliche Aufsättigung des Körpergewebes mit den Inertgasen. Diese in den Körper geschwemmten Gase müssen langsam aus dem Körper herausgebracht werden, um einer Dekompressionskrankheit oder einem Barotrauma vorzubeugen. Dazu haben unter anderem Tauchunternehmen, Marineorganisationen oder Tauchvereine Dekompressionstabellen erstellt, die die erforderlichen Dekompressionsstopps und deren Dauer in Abhängigkeit des genutzten Tauchgases darstellen. Die Prozeduren müssen auch im Falle einer notwendigen intensivmedizinischen Versorgung eingehalten werden. Dekompressionen können, je nach gewählter Technik, nass oder trocken durchgeführt werden⁶. Durch den Vorteil, dass bei der Not- bzw. Oberflächendekompression die Kammer an der Oberfläche auf beispielsweise dem Versorgungsschiff installiert ist, ist eine Dekompression unter ständiger Beobachtung und der Möglichkeit des Einschreitens sinnvoll. Bei dem Sättigungsverfahren spricht man dabei abhängig vom gewählten Inertgas von Dekompressionszeiten von über 200 Stunden mit verschiedenen Deko-Zyklen⁷ (siehe Tabelle 4). Je nachdem welche Dekompressionstabelle gewählt wird, unterscheiden sich dabei auch die Dekompressionsraten. In hohen Tiefen erlauben die Prozeduren einen schnelleren Aufstieg, welcher oberflächennah allmählich reduziert wird. Tabelle 5 stellt die Dekompressionsraten der US Marine in Abhängigkeit der Tauchtiefe dar.

Tabelle 4 Vergleich der Dekompressionszeiten für einen 300 m Sättigungstauchgang aus Lettnin (1994, p. 201)

	US Marine Tabelle	Komm. Deko Tabelle	UK Marine Tabelle	Duke/ GUSI Tabelle
Deko-Zyklus	16/24 h	16/24 h	24 h	24 h
Deko-Zeit in h	266	221	237	278

Tabelle 5 Dekompressionsraten aus den Sättigungstabellen der US Marine in Abhängigkeit von der Tiefe aus Lettnin (1994, p. 199)

Tiefenbereich in m	Dekompressionsrate in m/h
500...60	1,8
60...30	1,5
30...15	1,2
15...0	0,9

⁶ Unter nasser Dekompression versteht man den Aufstieg des Tauchers im Wasser (bei Helmtauchverfahren, SCUBA-Verfahren). Die trockene Dekompression ist die Dekompression innerhalb einer Taucher- oder Behandlungsdruckkammer.

⁷ Bei einem 16/24-Deko-Zyklus wird der eigentliche Aufstieg in 16 Stunden über einen 24 Stunden Tag verteilt durchgeführt und die restlichen acht Stunden dienen als Haltezeiten.

2.1.5 Probleme und Risiken

Mit den widrigen Umgebungsbedingungen, den hohen Anforderungen an die Tauchgeräte und –systeme und den Belastungen für den Taucher, resultieren häufige Risiken, denen der Taucher ausgesetzt ist. Zu den Risiken, die im Rahmen dieser Arbeit für das Sättigungstauchen eine übergeordnete Rolle spielen gehören u.a.:

- Die langen geforderten Expositionszeiten bei der Dekompression verhindern ein zügiges Auftauchen des Tauchers bei einem Unfall.
- Der Taucher kann aufgrund des Sicherheitsrisikos nicht zu einer Behandlungsdruckkammer transportiert werden.
- Eine etwaige Notfallversorgung muss unter Einhaltung der laut Dekompressionsprofil geforderten Auftauchzeiten durchgeführt werden.
- Die Verwendung unterschiedlicher Atemgaszusammensetzungen bei der Dekompression, im Bereich des Sättigungstauchens, wird auch bei einer intensivmedizinischen Versorgung gefordert.
- Die Notfallversorgung mit einem Beatmungsgerät muss in Übereinstimmung mit den etwaigen toxischen Wirkungen der Gase, abhängig von deren Partialdruck und der Konzentration, durchgeführt werden.
- Durch den erhöhten Wärmeverlust bei Verwendung von Helium als Inertgas ist das Atemgas während der Beatmung vorzubehandeln.
- Zusätzlich ist bei allen Anwendungen von elektrischen Geräten in hyperbarer Umgebung die Brandgefährdung zu berücksichtigen.

2.2 Grundlagen zur Beatmung

In der Intensivmedizin ist die künstliche Beatmung von Patienten ein wesentlicher und notwendiger Bereich, um das Überleben von Intensivpatienten zu gewährleisten. In diesem Abschnitt sollen die wichtigsten Grundlagen zur Atmung und zur Beatmung dargestellt werden, deren technische Realisierung und daraus resultierende Probleme und Risiken.

2.2.1 Funktion eines Beatmungsgerätes

2.2.1.1 Indikationen für eine Beatmung

Besteht ein Versagen der selbstständigen Ventilation oder der Oxygenierung, also eine Störung im physiologischen Gasaustausch und einer daraus resultierenden Veränderung der arteriellen Blutgaskonzentration vom Normbereich, ist die Notwendigkeit einer mandatorischen oder unterstützenden Beatmung des Verunfallten notwendig. Mögliche Ursachen eines solchen vollständigen oder teilweisen Unvermögens der Spontanatmung können nach Oczenski et al. (2006, pp. 135-136) unter anderem Folgende sein:

Ventilationsstörungen

- Schädel-Hirn-Traumata
- Ermüdung der Atemmuskulatur
- Pneumothorax

Oxygenisierungsstörungen

- Lungenödem
- Atelektasen
- Pneumothorax

2.2.1.2 Beatmungstechniken und deren Realisierung

Bei der mandatorischen oder der augmentierenden (assistierenden) Beatmung wird die Ventilation im Gegensatz zur Spontanatmung mittels eines transpulmonalen Überdruckgradienten an den oberen Atemwegen zum intrathorakalen Druck durchgeführt. Diese Form der Beatmung wird aus diesem Grund auch als Überdruckbeatmung bezeichnet. Für die Durchführung der Inspiration werden in der klinischen Praxis die volumenkontrollierte (VCV) und die druckkontrollierte (PCV) Beatmung unterschieden. Bei der VCV wird dem Patienten solange ein Flow aufgeprägt, bis sich ein gewähltes Atemhubvolumen (V_t) eingestellt hat. Erzeugt das Beatmungsgerät einen Überdruck bis zu einer gewählten Höhe, handelt es sich um die PCV. Dabei strömt das Atemgas durch die transpulmonale Druckerhöhung entlang des Druckgradienten in die Lunge.

Die Umschaltung des Beatmungsgerätes von Inspiration auf Expiration kann maschinell durch eine zeitliche Triggerkonstante oder durch aktives Mitarbeiten des Patienten erfolgen⁸. Die Expiration erfolgt wie bei der Spontanatmung passiv durch die Retraktionskräfte der Lunge aufgrund der vorherigen Aufblähung während der Inspiration. Zur Vermeidung von Atelektasen⁹ und zur Verbesserung der Oxygenierung kann zusätzlich ein positiver endexpiratorischer Druck (PEEP) gewählt werden, der dafür sorgt, dass die Lunge aufgrund des nach Beendigung des Atemzyklus verbleibenden Drucks gebläht bleibt.

Zu den Hauptkomponenten eines Beatmungsgerätes gehören die Versorgungskomponenten für Energie und Atemgas, jeweils realisiert durch Spannungsquellen und externe Gasversorgungsanlagen oder Druckgasflaschen. Ein weiterer unerlässlicher Bestandteil ist der Gasmischer. Dieser erlaubt die Variation der Sauerstoffkonzentration im Gasgemisch und verfügt bei neuartigen Systemen zusätzlich über die Funktion, die benötigte Menge und die Geschwindigkeit des Atemgases zu dosieren. Um das Gasgemisch abhängig von den eingestellten Parametern in das Atemsystem zu applizieren, benötigen Respiratoren Druck- bzw. Flowgeneratoren. Bei dem Druckgenerator steht am Ausgang ein definierter Druck mit einem nicht spezifizierten Flow zur Verfügung (vgl. PCV). Hingegen steht beim Flowgenerator ein definierter Flow mit einem nicht spezifizierten Druck zur Verfügung (vgl. VCV). Das Atemsystem, welches die Bindestelle zwischen Patient und Gerät darstellt, kann in unterschiedlichen Ausführungen vorhanden sein. Häufig eingesetzte Zwei-Schlauch-Systeme ohne Rückatmung bestehen aus

⁸ Wird ein eingestellter inspiratorischer Flowwert (= flowgesteuert) unterschritten oder die eingestellte Druckbegrenzung (= druckgesteuert) überschritten, schaltet die Inspiration auf Expiration um.

⁹ Fehlende oder unvollständige Belüftung der Lunge oder von Teilabschnitten der Lunge.

einem Inspirationsschlauch und einem weiteren Expirationsschlauch. Bei der Inspiration ist das expiratorische Ausatemventil geschlossen, welches bei der Umstellung auf Expiration geöffnet wird. Wie bereits erwähnt, handelt es sich hierbei um ein System ohne Rückatmung, bei der das expiratorische Gas nicht aufbereitet und wiederverwendet wird. Rückatemsysteme werden häufig in der Anästhesie bei Narkosegeräten, aufgrund der Wirtschaftlichkeit, genutzt. Zusätzlich zu den Zwei-Schlauchsystemen findet man hauptsächlich in der Notfallmedizin, aufgrund der leichteren Handhabbarkeit, Ein-Schlauch-Systeme, bei denen das expiratorische Gas mittels eines Ausatemventils patientennah abgeführt wird. Aufgrund der unphysiologischen Eigenschaften der Atemgase, bedarf es einer Konditionierung eben dieser mittels Atemgasanfeuchter. Diese sind in der Lage, in aktiver oder passiver Bauweise¹⁰ das Atemgas zu verändern, um ein Austrocknen der Atemwege zu verhindern. Das bereits angesprochene Expirationsventil hat zusätzlich die Funktion, einen positiven endexpiratorischen Druck (PEEP) zu erzeugen. Dieser entsteht durch unvollständige Öffnung des Ventils, bewirkt eine Vergrößerung der Gasaustauschfläche der Lunge und verhindert Atelektasen. Weiterhin ist das Ventil in der Lage, ungewollte Druckspitzen, durch beispielsweise Hustenstöße des Patienten, auszugleichen. Damit die gewählten Parameter für die Beatmung eingestellt und notwendige Kurven dargestellt werden können, verfügen die Geräte über eine Bedien- und Anzeigeeinheit, die Ansteuersignale abhängig von den eingestellten Werten an die Systemkomponenten weiterleiten. Die Überprüfung der Ventilationsparameter wird abschließend durch eine Überwachungs- und Alarmeinrichtung sichergestellt, die bei kritischen Veränderungen in der Lage ist, akustische und optische Alarmierungssignale auszusenden (Kramme, 2011, pp. 424-427).

¹⁰ Aktive Atemgasbefeuchter werden elektrisch betrieben und erwärmen das Atemgas über den Inspirationsschenkel, in dem das Gas über ein erwärmtes Wasserbad hinweggeführt wird. Dabei nimmt das Gas Wärme und Feuchte auf. Passive Atemgasbefeuchter sind am Y-Stück des Atemsystems installiert und können die Wärme und Feuchte der expiratorischen Luft speichern und diese wiederum an die inspiratorische abgeben.

2.2.2 Wichtige Parameter und Einstellungen

Die in der Beatmungstechnik notwendigen System- und Patientenparameter und deren Einfluss untereinander, die eine optimale Ventilation gewährleisten sollen, werden im Folgenden zusammengetragen.

2.2.2.1 Zeitliche Parameter

Das I:E-Verhältnis¹¹ beschreibt die Beziehung von Inspirationsdauer zur Expirationsdauer und ist ein wesentlicher Parameter, der die Dauer der Oxygenierung oder der CO₂-Eliminierung beeinflusst. Liegt das Atemzeitverhältnis bei spontaner (selbstständiger) Atmung bei ungefähr 1:1,5, hat sich in der künstlichen Beatmung ein Verhältnis von Inspiration zu Expiration von 1:2 durchgesetzt (Gärtner, 1993, p. 36). Je nach Befund ist diese Beziehung jedoch zu verändern. Es ist immer darauf zu achten, dass die Dauer der Inspiration so gewählt wird, dass alle Lungenbereiche ausreichend mit dem Atemgas versorgt werden und genug Zeit für die Diffusion des Gases über die alveolokapilläre Membran gewährleistet ist. Gleichzeitig muss der Lunge genügend Zeit für die Eliminierung von Kohlenstoffdioxid gegeben werden. Die Beatmungsfrequenz (f) gibt die pro Minute durchgeführten Atemzyklen an und definiert damit die absoluten Inspirations- und Expirationszeiten bei gewähltem I:E-Verhältnis. Ein weiterer einstellbarer Parameter, der das Atemzeitverhältnis beeinflusst, ist die Dauer der Inspirationszeit (t_{insp}). Bei gewählter t_{insp} und f errechnet sich dabei die Expirationsdauer (t_{exp}) aus der Differenz aus Atemzyklus und Inspirationsdauer (Oczenski, et al., 2006).

2.2.2.2 Volumenparameter

Die Flowgeschwindigkeit (\dot{V}) ist ein Maß für das applizierte Gasvolumen pro Minute in L/min. Der inspiratorische Flow (\dot{V}_{insp}) ist ausschließlich in volumenkontrollierten Ventilationsmodi einstellbar und bewirkt abhängig von der gewählten Atemfrequenz und der Dauer der Inspirationszeit oder des Atemzeitverhältnisses einen Druckanstieg in den Atemwegen. Bei der druckkontrollierten Ventilation erzeugt der gewählte Druckgradient automatisch einen dezelerierenden (absteigenden) Flow, der nicht direkt einstellbar ist. Das dezelerierende Flowmuster resultiert dabei aus dem allmählichen Druckausgleich zwischen Lunge und Ventilator (Kramme, 2011, p. 432). Der während der Inspiration aufgeprägte Flow kann während der gesamten Inspiration erfolgen oder nur am Anfang mit einer

¹¹ Das I:E Verhältnis wird auch Atemzeitverhältnis genannt.

folgenden No-Flow-Phase¹². Die Plateauphase bewirkt einen erniedrigten inspiratorischen Plateaudruck (EIP), aufgrund der Umverteilung des Tidalvolumens von Bereichen mit hohen, zu Bereichen mit niedrigen Zeitkonstanten und eines daraus resultierenden Druckausgleiches (Kramme, 2011, p. 430). Die Nicht-Flow-Phase kann je nach Beatmungsgerät direkt als Prozentsatz von der Inspirationszeit, der Atemzykluszeit oder indirekt durch das Atemzeitverhältnis und des Flows bzw. des Flowmusters eingestellt werden (1993, p. 95). Der Flow ist wie bereits im Abschnitt 2.1.2.4 gezeigt direkt abhängig vom Umgebungsdruck.

2.2.2.3 Druckparameter

Zu den in der Intensivbeatmung relevanten Druckparametern gehören der Antriebs- (p_{supply}) sowie der Beatmungsdruck (p_{insp}) und der positiv endexpiratorische Druck (PEEP). Der Betriebsdruck ist die Druckdifferenz die benötigt wird, damit ein bestimmtes Gasvolumen vom Druck- beziehungsweise vom Flowgenerator in die Lunge gepresst werden kann. Dieser ist als Absolutdruck über den Atmosphärenbedingungen einzustellen und muss auch bei hohem Umgebungsdruck zuverlässig lieferbar sein. Je niedriger der Antriebsdruck, desto geringer ist der inspiratorische Atemgasfluss (Gärtner, 1993, p. 44). Der inspiratorische Beatmungsdruck (p_{insp}) ist der in den Atemwegen des Patienten vorhandene Überdruck während der Beatmung (= Atemwegsdruck) und wird am Inspirationsschenkel gemessen. Aus der Überwachung des Atemwegsdrucks kann auf die atemmechanischen Eigenschaften der Lunge (Resistance und Compliance) geschlossen werden. Da sich diese Werte unter Umgebungsdruckerhöhung verschlechtern (siehe Abschnitt 2.1.2.4), ist die Überwachung des Beatmungsdrucks unerlässlich. Der PEEP wird am Beatmungsgerät eingestellt, um einen positiven Druck in Bezug zum atmosphärischen Druck während der gesamten Expirationsdauer aufrechtzuerhalten und führt zu einer Verbesserung der Oxygenierung. Dieser erhöht jedoch aufgrund des verbleibenden Druckgradienten den Totraum¹³ in der Lunge und die Gefahr von Barotraumen (Skinner, 1998, p. 65). Führt die Steigerung des Umgebungsdruckes zu einer unerwarteten Erhöhung des PEEP, besteht die Gefahr der Erhöhung der vorgenannten Risiken.

¹² Die No-Flow-Phase während der Inspiration wird auch Nicht-Flow-Phase oder Plateauphase genannt.

¹³ Anteil am respiratorischen System der nicht am Gasaustausch teilnimmt.

2.2.3 Notwendige und anwendbare Beatmungsmodi

Ventilatoren sollen generell eine effektive und möglichst physiologische Beatmung des Patienten gewährleisten. Je nach Ausmaß der Unfähigkeit, selbstständige Atemanstrengungen durchzuführen, ist eine Beatmungsform zu wählen, die die noch vorhandene Beteiligung berücksichtigt. Ist keine Spontanatmung vorhanden, so ist eine rein mandatorische Beatmung, auch Continuous Mandatory Ventilation (CMV) genannt, zu wählen. Wie im Abschnitt 0 beschrieben, unterscheidet man in dieser Form, wie das benötigte Tidalvolumen V_t während der Inspiration appliziert werden soll. Dies geschieht entweder durch einen eingestellten Inspirationsdruck (PCV) oder durch die direkte Einstellung des Atemzugvolumens und des inspiratorischen Flows (VCV). Bei der volumenkontrollierten Beatmungsform kann häufig eine zusätzliche Druckbegrenzung (p_{max}) eingestellt werden, bei der entstehende Druckspitzen vermieden werden. Sie ist dementsprechend als drucklimitierte Ventilation zu bezeichnen (PLV = Pressure Limited Ventilation) (Oczenski, et al., 2006, p. 178). Da das Gerät im Falle von Spontanatemaktivitäten bei diesen Formen nicht reagiert und dadurch Dissynchronien zwischen Patient und Gerät entstehen können, wurden Funktionen entwickelt, die diese Folgen verhindern sollen. Diese sogenannten Triggerfunktionen registrieren eine vom Patienten ausgehende Atemanstrengung und beantworten diese mit der Abgabe des Inspirationshubes. Fällt die Triggerschwelle unter einen definierten Druck (=Drucktrigger) oder einen definierten Flow (=Flowtrigger), abhängig von der Inspirationsanstrengung des Patienten, löst das Gerät einen Atemhub aus (=assistiert kontrollierte Beatmung, A/C) (Oczenski, et al., 2006, pp. 212-213). Neben der reinen maschinellen Beatmung (CMV), bei der die Atemarbeit durch das Gerät durchgeführt wird, kann auch eine vorhandene Spontanatmung – der Patient übernimmt die gesamte Atemarbeit – maschinell unterstützt werden. Um u.a. Atelektasen zu verhindern und die Oxygenierung zu erhöhen, kann der Spontanatmung ein kontinuierlicher positiver Druck aufgebracht werden (CPAP = Continuous Positive Airway Pressure). Aufgrund der vielfältigen Einsatzmöglichkeit, auch in allen anderen Beatmungsmodi, hat sich dort die Bezeichnung PEEP (Positive Endexpiratory Pressure) durchgesetzt. Da der Beatmungsbedarf nicht allein in reiner maschineller Beatmung oder unterstützender Spontanatmung kategorisierbar ist, bedarf es Formen von Mischventilationen. Dabei wird dem Patienten abhängig seines Leistungsvermögens die Möglichkeit gegeben, eigenständig zu atmen mit zusätzlichen sequentiellen mandatorischen Atemhüben. Diese Verfahren werden genutzt, wenn die Spontanatemleistung nicht ausreicht, um eine ausreichende Ventilation zu gewährleisten.

Ist das Atemminutenvolumen beispielsweise nicht ausreichend, wird dem Patienten in gewissen Zeitabständen, die geringer als die Spontanatmenfrequenz (f_{spont}) sind, ein maschineller Atemhub aufgeprägt (= IMV, Intermittend Mandatory Ventilation). Diese Beatmungsform kann volumen- sowie druckkontrolliert sein. Die triggergesteuerte (Flow- oder Drucktrigger) Variante dieses Modus wird als SIMV bezeichnet (Synchronised-IMV) und appliziert den Hub innerhalb eines bestimmten Erwartungszeitfensters synchron mit der Patienteneinatmung (Oczenski, et al., 2006, p. 216). Bei der Mandatorischen Mindest-Ventilation (MMV = Mandatory Minute Ventilation) wird im Gegensatz zur SIMV dann ein Ventilationshub ausgelöst, wenn das Soll-Atemminutenvolumen durch die vorhergehenden spontanen Atemzüge nicht erreicht wurde. Hierbei handelt es sich um eine volumenkontrollierte Mischventilation. Eine weitere druckkontrollierte Form der Ventilation ist die Bisphasic Positive Airway Pressure Ventilation (BIBAP). Der Vorteil hierbei liegt bei der Möglichkeit, dass der Patient jederzeit, auch bei mandatorischen Hüben, frei atmen kann. In diesem Modus wechseln zwei unterschiedliche Druckniveaus in fest vorgegebenen Intervallen und erlauben durch das Wechselspiel der inspiratorischen Dosiereinrichtung und des expiratorischen Ventils, dass der Patient simultan spontan atmen kann.

3 Methoden und Materialien

3.1 Anwendbare Vorschriften

Um einen Überblick über die vorhandenen und anwendbaren Richtlinien, Normen und Empfehlungen zu verschaffen, werden diese im Folgenden dargestellt. Dabei soll zusätzlich kurz erläutert werden, inwieweit diese in Bezug auf das Thema der Arbeit Anwendung finden, beziehungsweise relevant sind. Dabei sei darauf hingewiesen, dass die Darstellung keinen Anspruch auf Vollständigkeit stellt.

3.1.1 Normen

DIN EN 14931:2006 Druckkammern für Personen – Mehrperson-Druckkammersysteme für hyperbare Therapie: Enthält sicherheitstechnische Anforderungen und Prüfungen für Druckkammern die für therapeutische Zwecke verwendet werden. Zusätzlich werden Empfehlungen für in diesen Kammersystemen verwendete medizinische Geräte genannt.

DIN EN 794-3:2009-12 Lungenbeatmungsgeräte – Teil 3: Besondere Anforderungen an Notfall- und Transportbeatmungsgeräte: Legt Anforderungen für energetisch betriebene Beatmungsgeräte für den Einsatz in Notfall- und Transportbereich fest.

DIN EN 60601-1:2006 Medizinische elektrische Geräte – Teil 1: Allgemeine Festlegung für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale: Enthält Basisanforderungen an medizinische elektrische Geräte.

DIN EN 60601-1-12:2011 (Entwurf) Medizinische elektrische Geräte – Teil 1-12: Allgemeine Festlegung für die Sicherheit einschließlich der wesentlichen Leistungsmerkmale – Ergänzungsnorm: Anforderungen an medizinische elektrische Geräte und medizinische elektrische Systeme in der Umgebung für den Notfalleinsatz: Enthält Sicherheitsanforderungen an medizinische elektrische Geräte in einer Notfalleumgebung mit unzuverlässigen Umgebungsbedingungen.

3.1.2 Vorschriften

GL-Vorschrift I-5-1 (2009) Tauchanlagen und Tauchsimitatoren: Enthält Bauvorschriften und Anforderungen für die Installation von Tauchanlagen und Tauchsimitatoren.

IMCA D 041 (Oktober 2006) Use of Battery-Operated Equipment in Hyperbaric Conditions: Enthält Empfehlungen zur Anwendung batteriebetriebener Geräte in hyperbarer Umgebung und bewertet die möglichen Gefahren, die von solchen Geräten ausgehen.

BGI 5120 (2007) Sicheres Arbeiten mit therapeutischen Druckkammern: Enthält Maßnahmen zur Vermeidung von Gesundheitsgefahren bei der Behandlung von Personen in therapeutischen Druckkammern. Dabei wird ebenfalls auf die Verwendung von Medizinprodukten eingegangen.

3.1.3 Europäische Richtlinie

Richtlinie 93/42/EWG vom 14. Juni 1993 über Medizinprodukte: Enthält Anforderungen an Medizinprodukte für das sichere Inverkehrbringen in die Europäische Wirtschaftszone.

3.2 Technische Datenblätter vorhandener Beatmungsgeräte

Um eine Übersicht über bereits vorhandene technische Spezifikationen, von auf dem Markt erhältlicher Beatmungsgeräte für den Einsatz unter normobaren Bedingungen, zu erhalten, wurden unterschiedliche technische Datenblätter studiert. Diese Spezifikationen helfen dabei, einen eindeutigen Vergleich der vorhandenen Merkmale mit den notwendigen Anforderungen zu erstellen. Die Auswahl der Beatmungsgeräte erfolgte dabei zufällig.

Von der Firma Dräger wurden die Datenblätter von 2 Intensivventilatoren (Evita V300, Evita XL) und einem Notfall-/Transportbeatmungsgerät (Oxylog® 2000 plus) studiert. Die Respiratoren der Evita-Reihe sind elektropneumatisch betriebene, zeit- oder druckgesteuerte Geräte. Neben der Wahl vieler unterschiedlicher mandatorischer (VCV, PCV) und augmentierender (SIMV, CPAP etc.) Beatmungsmodi kann eine Vielzahl von Beatmungsparameter eingestellt werden. Mikroprozessorgesteuerte Sensorik, die digitale Ausgabe von vielen Monitoringparameter und Alarmen gehören zur Grundausstattung (o.V., 2013a) (o.V., 2013b). Der Oxylog® 2000 plus ist ein pneumatisch betriebener und elektronisch überwachter Respirator für den Transport und Notfallbereich mit integrierter Lithium-Ionen Batterie. Die volumenkontrollierten mandatorischen sowie augmentierenden Beatmungsformen sind zeitgeregelt. Auch hier besteht die Möglichkeit der Einstellung unterschiedlicher Beatmungsparameter. Das Monitoring beschränkt sich auf die Überwachung der Versorgungs- und Atemwegsdrücke, der Atemfrequenz und von Leckagen (o.V., 2013c).

Ein weiteres Beatmungsgerät für den Transport der Firma Weinmann, der MEDUMAT Transport, ist ebenfalls pneumatisch betrieben und elektronisch überwacht mit einem Lithium-Ionen Akku. Die Beatmungsmodi sind zeit- oder triggergesteuert und können wahlweise volumen- oder druckkontrolliert sein. Neben der Messung von Flow und Volumen erfasst das Gerät die inspiratorische Sauerstoff- und die endtidale Kohlenstoffdioxidkonzentration und gibt die Werte digital aus. Die Einstellung von Volumen-, Druck- und Zeitparametern ist auch hier möglich (o.V., 2014).

Der Servo-i der Firma Maquet ist ein elektropneumatisch betriebenes Intensivbeatmungsgerät für den klinischen Einsatz. Volumenkontrollierte und druckkontrollierte mandatorische Beatmungsformen sind ebenso einstellbar wie augmentierende und Spontanatmungsformen. Auch dieses Gerät besitzt Batterien, die es ermöglichen die Therapie während eines innerklinischen Transports weiterzuführen. Die

Einstellungen, sowie die Überwachung einer Vielzahl von Parametern sind ebenso möglich, wie die Darstellung von unterschiedlichen Überwachungskurven am Monitor (o.V., 2006).

Das letzte stationäre Gerät der Firma Puritan Bennet™, dessen technische Spezifikationen geprüft worden sind, ist ein pneumatisch betriebenes und elektronisch überwachtes Modell der Reihe 840. Neben den gängigen mandatorischen Modi bietet das Gerät zusätzliche augmentierende Beatmungsformen. Analog zu den vorherig dargestellten Ventilatoren sind auch hier alle Volumen-, Druck- und Zeitparameter einstell- und darstellbar (o.V., 2014).

3.3 Übersicht bereits durchgeführter Untersuchungen an Beatmungsgeräten

Für die Aufstellung fehlender Spezifikationen dienen bereits vorhandene Untersuchungen an unterschiedlichen Beatmungsgeräten für den Einsatz in Umgebungen unter Überdruck. Eine Zusammenfassung der Ergebnisse aus den erwähnten Studien ist im Anhang in Tabelle 14 dargestellt.

Im Jahr 1982 untersuchte die Forschungsgruppe um Saywood, Howard, Goad und Scott (pp. 740-744) ein pneumatisch betriebenes, zeitgesteuertes Beatmungsgerät im volumenkontrollierten Modus bei einem Absolutdruck von 6 bar (6 ata) mit Luft als Beatmungsgas und zusätzlich bei einem Absolutdruck von 31 bar (31 ata) mit einem Helium-Sauerstoff-Stickstoff-Gasgemisch (91,6%, 3,4%, 5%). Ziel der Untersuchung ist es gewesen, etwaig vorhandene Volumen-, Atemwegsdruck- und Beatmungsfrequenzabweichungen festzustellen und die Eignung des Gerätes für derartige Anwendungen sicherzustellen.

Ein weiteres pneumatisch betriebenes Beatmungsgerät wurde im Jahr 1986 durch Moon, Bergquist, Conklin und Miller (pp. 846-851) getestet. Das Gerät wurde, neben dem mandatorischen VC-Modus, im flowgetriggerten A/C- sowie im SIMV-Modus bis zu einem Absolutdruck von 6 bar auf unterschiedliche Fragestellungen hin geprüft. Hauptaugenmerk wurde auf die Änderungen im inspiratorischen Flow, dem Tidalvolumen und der Beatmungsfrequenz gelegt. Zusätzlich wurde der Einfluss der Kompression auf den PEEP und die Triggerempfindlichkeit in den assistierenden Modi beobachtet.

Zwei Jahre später untersuchten Weaver, Greenway und Elliott (1988, pp. 215-225), ein pneumatisch betriebenes, zeitgesteuertes und volumenkontrolliertes Beatmungsgerät bis zu einem Umgebungsdruck von 1,9 bar (2,9 ATA). Untersucht wurde dabei der Einfluss unterschiedlicher Lungencompliances, Versorgungsdrücke und Kammerdrücke auf das Tidalvolumen.

Eine besonders aufwendige Studie von Blanch, Desautels und Gallagher (pp. 803-814) aus dem Jahr 1989, prüfte die Leistung von 19 unterschiedlichen Beatmungsgeräten bei einer simulierten Tiefe von bis zu 165 fsw (ungefähr 6 bar absoluter Umgebungsdrucks). Dabei wurde ebenfalls der Einfluss des Druckes auf das abgegebene Tidalvolumen, sowie der Einfluss auf die inspiratorischen und expiratorischen Zeiten und der Beatmungsfrequenz

hin untersucht. Die Unterteilung der Geräte erfolgte dabei in pneumatisch zeitgesteuerte, pneumatisch druckgesteuerte und volumengesteuerte Beatmungsgeräte.

Im Jahr 1997 untersuchte die Aerospace Medicine Directorate und die Hyperbaric Medicine Division unter der Federführung von Wall und Jackson einen transportablen, elektrisch betriebenen, zeit- oder volumenkontrollierten und für den militärischen Einsatz modifizierten Ventilator. Neben den Änderungen der Leistung des Gerätes während der stufenweisen Überdruckexposition auf 3 ATA (atmosphäre absolute, 3 ATA entsprechen ungefähr 3 bar) wurden zusätzliche Funktionstests der integrierten Batterien und der vorhandenen Membrandruckschalter durchgeführt.

Zwei Jahre später im Jahr 1999 veröffentlichte die Forschergruppe mit Stahl, Radermacher und Calzia (pp. 62-74) eine Studie, in der sie vier Ventilatoren in volumenkontrollierten und soweit vorhanden druckkontrollierten Modi bis zu einem Umgebungsdruck von 2,8 bar prüften. Die resultierenden Atemwegsdrücke, der inspiratorische Flow, sowie das Tidalvolumen, Spitzen- und Plateaudrücke waren dabei Untersuchungsgegenstand.

McKay und Bennett (pp. 62-70) untersuchten 2002 einen pneumatischen Respirator in zeitgesteuertem, druckgesteuertem und zeitgesteuertem/volumenkontrolliertem Beatmungsmodi bei einer Überdruckexposition von bis zu 400 kPa (entsprechen 4 bar). Tidalvolumen, Atemwegsspitzen- und Inspirationszeiten waren hierbei die gemessenen und bewerteten Parameter.

Die Untersuchung von 11 unterschiedlichen Ventilatoren wurde durch die Navy Experimental Diving Unit im Jahre 2003 durch Stanga, Beck und Chimiak (pp. 442-448) durchgeführt. Neben Batterietests, soweit welche integriert waren, wurde die Leistung der Geräte bei einer simulierten Tiefe von bis zu 165 fsw (entsprechen 6 bar) bewertet.

Zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin untersuchte Reber im Jahr 2007 vier Beatmungsgeräte in unterschiedlichen Spontanatmungsmodi bis zu einem Umgebungsdruck von 2,8 bar. Geprüft wurden dabei Abweichungen der eingestellten Parameter (Tidalvolumen, Flowlieferleistung, Triggerdruck etc.) zu den gemessenen beziehungsweise angezeigten Werten.

In der letzten recherchierten Studie aus dem Jahre 2011 wurde ein für den hyperbaren Bereich zertifizierter elektropneumatischer Ventilator durch Lefebvre, et al. (pp. 1400-1404) geprüft. Bei einem Überdruck von bis zu 4 bar ist das Gerät mit unterschiedlichen

Einstellungen in volumen- und druckkontrollierten Modi betrieben worden. Dabei wurden vor allem die Grenzen der eingebauten Kompensation von Dichteänderungen aufgrund von Druckänderungen in der Umgebung untersucht.

4 Aufstellung technischer Anforderungen an Beatmungsgeräte

4.1 Anforderungen bezogen auf die Umgebungsbedingungen

Die in den technischen Spezifikationen empfohlenen Umgebungsbedingungen (siehe

Tabelle 6) unterscheiden sich für jedes Gerät. Die unteren Temperaturgrenzen bewegen sich im Betrieb von -20 bis 10 Grad Celsius und bei der Lagerung bzw. beim Transport zwischen -30 und -20 Grad Celsius. Die oberen Grenzen liegen für den Betrieb zwischen 40°C und 50°C und während der Lagerung oder des Transports zwischen 50°C und 70°C. Für eine einwandfreie Funktion geben die Hersteller einen atmosphärischen Luftdruckbereich von mindestens 0,47 bis 1,10 bar und eine relative Luftfeuchte von weniger als 95% vor.

Die DIN EN 14931:2006 weist auf die möglichen Umgebungsbedingungen von Druckkammern für den therapeutischen Einsatz hin. Die relative Feuchtigkeit in einer Kammer liegt demzufolge zwischen 40 und 100 % und die Umgebungstemperaturen zwischen 15 und 40°C. Der zu erreichende Betriebsüberdruck während der Dekompression aus der Sättigung kann theoretisch unendlich sein. Bei einem Tauchgang mit einer Tiefe von 260 Meter liegt der Druck dann bei 27 bar. Diesem Druck kann das Beatmungsgerät während der Therapie ausgesetzt sein.

Die in den Druckkammern herrschenden Umgebungsbedingungen, bezogen auf die relative Luftfeuchtigkeit und der Kammerinnentemperatur, decken die technischen Spezifikationen der vorgestellten Geräte. Einzig der empfohlene Umgebungsdruckbereich ist, wie zu erwarten war, außerhalb des in der Kammer herrschenden Überdruckes. Beatmungsgeräte, deren Einsatz in Tauchsystemen mit hyperbaren Umgebungsbedingungen vorgesehen ist, müssen diese ohne Leistungs- und Funktionsverluste während der Therapie standhalten. Da die Dekompression ein dynamischer Vorgang ist, bei dem der Druck allmählich entlastet wird, muss die Therapie, trotz der Druckschwankungen, welche nach DIN EN 14931:2006 eine Rate von 1bar/min erreichen können, erfolgreich weiterzuführen sein.

Tabelle 6 Empfohlener Umgebungsbedingungsbereich unterschiedlicher Beatmungsgeräte

		Beatmungsgeräte					
Umgebungs- bedingung	Einheit	Dräger EVITA XL	Oxylog® 2000	EVITA V300	MEDUMAT Transport	Puritan Bennett™ 840	Servo-i
<i>Betrieb</i>							
Temperatur	°C	k. A.	-20 bis 50	k. A.	-18 bis 50	10 bis 40	10 bis 40
Relative Luftfeuchtigkeit	%	k. A.	5 bis 95	k. A.	15 bis 95	10 bis 95	15 bis 95
Umgebungs-druck	hPa	k. A.	570 bis 1200	k. A.	540 bis 1100	700 bis 1060	660 bis 1060
<i>Lagerung</i>							
Temperatur	°C	k. A.	k. A.	k. A.	-30 bis 70	-20 bis 50	-25 bis 60
Relative Luftfeuchtigkeit	%	k. A.	k. A.	k. A.	0-95	10 bis 95	< 95
Umgebungs-druck	hPa	k. A.	k. A.	k. A.	k. A.	500 bis 1060	470 bis 1060

4.2 Anforderungen an die Konstruktion

Laut den technischen Spezifikationen bewegen sich die Gewichtsangaben bei den Rettungsrespiratoren zwischen 4,6 und 5,4 Kilogramm und schwankt bei den klinischen Ventilatoren zwischen 20 und 60 Kilogramm. Auch die konstruktiven Maße für die Respiratoren zeigen zwischen den betrachteten Anwendungsbereichen Unterschiede. Sind die Notfallrespiratoren kompakt gestaltet mit einer maximalen Bemessung von 385 x 184 x 175 (BxHxT) Millimetern, zeigen die Intensivgeräte Werte von bis zu 577 x 1400 x 677 Millimetern. Die Bedien- und Anzeigeeinheiten sind entweder in Form eines Touchscreen-Bildschirms gestaltet oder durch Regler zur Einstellung der Parameter und einem Monitor zur Kurven- und Wertedarstellung in das Gerät integriert. In allen Geräten ist die Messwert- und die Kurvendarstellung digital realisiert. Das bedeutet, dass jedes Beatmungsgerät mikroprozessorgesteuert arbeitet.

Das Platzangebot in Taucherdruckkammern ist, aufgrund des limitierten Flächenangebots auf den Versorgungsschiffen oder anderen maritimen Einrichtungen, sehr beschränkt. Um einen komfortablen Aufenthalt der Taucher zu gewährleisten, empfiehlt Haux (1970, p. 143) eine minimale Gesamtlänge von 3500 mm für den Aufenthalts- bzw. Behandlungsraum. Da neben einer Liege zusätzlich Sitzgelegenheiten, sanitäre Einrichtungen und Stauraum vorhanden sein müssen, ist der resultierende freie Raum für ein Beatmungsgerät gering. Die geforderte Transportfähigkeit und damit einhergehende kompakte Bauweise eines Ventilators ist daher ein unerlässliches Kriterium für den Einsatz unter hyperbarer Atmosphäre. Zu diese Auffassung gelangten auch Skinner (1998, p. 66), Moon et al. (1986, p. 846) und Blanch et al. (1989, p. 810).

Weiterhin empfiehlt die DIN EN 14931:2006, dass medizinische elektrische Geräte keine geschlossenen Räume beinhalten die unter Atmosphärendruck stehen, beziehungsweise diese gegenüber dem zu erwartenden Druck beständig sind. Dabei ist vor allem auf die hermetisch abgeschlossenen elektronischen Bestandteile wie Kondensatoren, Transistoren sowie Batterien und auch auf die in die Luftröhre eingeführten und luftgefüllten Cuffs¹⁴ ein besonderer Fokus zu setzen. Da diese Forderung in vielen Beatmungsgeräten aufgrund der Notwendigkeit des elektrischen Betriebs nicht durchführbar ist, muss die Widerstandsfähigkeit im Einzelfall mittels geeigneter Drucktests nachgewiesen werden.

¹⁴ Ein Cuff ist ein luftgefüllter Ballon, der zur Stabilisierung des Tubus in der Luftröhre während der Beatmungstherapie dient.

Da während der Dekompression aus einer allmählichen Druckentlastung ebenfalls eine Volumenexpansion resultiert, ist die Nutzung der am Tubus installierten Tubusmanschetten (Cuffs) besonders zu prüfen. Ein mögliches Bersten könnte zu einem Verrutschen des Tubus und zu weiteren Konsequenzen führen.

Eine weitere strukturelle Auffälligkeit aus den Untersuchungen Walls und Jacksons (1997, p. 4) bezieht sich auf die an dem Gerät verwendeten Bedienelemente. Die Druckerhöhung verursachte bei den installierten Membrandruckschaltern einen kompletten Ausfall. Dadurch konnten keine weiteren Geräteeinstellungen durchgeführt werden. Gelöst wurde dieses Problem durch die Belüftung der Membranschalter mit Hilfe einer Justiernadel. Da ohne Anpassung der Parameter, während der Beatmung, ein unkalkulierbares Risiko in der intensivmedizinischen Praxis für den Patienten resultiert, ist von der Verwendung solcher Membranschalter abzusehen, bzw. die Funktion - und dies gilt analog für jede Bedieneinheit - ausreichend zu testen.

Um das Brandrisiko in der Druckkammer möglichst zu minimieren, darf das Beatmungsgerät über keine Materialien verfügen, die mit Sauerstoff reagieren und das Brandrisiko in der Druckkammer erhöhen. Leicht entflammbare Materialien sind ebenfalls nicht zulässig.

Unter der Annahme, dass das Beatmungsgerät im Tauchsystem mit Gasgemischen betrieben wird, die verschiedene Eigenschaften zu Luft oder Sauerstoff aufweisen, sind weitere Anforderungen unbedingt zu erfüllen. Zum einen muss sichergestellt sein, dass das Gerät gegenüber Gasen mit einer geringeren Dichte (bspw. Helium) keine Leckagen zulässt und zum anderen das Atemgas entsprechend konditioniert. Dies ist vor allem bei heliumhaltigen Gasgemischen notwendig. Die ohnehin erhöhte Wärmekapazität von Helium gegenüber einem Luftgemisch, wird durch die druckabhängige Verdichtung weiter gesteigert. Dementsprechend verliert der Körper unter Überdruck mehr Wärme über das expirierte Atemgas im Vergleich zur Expiration von Luft. Auch Skinner (1998, pp. 65-66) wies in seiner Veröffentlichung auf diesen Umstand hin.

Weitere Anforderungen bezogen auf die Struktur und Bedienung sind eine robuste Konstruktion, einfache Bedienung, Wartung und Reinigung, eindeutige Kennzeichnungen der Bedien- und Anzeigeelemente, sowie kostengünstiger Einkauf und Betrieb (Skinner, 1998, p. 66). Auch diese Auffassung ist, sofern der wirtschaftliche Aspekt nicht im Vordergrund steht, zu unterstützen.

In

Tabelle 7 sind die aufgestellten Anforderungen an die Konstruktion zusammengefasst.

Tabelle 7 Konstruktionsanforderungen für Beatmungsgeräte in Tauchsystem

Gerätekomponente/ -merkmal	Anforderung
Gewicht	Möglichst gering
Größe	Möglichst kompakt und transportabel
Batterien	12 V DC mit zusätzlichen Drucktests
Gaskonditionierung	Einrichtung, die Wärmeverlust über expiratorische Atemgase verhindert
Bedieneinheiten	Auf Funktionsfähigkeit zu testen (evtl. Vermeidung von Membrandruckschaltern); einfache Bedienung; klare und eindeutige Kennzeichnung
Elektronik	Vermeidung geschlossener, gasgefüllter Bauteile oder Nachweis der Widerstandsfähigkeit; Überprüfung der elektronischen Schaltkreise
Tubusmanschette (Cuff)	Überprüfung der Widerstandsfähigkeit (evtl. Nutzung von Cuffs mit integrierter Umgebungsdruckkompensation oder mit Flüssigkeit gefüllter Cuffs)
Schlauchsystem	Überprüfung auf Leckagen an Verbindungsstellen
Gehäuse	Robust und widerstandsfähig gegenüber Stößen
Sonstiges	einfache Wartung und Reinigung, Kostengünstig

4.3 Anforderungen an die Versorgung

Die Versorgung der anhand technischer Datenblätter untersuchten Beatmungsgeräte ist unterschiedlich realisiert. Die Respiratoren für den Transport- oder Rettungsbereich sind hauptsächlich elektropneumatisch betrieben. Die elektrischen Komponenten erhalten ihre nötige Versorgungsenergie über Batterien, die je nach Gerätetyp einen Betrieb von 4,5 bis 5 Stunden gewährleisten. Zusätzlich besteht jederzeit die Möglichkeit, diese Typen über das 240V (AC) Versorgungsnetz zu betreiben. Die für den stationären Bereich einsetzbaren Ventilatoren können ebenfalls pneumatisch oder rein elektrisch betrieben sein. Die Energieversorgung ist bei diesen Typen für das 240V (AC) Versorgungsnetz ausgelegt. Dennoch sind in fast allen Geräten Batterien installiert, die einen Betrieb in Stromausfall- oder internen Transportsituationen von 0,5 bis 8 Stunden sicherstellen. Die Gasversorgung ist, unabhängig vom Einsatzbereich, für einen minimalen Eingangsversorgungsdruckbereich zwischen 2,0 und 6,0 bar ausgelegt. Die stationären Ventilatoren können dafür über die zentrale Gasversorgungsanlage betrieben werden. Hingegen werden die Transportrespiratoren mittels Gasdruckflaschen versorgt. Alle Geräte können mit Luft, Sauerstoff oder mit beiden Gasen versorgt werden. Die Möglichkeit der Verwendung von Gasen anderer Zusammensetzung (beispielsweise Heliox) konnte aus keinem technischen Datenblatt ermittelt werden.

„To avoid the fire hazard associated with electrical apparatus in hyperbaric environment“ (Blanch, et al., 1989, p. 810), wird die Verwendung rein pneumatisch angetriebener Beatmungsgeräte empfohlen. Dennoch untersuchten Stanga et al. (2003), sowie Wall und Jackson (1997) unterschiedliche pneumatisch betriebene, jedoch mitunter elektronisch überwachte, Ventilatoren mit integrierten Akkumulatoren. Dabei waren Batterieleistungstests ein besonderer Bestandteil der Untersuchungen. Die integrierte 12 VDC Bleibatterie erbrachte nach Wall und Jackson (1997, p. 5), die vom Hersteller genannte Betriebszeit von 11 Stunden ohne Funktionsverluste, ohne den Austritt von Elektrolytflüssigkeit und ohne strukturelle Beschädigungen während und nach der Exposition. Gleiche Ergebnisse sind von Stanga et. al (2003, p. 21) in ihren Untersuchungen erzielt worden.

Aufgrund der erweiterten Möglichkeiten und Funktionen eines Beatmungsgerätes mit elektrischen Komponenten, wie beispielsweise Alarmen, Digitalanzeigen etc. ist eine Verwendung unbedingt notwendig. Nach McKay und Bennett (2002, p. 63) soll dies nur unter der Voraussetzung, dass „the electrical power supply must be no greater than a 12 volt DC battery“, gelten. Zusätzlich muss die Bedingung erfüllt werden, dass geeignete Drucktests an den Batterien durchgeführt und bestanden werden. Da die Betriebszeiten von Akkumulatoren auf nur wenige Stunden begrenzt sind, ist ein Dauerbetrieb in Hinblick

auf die langen Dekompressionszeiten nicht möglich. Aus diesem Grund muss das Gerät in der Lage sein, ein Batterieaustausch ohne Funktions- und Leistungsverluste während des Betriebs auszuhalten. Die Aufladung der Reservebatterien muss dabei außerhalb der Kammer durchgeführt werden.

Der Einfluss verschiedener Versorgungsdrücke auf die Leistung unter erhöhtem Atmosphärendruck wurde durch Weaver et al. (1988) untersucht. Neben der eindeutigen Verringerung des eingestellten Minutenvolumens bei verringertem Versorgungsdruck und einer daraus resultierenden Abnahme des Tidalvolumens konnte ebenfalls eine Verringerung der Atemfrequenz registriert werden. Aus diesen Ergebnissen formulierten sie u.a. die Empfehlungen, den Versorgungsdruck kontinuierlich zu überwachen und einen ausreichend hohen Versorgungsdruck über Atmosphärendruck bereitzustellen. In diesem Fall „at least 70 psig [ca. 4,82 bar; Anm. d. Verf.] and which can be adjusted up to 85 psig [ca. 5,86 bar; Anm. d. Verf.]“ (Weaver, et al., 1988, p. 224). Ist das Beatmungsgerät einem erhöhten Umgebungsdruck ausgesetzt, muss der in den technischen Spezifikationen genannte Versorgungsdruck über dem vorhandenen Umgebungsdruck liegen. Dies ist notwendig damit das Gerät in der Lage ist, einen vom resultierenden Druckgradienten (Δp_{flow}) abhängigen Flow zu generieren (Kot, 2006, p. 9):

$$\Delta p_{flow} = p_{supply} - p_{Umgebung}^{15} \quad (5)$$

Moon et al. (1986, p. 851) kamen bei Ihren Untersuchungen ebenfalls auf das Ergebnis, dass der Versorgungsdruck bei volumenkontrollierten Geräten ausreichend hoch sein muss, damit diese in der Lage sind trotz der erhöhten Gasdichte einen ausreichenden Flow zu generieren. In einer Druckkammer sollte das Versorgungsgas über das integrierte Built-In-Breathing-System¹⁶ (BIBS) geliefert werden, das nach entsprechenden technischen Anpassungen, in Form von Adaptern, realisierbar sein sollte. In den Untersuchungen Saywoods et al. (1982, p. 741) wurde diese Möglichkeit erfolgreich geprüft. Die DIN EN 14931:2006 fordert für diese Atemstellen eine Lieferleistung von mindestens 75 L/min unabhängig vom Atmosphärendruck.-

¹⁵ Dabei stellen p_{supply} den absoluten Versorgungsdruck und $p_{Umgebung}$ den Atmosphärendruck in der Kammer dar.

¹⁶ Vorrichtung zur Versorgung von Druckkammern mit unterschiedlichen Gasen.

4.4 Anforderungen an die Beatmungseinstellungen

Die für die jeweilige Beatmungsform einstellbaren Parameter (siehe

Tabelle 8) sind abhängig von der Funktionsvielfalt sehr unterschiedlich. Das Tidalvolumen ist bei fast allen Geräten in einem Bereich von 100 bis 2000 Millilitern einstellbar. Ausgehend von einem Volumenbedarf von 7 bis 8 Milliliter pro Kilogramm und Atemzug (Oczenski, et al., 2006, p. 123), benötigt eine Person mit einem Gewicht von 80 Kilogramm ein Atemzugvolumen von 560 bis 640 Milliliter.

Sofern der inspiratorische Fluss einstellbar ist, sind die Einstellbereiche innerhalb der untersuchten Beatmungsgeräte sehr unterschiedlich. Ist der Einstellbereich von 0 bis 10 L/min beim MEDUMAT Transport vergleichsweise gering, kann der Flow bei der EVITA V300® im Bereich von 2 bis 120 L/min eingestellt werden. Besteht keine Einstellmöglichkeit, resultiert das Atemminutenvolumen aus den Einstellungen der Beatmungsfrequenz und dem Tidalvolumen mit:

$$AMV = V_t \cdot f \quad (6)$$

Aus der Annahme heraus, dass eine Person ein Atemzugvolumen (=Tidalvolumen) von 600 ml bei einer mittleren Atemfrequenz von 12 Atemzügen pro Minute benötigt, ergibt sich ein inspiratorischer Atemgasfluss von 7,2 L/min. Je nach körperlicher Belastung kann dieser Wert stark erhöht werden.

Die Atemfrequenz, die bei einer physiologischen Atmung zwischen 12 und 20 Atemzügen pro Minute liegt (Oczenski, et al., 2006, p. 123), kann bei allen Geräten mindestens zwischen 2-50 Atemhüben pro Minute eingestellt werden. Zusätzlich kann das Atemzeitverhältnis bei einigen Geräten in einem minimalen Bereich von 1:4 bis 3:1 eingestellt werden.

Der positive endexpiratorische Druck (PEEP), zur Aufrechterhaltung einer Mindestblähung der Lungen nach der Expiration, kann bei allen Geräten mindestens zwischen 0 und 20 mbar eingestellt werden und liegt in der praktischen Anwendung häufig zwischen 5 und 10 mbar (Oczenski, et al., 2006, p. 189).

Der für die druckkontrollierten Beatmungsformen benötigte inspiratorische Druck kann bei den Geräten, in denen diese Funktion vorhanden ist, mindestens zwischen 3 und 60 mbar eingestellt werden. Hier liegt der Kennwert abhängig vom endexpiratorischen Druck zwischen 12 und 15 mbar über dem PEEP (Oczenski, et al., 2006, p. 181).

Aus der Veröffentlichung Skinners (1998), in der die Funktion von Beatmungsgeräten unter hyperbaren Einflüssen analysiert wurde, ergaben sich Empfehlungen hinsichtlich der

genannten Parameter Tidalvolumen, Inspiratorischer Flow, Beatmungsfrequenz und PEEP. Die vorgestellten Einstellungen decken dabei die von ihm geforderten Einstellbereiche des Tidalvolumens von 50 bis 1500 ml, des inspiratorischen Flusses von 1 bis 20 L/min und der Ventilationsrate von 5 bis 50 Atemhüben pro Minute (Skinner, 1998, p. 66). Für den positiven endexpiratorischen und dem inspiratorischen Druck fanden sich keine Empfehlungen bezüglich der notwendigen Einstellbereiche in hyperbarer Umgebung. Generell kann jedoch davon ausgegangen werden, dass sich die vorhandenen Einstellbereiche der Ventilatoren in der klinischen „normobaren“ Praxis bewährt haben und daher keiner Erweiterung bedürfen.

Eine besondere Aufmerksamkeit ist der einzustellenden inspiratorischen Sauerstoffkonzentration zu geben. Diese kann bei den Intensivventilatoren zwischen 21 und 100 Prozent und bei dem Medumat Transport der Firma Weinmann zwischen 40 und 100 % eingestellt werden. Bei dem Oxylog® 2000 der Firma Dräger kann man hingegen lediglich zwischen 40 % (O₂-/Luftmischung) und 100 % (keine Luftmischung) wählen.

Während des Sättigungstauchens wird abhängig vom Umgebungsdruck eine geringe Sauerstoffkonzentration im Atemgas, in Hinblick auf die toxische Wirkung des erhöhten O₂-Partialdruckes, gewählt. Diese Forderung muss ebenfalls für eine Beatmungstherapie gelten. Da die Partialdruckgrenze von 0,5 bar nicht überschritten werden darf, ist die Sauerstoffkonzentration bei einem Absolutdruck von angenommenen 20 bar theoretisch auf 2,5 % zu begrenzen. Bei höherem Atmosphärendruck ist die Konzentration entsprechend weiter zu verringern und gilt umgekehrt ebenso. Dementsprechend ergibt sich die Anforderung, dass jedes Beatmungsgerät die Möglichkeit bereitstellen muss, die inspiratorische Sauerstoffkonzentration von 0 bis 100 % einzustellen.

Tabelle 8 Einstellbare Parameter an unterschiedlichen Beatmungsgeräten

Parameter	Symbol	Einheit	Beatmungsgerät					
			Dräger EVITA XL	Oxylog® 2000	EVITA V300	MEDUMAT Transport	Puritan Bennett™ 840	Servo-i
Tidalvolumen	V_t	ml	100-2000	100-2000	100-3000	50-2000	≤ 2500	100-2000
Insp. Flow	\dot{V}_{insp}	L/min	6-120	-	2-120	0-10	3-150	0,5-60
Atemfrequenz	f	1/min	0-100	2-50	0,5-98	0-60	1-100	1-100
Atemzeitverhältnis	I:E	-	-	1:4 – 3:1	-	59:1 – 1:59	≤ 4:1	1:10-4:1
Pos. Endexp. Druck	PEEP	mbar	0-50	0-20	0-50	0-30	Ca. 0-44	Ca. 0-49
Insp. Druck	p_{insp}	mbar	0-95	-	1-95	3-60	Ca. 5-93	Ca. 0-(120-PEEP)
Sauerstoffkonzentration	FiO_2	%	21-100	40 / 100	21-100	40-100	21-100	21-100
Flowtrigger	τ_{Flow}	L/min	0,3-15	3-15	0,2-15	1-15	0,1-20	0-100%

4.5 Anforderungen an die Lieferleistung abhängig vom gewählten Beatmungsmodi

Neben der Möglichkeit, die für die Beatmung erforderlichen Parameter, einstellen zu können, muss das Gerät in der Lage sein, aus den gewählten Sollwerten, eine entsprechende tatsächliche Leistung zu erbringen. Im Folgenden wird untersucht welchen Einfluss der Atmosphärendruck auf die Leistung bei verschiedenen Beatmungsformen hat. Ziel ist es Empfehlungen für die als geeignet erachteten Beatmungsformen auszusprechen und zusätzliche Anforderungen an diese Modi aufzustellen.

Der Einfluss erhöhter Umgebungsdrücke (bis 6 bar absolut) auf die Lieferleistung von Geräten bei unterschiedlichen Steuerungsprinzipien von Inspiration auf Expiration (rein mandatorisch) wurde ausführlich durch Blanch, et al. (1989) an 19 unterschiedlichen Beatmungsgeräten untersucht.

Die pneumatisch zeitgesteuerten Geräte ergaben dabei die schlechtesten Ergebnisse. Neben Abnahmen des Tidalvolumens, der inspiratorischen sowie expiratorischen Zeiten und des eingestellten Flows, zeigte sich nach eigenen Aussagen deutliche Zunahmen der Beatmungsfrequenz bei erhöhtem Umgebungsdruck (Blanch, et al., 1989, p. 807). Auch McKay und Bennett (2002, p. 65) beobachteten bei Ihrer Untersuchung eines Gerätes im elektrisch zeitgesteuerten Modus ebenfalls eine Abnahme des Tidalvolumens als Ursache der verringerten Flowlieferung. Sie stellten jedoch keine Änderungen der Inspirations- sowie der Expirationszeit und der Beatmungsfrequenz fest. Ursächlich für die Abnahme des Tidalvolumens und des Gasflusses ist dabei die Beziehung zwischen der Öffnung des Flowventils und des resultierenden Flows. Da diese nur für eine Gasdichte konstant ist, resultiert aus einer erhöhten Dichte bei gleichbleibender Ventilstellung ein reduzierter Volumenstrom mit der Folge, dass das eingestellte Atemzugvolumen nicht komplett verabreicht werden kann (Kot, 2006, p. 10). Dieser Zusammenhang betrifft die pneumatisch sowie die elektrisch gesteuerten Geräte im gleichen Maße. Die Veränderungen der Zeitparameter aus der Studie von Blanch, et al. (1989, pp. 808-809) wurden damit begründet, dass sich der für die zeitliche Taktung verantwortliche pneumatische Mechanismus, aufgrund der geringeren Kompressibilität des Gases unter Überdruck, in kürzerer Zeit von Inspiration auf Expiration und umgekehrt umschaltet. Dadurch verkürzen sich die Inspirations- und die Expirationszeiten und bewirken eine Erhöhung der Ventilationsrate. Die unveränderten Zeitparameter des elektronisch zeitgesteuerten Beatmungsgerätes sind auf die Verwendung eines elektronischen Taktmechanismus, der

unabhängig von Druck- und einhergehenden Dichteänderungen ist, zurückzuführen (McKay & Bennett, 2002, p. 68). Aus diesen Ergebnissen resultiert die Empfehlung, auf pneumatisch zeitgesteuerte und elektronisch zeitgesteuerte Beatmungsformen für den Einsatz in Tauchsyste men zu verzichten. Die kontinuierliche Überwachung dieser Parameter und notwendige Nachjustierungen erfordern einen unnötigen zeitlichen Mehraufwand, der auf Kosten weiterer für die Beatmungstherapie erforderlicher Tätigkeiten geht.

Die pneumatisch druckgesteuerten Geräte (PCV) zeigten bei erhöhtem Druck der Kammer neben einer leichten Abnahme des Tidalvolumens eine relevante Abnahme des Flows, sowie der Expirationszeit und eine Erhöhung der Inspirationszeit (Blanch, et al., 1989, p. 806). Analog dazu ergaben die Untersuchungen von McKay und Bennett (2002, p. 65) ebenfalls eine leichte Abnahme des Tidalvolumens in Verbindung mit einer stark erhöhten Inspirationszeit. Da das verabreichte Atemzugvolumen in diesem Modus Freiheitsgrad ist und direkt von der Compliance und der Resistance beeinflusst wird, führen die ohnehin schon veränderten Widerstandswerte unter Überdruck, zu einer Abnahme des Tidalvolumens. Aus diesem Grund ist die kontinuierliche Überwachung des V_t in diesem Modus unbedingt notwendig. Das Beenden der Inspiration erfolgt bei dieser Beatmungsform, wenn der eingestellte inspiratorische Druck durch die Druckanstiegsgeschwindigkeit (inspiratorischer Flow) erreicht wird. Da die Anstiegsgeschwindigkeit wiederum von der Dichte des Atemgases abhängig ist und diese unter erhöhtem Atmosphärendruck ebenfalls erhöht ist, erklärt sich die Zunahme der Inspirationszeit erneut aus der Beziehung der Ventilöffnung und des resultierenden abnehmenden Flows. Geschieht dies in Verbindung mit einer Verringerung der Expirationszeit, besteht die Gefahr, dass sich expiratorische Gase in der Lunge sammeln (Air Trapping) oder Barotraumen (Überdehnungen der Lunge) bilden (Gärtner, 1993, p. 30). Daher muss das Beatmungsgerät auch unter Überdruck in der Lage sein, einen ausreichend hohen Flow zu generieren um diesen Effekt zu kompensieren. Wird von der Nutzung dieser Beatmungsform in den vorgenannten Untersuchungen abgeraten, plädieren Stahl et al. (2000, p. 447) in Anlehnung an deren Untersuchungsergebnisse dafür. Neben einem stabilen Tidalvolumen wurde auch hier ein anfänglich verringerter inspiratorischer Flow festgestellt. Es wurde jedoch davon ausgegangen, dass die integrierten Druckkontrollalgorithmen diesen Effekt durch eine erweitertere Ventilöffnung kompensieren und der Flow dadurch im weiteren Verlauf wieder auf den Ursprungswert anstieg. Auch in Anbetracht einer elektronisch geregelten Kompensation des Umgebungsdruckeinflusses auf den resultierenden maximalen Flow, ist der Bereich der Kompensationsmöglichkeit in

Hinblick auf die im Vergleich zu den Studien zu erwartenden Atmosphärendrücke während des Sättigungstauchens, unbedingt zu prüfen. Ist die Nutzung druck geregelter Beatmungsmodi vorgesehen, so muss neben der ständigen Überwachung des Atemzugsvolumens, eine eventuell erforderliche Anpassung der Zeitparameter (t_{insp} , t_{exp} , I:E) gewährleistet sein.

Die besten Ergebnisse erzielen nach Blanch et al. (1989, p. 810), die volumengesteuerten Ventilatoren (VCV). Bei allen Geräten blieb das Tidalvolumen trotz Umgebungsdruckerhöhung weitgehend konstant. Bis auf ein Gerät, bei dem sich der Flow, sowie die Frequenz verringerte und die Inspirations- sowie die Expirationszeit verlängerte, blieben auch diese Parameter bei den restlichen Ventilatoren nahezu konstant. Auch McKay und Bennett (2002, p. 68) beobachten in ihrer Studie äquivalentes Verhalten. Aus den Untersuchungen Stahls et al. (2000, p. 444) im zeitgesteuerten volumenkontrollierten Modus hingegen, konnten signifikante Abweichungen in Form eines verringerten Flows und eines verringerten Tidalvolumens festgestellt werden. Die Ursache für diesen Effekt ist erneut auf die dichtespezifische Ventilöffnung zurückzuführen. Ein elektropneumatisches Beatmungsgerät, welches diesen Effekt durch zum Umgebungsdruck proportionale Inspirationsventilöffnung zu kompensieren vermag, wird durch Lefebvre et al. (2011, p. 1402) untersucht. Hierbei wird festgestellt, dass diese Art der Kompensation nur für einen bestimmten Betriebsbereich funktionsfähig ist. Der innerhalb eines Umgebungsdruckes resultierende maximale Flow wird demnach durch die größtmögliche Öffnung des Ventils limitiert und kann nicht weiter erhöht werden. Je höher der Umgebungsdruck ist, desto geringer werden dann der maximal zu erwartende Gasfluss und damit der Bereich der Kompensation. Dies kann bei sehr hohem Umgebungsdruck dazu führen, dass der Flow nicht mehr ausreicht, um ein wirksames Tidalvolumen zu liefern. In jedem Fall führt die Abnahme des Tidalvolumens dazu, dass die Inspirationszeit erhöht werden muss, um das gewünschte Volumen zu applizieren. Unter Beibehaltung der Expirationszeit verlängert sich somit ein Atemzyklus, woraus eine Abnahme der Beatmungsfrequenz und des Atemminutenvolumens resultiert. In welchen klinischen Bereichen dies praktikabel ist, muss durch den behandelnden Mediziner abgeschätzt werden. Auch hier wird die Nutzung des Beatmungsmodus nur unter kontinuierlicher Überwachung des Atemzugsvolumens, sowie unter Voraussetzung, der flexiblen Anpassung der Beatmungsparameter, empfohlen.

Die bis hierhin vorgestellten Ergebnisse orientieren sich an rein mandatorische Beatmungsmodi. Da jedoch nicht davon ausgegangen werden kann, dass ein völliges

Versagen der Atmung bei jedem Patienten zu verzeichnen ist, empfehlen Blanch et al. (1989, p. 810), Moon et al. (1986, p. 846) und Skinner (1998, p. 70) die Möglichkeit der Nutzung von Assistierenden Beatmungsmodi, wie beispielsweise CPAP und ASB sowie Mischventilationsformen wie IMV oder SIMV.

Die Spontanatmungsformen CPAP und ASB wurden durch Reber (2007) an drei unterschiedlichen Beatmungsgeräten untersucht. Ergebnisse dieser Untersuchungen waren u.a. neben Verringerungen des Atemminutenvolumens, Zunahmen der erforderlichen Triggerdrücke, dabei vor allem im CPAP-Modus¹⁷. Ist die Triggerschwelle erhöht, muss der Patient für die Abgabe eines Atemhubes mehr Atemarbeit leisten, in Verbindung mit einem erhöhten Energieaufwand. Nach Reber (2007, p. 69) ist daher der Modus zu wählen, bei dem die erforderliche Atemarbeit geringer ausfällt. In diesem Fall der ASB-Modus. Die Untersuchung von A/C- und SIMV-Modi durch Moon et al. (1986) sind nach eigenen Angaben erfolgreich von dem untersuchten Beatmungsgerät durchgeführt worden. Trotz der Abnahme des Atemminutenvolumens, können keine signifikanten Abweichungen der Triggerschwellen festgestellt werden.

Das Fehlen weiterer Untersuchungen, die den Einfluss erhöhter Atmosphärendrücke auf die Triggerempfindlichkeit in assistierenden bzw. Mischventilationsformen prüfen, erlaubt an dieser Stelle keine Empfehlungen. Es ist anzunehmen, dass aufgrund des umgebungsdruckbedingten verlangsamten Atemgasflusses, die Zeit bis zum Erreichen der Triggerschwelle deutlich erhöht ist. Je nach eingestellter Triggerempfindlichkeit, die in assistierenden Modi generell sehr gering eingestellt sein sollte, kann daraus ein unzureichendes Atemminutenvolumen resultieren. Aus diesem Grund ist in diesen Beatmungsformen die Empfindlichkeit der Triggerauslösung durch geeignete Tests zu überprüfen.

Die Fähigkeit von Beatmungsgeräten, einen positiven endexpiratorischen Druck (PEEP) während Überdruckexpositionen aufrecht zu erhalten, wird durch Lefebvre et al. (2011), Moon et al. (1986) und Reber (2007) experimentell untersucht. Dabei sind neben einer deutlichen Abnahme des voreingestellten PEEPS, die jedoch anscheinend umgebungsdruckunabhängig gewesen ist (Lefebvre, et al., 2011, p. 1402), ein unter allen Testbedingungen weitgehend konstanter PEEP registriert worden (Moon, et al., 1986, p. 850) (Reber, 2007, p. 84). Die Verwendung eines positiven endexpiratorischen Drucks sollte aufgrund seiner Vorteile auch in der hyperbaren Umgebung vorhanden sein.

¹⁷ In diesen Untersuchungen, wurde die Druckunterstützung während der Expiration aufgeprägt.

Empfohlen werden dabei spezielle „Emerson water column PEEP valve[s]“ (Skinner, 1998, p. 65, Zit. n. Youn, et al., 1991, pp. 87-99), die die geringsten Abweichungen zum eingestellten Wert erbrachten. Generell wird vorgeschlagen, dass nur solche PEEP-Ventile verwendet werden sollten, an denen Anpassungen während der Therapie durchzuführen sind. Unabhängig von dieser Empfehlung ist auch hier die Leistungsfähigkeit jedes Ventils zu prüfen.

Trotz der vielfältigen Untersuchungen an Beatmungsgeräten mit unterschiedlichen Beatmungsformen, gehen die Empfehlungen, welcher Modus für den Einsatz unter hyperbaren Bedingungen am geeignetsten ist weit auseinander. Es ist nicht möglich eine Vorhersage der Leistungsfähigkeit jedes Ventilators, aufgrund dessen spezifischen technischen Designs, zu treffen. Unabhängig von der Form der Beatmung, muss die Therapie von geschulten Anwendern durchgeführt werden. Diese müssen in der Lage sein druckbedingte Änderungen der Parameter, während der Kompression oder Dekompression, durch geeignete Modifikationen am Gerät wiederherzustellen.

Tabelle 9 zeigt, dass jedes der untersuchten Beatmungsgeräte über mandatorische, sowie augmentierende Beatmungsformen verfügt. Ob diese im Tauchsistem auch den Erwartungen und Forderungen entsprechen, ist durch geeignete Prüfungen zu beweisen.

Tabelle 9 Einstellbare Beatmungsformen der untersuchten Beatmungsgeräte

Beatmungsmodus	Beatmungsgeräte					
	Dräger EVITA XL	Oxylog® 2000	EVITA V300	MEDUMAT Transport	Puritan Bennett™ 840	Servo-i
VCV	X	X	X	-	X	X
PCV	X	-	X	X	X	X
Spontan- /Assistierende Formen	X	X	X	X	X	X

4.6 Anforderungen an das Monitoring und an die Alarme

Das Monitoring, also die Darstellung der eingestellten und zur Überwachung gemessenen Parameter, kann abhängig vom Gerätetyp sehr unterschiedlich sein. Um dieses Parameter-Monitoring möglich zu machen, bedarf es unterschiedlicher Sensoren mit einem ausreichend hohen Messbereich, die entweder die maschinellen Parameter oder die Patientenparameter messen. Liegen die Werte außerhalb festgelegter Grenzen, werden vom Beatmungsgerät Warnmeldungen in akustischer oder visueller Form ausgesendet. Im Folgenden sollen die wichtigsten und notwendigsten Spezifikationen der einzelnen Sensoren, sowie deren Funktionsprinzipien und der Einfluss eines erhöhten Umgebungsdruckes, dargestellt werden. Anschließend wird, anhand von in der Vergangenheit durchgeführter Untersuchung, die Tauglichkeit der einzelnen Messprinzipien für den Einsatz in Tauchsystemen bewertet.

Zu den in dieser Arbeit besonders wichtigen Sensorprinzipien gehören die der Volumen- und Drucküberwachung, sowie der Überprüfung der Atemgaszusammensetzung und der Beatmungsfrequenzen. Eine ausreichende Messgenauigkeit, sowie Unabhängigkeiten von Umgebungseinflüssen sind Grundvoraussetzungen für den optimalen Einsatz der Messeinrichtungen im Rahmen dieser Arbeit.

4.6.1 Sensoren zur Volumenmessung

Für die Volumenmessung haben sich in der Beatmungstechnik Durchflusssensoren, die den inspiratorischen sowie expiratorischen Flow messen, als praktikabel erwiesen. Das weit verbreitete Verfahren der Hitzdrahtanemometrie beruht auf dem Prinzip der Wärmeabfuhr eines erhitzten Drahtes in Abhängigkeit der ihn umgebenden Geschwindigkeit des umfließenden Mediums (Luft) (Gärtner, 1993, p. 85). Über eine Wheatstone-Brücke wird entweder die Widerstandsänderung des Drahtes bei konstantem Strom in Relation zu der Wärmeabfuhr (CCA = Constant Current Anemometry) oder die Stromänderung bei konstant gehaltener Drahttemperatur (CTA = Constant Temperature Anemometry) gemessen. Für Temperaturkompensationen ist ein weiterer Draht als Referenz notwendig. Steigt die Dichte des Mediums in Abhängigkeit des Umgebungsdruckes an, strömen mehr Moleküle pro Zeiteinheit, im Vergleich zu normobaren Bedingungen, an den Drähten vorbei. Die daraus resultierende schnellere Abkühlung der Drähte und damit einhergehende Zunahme der Widerstands- bzw. Stromänderung wird demnach fälschlicherweise als Zunahme der Flussgeschwindigkeit interpretiert.

Das Prinzip der Durchflusswandlung nutzt die resultierende Kraftausübung des Flows auf eine in einem Nebenzweig befindliche Metallzunge aus. Diese Kraft wird durch ein im Hauptkanal befindliches Sieb, das einen Staudruck, als Folge des Flows, vor und einen Sog hinter der Metallzunge bildet, erzeugt. Die Erfassung der mechanischen Auslenkung der Zunge erfolgt über einen Dehnungsmessstreifen, der über eine Wheatstone-Brücke geschaltet, das resultierende elektrische Messsignal ausgibt. Der Staudruck steigt schließlich durch die druckabhängige Verdichtung des fließenden Gases soweit an, dass mehr Moleküle pro Zeiteinheit durch den Nebenzweig fließen und eine höhere Kraft an der Metallzunge ausüben, welche zu einer Überbewertung des tatsächlichen Flows führt.

Ein weiteres häufig verwendetes Prinzip der Durchflussmessung, die Differenzdruckmessung, nutzt den Sachverhalt aus, dass die Geschwindigkeit eines Mediums an einer Engstelle im durchflossenen Rohr oder Schlauch zunimmt. Hinter dieser Engstelle resultiert ein Druckabfall, der als Differenzdruck zum Staudruck vor der Engstelle gemessen werden kann und sich proportional zum Flow verhält. Auch hier beeinflusst die Dichteerhöhung, die Interpretation des tatsächlichen Volumenstroms. Nimmt der Staudruck durch die druckabhängige Verdichtung zu, erhöht sich die gemessene Druckdifferenz und es resultiert schließlich ein vom Sensor überschätzt ausgegebener Volumenstrom.

Die Untersuchungen Rebers (2007) und Stahls (2000) ergaben in allen Testbedingungen inakkurate Darstellungen des Tidalvolumens, des Atemminutenvolumens und der Fowlieferung. Zurückführend auf die jeweilig verwendeten Sensortechniken, die nach Reber (2007, p. 70) auf normobare Bedingungen kalibriert sind, überschätzten die Geräte den Atemgasfluss und damit einhergehend die angezeigten Volumina. Um die tatsächlichen Werte zu erhalten, entwickelt sie aus den Ergebnissen soweit möglich, für jedes Gerät spezifische, Korrekturfunktionen. Mit Hilfe dieser Korrekturfunktionen ist es Anwendern möglich, die vom Gerät ausgegebenen Parameter korrekt zu interpretieren. Zur Erstellung solcher Funktionen sind zeitintensive und aufwendige Erhebungen empirischer Daten, für jedes Beatmungsgerät, notwendig. In den Untersuchungen von Weaver et al. (1988, pp. 217-218,)) ist die erfolgreiche Messung der Volumenparameter mit Hilfe eines externen Spirometers, das ebenfalls in den Untersuchungen von Moon et al. (1986, p. 847), McKay und Bennett (2002, p. 64) verwendet wird, durchgeführt worden. Dabei ist jedoch zu beachten, dass das Spirometer für jede Druckänderung neu kalibriert werden muss und demnach für die kontinuierliche Überwachung der Volumenparameter aufgrund der

dynamischen Dekompression eher ungeeignet ist. Weiterhin ist eine Vielzahl weiterer Messverfahren zur Ermittlung des Durchflusses (beispielsweise Ultraschalldurchflussmessung, Flow-Messung am Pneumatographen) bekannt. Ergebnisse zum Umgebungsdruckeinfluss bei diesen Verfahren konnten jedoch nicht gefunden werden.

Aus den vorgestellten Erfahrungen und Überlegungen kann keine eindeutige Empfehlung des zu verwendenden Verfahrens ausgesprochen werden. Auch das Fehlen eindeutiger Ergebnisse zu weiteren Sensorprinzipien verhindert eine Fürsprache. Mit Sicherheit ist eine redundante Messung der Volumina anhand der vorhandenen Messeinrichtungen am Respirator mit zusätzlicher externer Messung sinnvoll. Jedoch geht dies auf Kosten des bereits erwähnten spärlichen Platzangebots in Druckkammern. Es gilt deshalb der Grundsatz, dass jedes Gerät auf die zuverlässige Messung und Darstellung des Atemminuten- sowie des Tidalvolumens getestet werden muss. Dieser Sachverhalt ist weiterhin auf alle Überwachungsparameter zu erweitern.

4.6.2 Sensoren zur Druckmessung

Für die Messung von Druckparametern werden hauptsächlich Relativdrucksensoren genutzt (Reber, 2007, p. 84). Diese Sensoren zeichnen sich dadurch aus, dass sie genaue Messwerte unabhängig vom Umgebungsdruck ausgeben. Durch den Einsatz von zwei Druckaufnehmern, beispielsweise in Form von piezoresistiven Wandlerelementen¹⁸, bei denen der eine den Umgebungsdruck (= Nulldruck) und der andere die Druckschwankungen relativ zum Nulldruck erfasst, ist eine Kompensation des Umgebungsdruckes realisierbar. Da piezoresistive Druckwandler in der Lage sind, auch minimale Druckänderungen wahrzunehmen, eignen sich diese für den Einsatz in Beatmungsgeräten. Dies ist besonders notwendig, da die Atemwegsdrücke sowie der positive endexpiratorische Druck in Bereichen von wenigen Millibar messbar sein müssen.

Die für die Überwachung der Beatmungsdrücke vorhandenen Relativdrucksensoren zeigen sich in den Studien Rebers (2007, p. 84) und Stahls (2000, p. 448) als besonders geeignet. Die gemessenen Werte stimmen dabei, unter allen Testbedingungen, mit denen am Beatmungsgerät angezeigten Werten überein.

Durch die Referenzmessung zum Umgebungsdruck und der damit einhergehenden Atmosphärendruckunabhängigkeit kann eine klare Empfehlung zur Verwendung von Relativdrucksensoren ausgesprochen werden. Dies schließt jedoch die Nutzung anderer Sensorprinzipien zur Ermittlung der Druckparameter nicht aus. In jedem Fall ist die korrekte Darstellung der Werte durch geeignete Tests zu validieren.

¹⁸ Die piezoresistiven Wandlerelemente funktionieren nach dem Prinzip, dass sich der spezifische Widerstand von Halbleitermaterialien (bspw. Silizium) abhängig von der mechanischen Beanspruchung (in diesem Fall den Druck) ändert.

4.6.3 Sensoren zur Konzentrationsbestimmung

Die inspiratorische Sauerstoffkonzentration (FiO_2) wird in den meisten Geräten durch elektrochemische (verbrauchende) oder paramagnetische (nicht-verbrauchende) Messprinzipien erfasst.

Bei der elektrochemischen oder auch der galvanischen Sauerstoffkonzentrationsbestimmung diffundiert der Sauerstoff durch eine Membran, in eine mit einem Elektrolyt gefüllte Kammer. In dieser Kammer wird der Sauerstoff an einer Goldelektrode reduziert und die Bleielektrode gleichzeitig oxidiert. Durch dieses Prinzip fließt ein zur Sauerstoffkonzentration proportionaler Strom, welcher als Messsignal ausgewertet werden kann. Die Bildung von Bleioxid an der Bleielektrode führt dazu, dass die Elektrode allmählich verbraucht wird und keine zuverlässigen Messwerte mehr ausgeben kann. Die Lebensdauer solcher Messsensoren beträgt deshalb nach eigenen Angaben der Firma Dräger (o.V., 2010) ein halbes bis ein Jahr und der Messbereich liegt zwischen 0 und 100% mit einer Reaktionszeit von 0,5 bis 16 Sekunden. Eine etwaige Überschätzung des Messparameters unter erhöhtem Atmosphärendruck ist auch bei diesem Verfahren aufgrund der Verdichtung des Sauerstoffs anzunehmen. Eine erhöhte Molekülzahl bewirkt demnach eine Zunahme des zum Sauerstoff proportionalen Stroms und damit zu einer Überschätzung der tatsächlichen Konzentration. Zusätzlich besteht die Gefahr, dass das Gehäuse durch den Überdruck beschädigt wird. Dies könnte zu einem Austritt der Elektrolytflüssigkeit und als Folge zu Kurzschlüssen in der Elektronik des Beatmungsgerätes führen.

Die paramagnetische Sauerstoffmessung, welche nicht verbrauchend ist, nutzt die paramagnetischen Eigenschaften des Sauerstoffs. Über eine hantelförmige Konstruktion werden zwei stickstoffgefüllte Kugeln über Permanentmagneten innerhalb deren magnetischen Felds gehalten. Diese Kugeln werden je nach vorhandenem Sauerstoff verdrängt. Ein zentral auf der Konstruktion angebrachter und mittels Leuchtdiode bestrahlter Spiegel lenkt die reflektierten Strahlen durch die Bewegung der Drehvorrichtung auf Fotosensoren, welche ein Signal an ein Rückführsystem leiten. Dieses System wiederum erzeugt einen Motoreffekt, der die Hantelkonstruktion in die Ursprungslage zurückbringt. Die Spannungsstärke dafür ist letztendlich proportional zur Sauerstoffkonzentration und wird als Messsignal ausgewertet (Kramme, 2011, p. 719). Die von der Firma Dräger (o.V., 2010) angegebene Ansprechzeit von ungefähr 150 Millisekunden erlaubt somit eine schnelle Erfassung der Konzentration. Ein theoretischer

Einfluss eines erhöhten Umgebungsdruckes auf den Messwert kann erneut mit der Zunahme der Dichte erklärt werden. Nimmt die Dichte und damit die Molekülanzahl pro definiertem Volumen zu, verstärkt sich der magnetische Einfluss des Sauerstoffs, auf die Sensortechnik. Daraus würde eine stärkere Auslenkung der Hantelkonstruktion, mit einer einhergehenden höheren Spannung resultieren, die fälschlicherweise als Zunahme der Sauerstoffkonzentration interpretiert werden würde.

Es zeigt sich in der Arbeit Rebers (2007, pp. 44,55), dass die galvanische sowie die paramagnetische Messmethode, unter erhöhtem Umgebungsdruck, überhöhte Messwerte anzeigen. Nachdem die elektrochemische Methode schon bei geringer Erhöhung des Umgebungsdruckes keine zuverlässigen Werte mehr ausgab und für weitere Messungen ausschied, konnte bei der paramagnetischen Methode eine Korrekturformel erstellt werden, um den wahren Wert der FiO_2 zu erhalten. Auch hier besteht die Notwendigkeit der Durchführung aufwendiger Experimente für den Erhalt einer solchen für jedes Gerät spezifischen Funktion.

Aus diesen Überlegungen und Ergebnissen ist derzeit von der Verwendung der galvanischen Methode abzuraten und die Wahl der paramagnetischen Methode zu empfehlen. Auch hier muss die Forderung nach geeigneten Tests, unabhängig vom gewählten Sensorprinzip, nachgegangen werden.

Dem FiO_2 , als Sauerstoffparameter des Gerätemonitorings, steht die arterielle Sauerstoffsättigung SpO_2 gegenüber. Diese ist Teil der Überwachung des pulmonalen Gasaustausches und lässt direkte Aussagen über die Oxygenisierung während der Ventilation zu (Larsen & Ziegenfuß, 2013, p. 326).

Die Messung der pulsoxymetrischen Sauerstoffsättigung beruht auf dem Prinzip der unterschiedlichen Lichtabsorptionseigenschaften von oxygeniertem gegenüber reduziertem Hämoglobin. Dabei absorbiert das Erstgenannte rotes Licht bestimmter Wellenlänge weniger als Letztgenanntes (Kramme, 2011, p. 714). Mit Hilfe eines Pulsoxymeters¹⁹, welcher an einer Stelle mit arteriellen Blutgefäßen (Finger, Ohr, Zeh etc.) befestigt wird, kann die Absorptionsstärke des roten Lichts registriert werden, die nach Umwandlung in ein elektrisches Signal direkt proportional zur Sauerstoffsättigung ist. Aufgrund der

¹⁹ Der Pulsoxymeter besitzt eine Rotlichtdiode mit einer Wellenlänge von 660 nm und eine Infrarotlichtdiode mit 960 nm. Durch wechselseitiges Aussenden der Lichter und gleichzeitiges Registrieren der Absorptionsstärke an einer Photozelle, kann die Sauerstoffsättigung gemessen werden.

Inkompressibilität von Flüssigkeiten und Geweben ist ein genereller Einfluss eines erhöhten Umgebungsdruckes auf den Messwert nicht anzunehmen.

Zum Verhalten der SpO_2 -Messung unter Überdruck mittels Lichtabsorption gab es bisher keine Untersuchungen. Trotz des eher unwahrscheinlichen Umgebungsdruckeinfluss ist dieser prinzipiell nicht auszuschließen. Angenommen ein beatmeter Patient leidet aufgrund einer fehlerhaft durchgeführten Dekompression unter Dekompressionsbeschwerden die direkte Folgen von Inertgasblasen im Körpergewebe sind. Erfolgt bei diesem Patienten nun eine SpO_2 -Messung, während einer korrekten Dekompressionsbehandlung, könnten diese Gasblasen den Messwert verfälschen.

Da die Sauerstoffsättigung ein für die Bewertung des Therapieerfolges unerlässlicher Parameter ist, ist die Bereitstellung einer entsprechenden Messeinrichtung an einem im hyperbaren Einsatz verwendeten Beatmungsgerät eindeutig zu empfehlen.

Als optionales – also nicht in allen Geräten verfügbares – Sensorsystem, sei die Kapnometrie als Erfassung des endtidalen Kohlenstoffdioxidgehalts $etCO_2$ über die Infrarot-Spektroskopie erwähnt. Die Kapnografie ist die daraus errechnete Darstellung des CO_2 -Partialdrucks während des Atemzyklus. Bei diesem Verfahren wird entweder im Haupt- oder Nebenstrom, zwischen Tubus und Y-Stück, nach jedem Atemzug die Absorption von Infrarotlicht durch CO_2 , wobei die Absorption proportional zur Molekülanzahl ist, gemessen (Larsen & Ziegenfuß, 2013, pp. 329-330). Unter erhöhtem Atmosphärendruck und dadurch erhöhter Gasdichte, ist anzunehmen, dass die dichtebedingte Molekülzunahme eines definierten Volumens zu einer erhöhten Absorption und damit zu einer Überschätzung der tatsächlichen Kohlenstoffdioxidkonzentration führt.

Auch bei diesem Messverfahren konnten keine Ergebnisse aus bereits durchgeführten Untersuchungen gefunden werden. Jedoch empfiehlt Skinner (1998, p. 66), die Nutzung eines Infrarotsensors zur Bestimmung des $etCO_2$ als geeignete Methode.

Besondere Bedeutung wird dem $etCO_2$ zugesprochen, da dieser eine Vielzahl von Informationen trägt. Ein Abfall des Wertes kann unter anderem durch Diskonnektivitäten des Beatmungssystems, durch Funktionsstörungen des Gerätes sowie durch plötzliche Störungen des patientenseitigen Metabolismus verursacht werden (Oczenski, et al., 2006, p. 361). Die endtidale Kohlenstoffdioxidkonzentration lässt somit Rückschlüsse auf die Effektivität der maschinellen Beatmung sowie auf den Gesundheitszustand des Patienten zu und ist somit ein wesentlicher Überwachungsparameter in der Beatmung. Dementsprechend muss das Vorhandensein entsprechender Messsysteme in Beatmungsgeräten für den Einsatz in Tauchsyste men empfohlen werden.

4.6.4 Alarmanforderungen

Die Alarmeinrichtungen und deren Funktionsfähigkeit sind eng an die bereits besprochenen Sensoren gekoppelt. Sind die Sensoren nicht in der Lage den wahren Parameter zu messen, ist das Beatmungsgerät dementsprechend auch nicht im Stande etwaige Veränderungen an den Parametern richtig zu interpretieren. Resultat daraus ist die Ausgabe falscher Alarme. Dies muss durch generelle Überprüfungen der installierten Sensortechnik auf Umgebungsdruckeinflüsse verhindert werden. Erst nachdem die korrekte Darstellung der Parameter nachgewiesen wurde, können die Alarmeinrichtungen evaluiert werden. Zu dieser Evaluierung gehört neben der Sicherstellung, dass die akustischen und optischen Signale funktionieren ebenfalls die Kontrolle, dass die eingestellten Alarmgrenzen eingehalten werden. Die Anforderungen an die Alarmgrenzen unter Überdruckbedingungen unterscheiden sich in Bezug auf den unter normobarer Atmosphäre nicht.

Die Parameter, bei denen es im Rahmen dieser Arbeit als besonders notwendig erachtet wird, dass diese über Alarmgrenzen verfügen, sind für das Gerätemonitoring

- der Beatmungsdruck, um den Anwender auf etwaige Diskonnektivitäten des Schlauchsystems und auf unzulässige Druckspitzen aufmerksam zu machen,
- das Tidal- und das Minutenvolumen, um auf etwaige umgebungsdruckbedingte Volumenabnahmen durch beispielsweise Leckagen oder Leistungsverluste hinzuweisen,
- der Atemfrequenz, bei der Verwendung von spontanen Beatmungsformen und
- der inspiratorischen Sauerstoffkonzentration, damit die geforderte Partialdruckgrenze in Hinblick auf die toxische Wirkung von Sauerstoff, nicht überschritten wird.

Die für das Patientenmonitoring erforderlichen Parameter, bei denen einstellbare Alarmgrenzen vorhanden sein müssen, sind

- die Sauerstoffsättigung, für die Beurteilung des Therapieerfolges,
- die endtidale Kohlenstoffdioxidkonzentration, um die CO₂-Produktion sowie die CO₂-Elimination bewerten zu können, sowie Leckagen im und Diskonnektivitäten am Beatmungssystem zu erfassen.

4.7 Anforderungen an das Gasmanagement

Wie bereits erwähnt, ist nach den technischen Spezifikationen der Beatmungsgeräte, lediglich die Verwendung von Sauerstoff und Luft als Versorgungs- und Atemgas vorgesehen. Die im Sättigungstauchen genutzten Atemgase, die zusätzliche Helium-, Stickstoff- und Wasserstoffanteile beinhalten, müssen jedoch auch im Rahmen einer notwendigen Beatmungstherapie während der Dekompression genutzt werden können. Dies stellt das Beatmungsgerät an weitere Herausforderungen und bildet eine der Hauptanforderungen an Beatmungsgeräte für den Einsatz in Tauchsyste men.

Die komplexen Vorgänge bei der Atemgasdosierung und Atemgaslieferung, sowie bei der Ventilsteuerung weisen von Gerät zu Gerät bauliche und technische Unterschiede auf. Dadurch kann zum einen nicht abgeschätzt werden, ob das Beatmungsgerät in der Lage ist die geforderte Leistung, aufgrund der unterschiedlichen Gasdichten, bereitzustellen. Dabei ist vor allem der Flow, welcher bereits unter Verwendung von Sauerstoff und Luft in den vorgestellten Studien breiten Schwankungen unterliegen war, besonders hervorzuheben. Und zum anderen ist davon auszugehen, dass die Sensortechnik, die ebenfalls in den Untersuchungen mit Sauerstoff und Luft teilweise nicht mehr korrekt arbeitete, ebenfalls direkt betroffen sein wird. Weiterhin muss die Atemgaszusammensetzung aufgrund der Dynamik von Dekompressionsprozeduren stufenlos regulierbar sein.

Zu diesem Sachverhalt fand sich bisher erst eine Studie (Saywood, et al., 1982). In dieser wird festgestellt, dass neben der Beatmungsfrequenz auch der expiratorische Flow abnahm, mit der Konsequenz, dass die Expirationszeit nicht mehr ausreichte, um die Lunge vollständig zu entlüften (Saywood, et al., 1982, p. 744). Dennoch ist das Gerät bei allen Testbedingungen der Lage, einen generell ausreichenden Atemgasfluss zu generieren. Natürlich ist aufgrund dieser Studie keine generelle Empfehlung der Verwendung von Beatmungsgeräten vergleichbarer Bauart auszusprechen. Dennoch zeigen die Ergebnisse, dass die weiter oben erwähnte Annahme bezogen auf die Leistungsfähigkeit, nicht auf alle Geräte zutreffen muss.

Da die Atemgasdosierung, Atemgaslieferung und Ventilsteuerungen moderner Beatmungsgeräte über Mikroprozessoren geregelt ist, könnten diese Systeme durch geeignete softwareseitige Programmierungen auf unterschiedliche Atemgase und Gasdichten eingestellt werden. Sofern dies unter den in Tauchsyste men gegebenen hohen Dichte- und Druckdifferenzen überhaupt praktikabel ist, würde das Gerät dann die Ventile automatisch auf die jeweils gewählte Einstellung justieren und die Atemgase nach den

Wünschen des Anwenders mischen und dosieren. In jedem Fall muss sichergestellt sein, dass das Gerät die Verwendung von in der Tauchindustrie genutzter Gase zulässt.

Neben der Möglichkeit Gase unterschiedlicher Zusammensetzung zu verwenden, ist es von entscheidender Bedeutung, wie mit den expiratorischen und aus dem Gerät austretenden Gasen verfahren wird.

Durch Leckagen am Beatmungsgerät, dabei vor allem am Patientenschlauchsystem, sowie am Luftbefeuchter, ergeben sich nach Saywood et al. (1982, pp. 743-744), McKay und Bennett (2002, p. 69), Skinner (1998, p. 66), Wall und Jackson (1997, p. 6), Moon et al. (1986, p. 850) und Blanch et al. (1989, p. 810) Kontaminierungen der Kammerluft mit den Betriebsgasen. Dies führt zu einer Erhöhung des Sauerstoffpartialdrucks der Kammeratmosphäre und damit einhergehend zu einem Anstieg der Brandgefahr. Zudem erhöht der Anstieg des Kohlenstoffdioxid- sowie des Heliumpartialdruckes in der Kammeratmosphäre die bereits erwähnten toxischen Gefahren für weitere Kammerinsassen. Die DIN EN 14931:2006 fordert dazu, dass die Kammeratmosphäre an keiner Stelle einen Sauerstoffgehalt von 23,5 % überschreitet. Dieser Grenzwert resultiert aus der möglichen Brandgefährdung, die von einem erhöhten Sauerstoffpartialdruck und einem erhöhten prozentualen Sauerstoffgehalt, in Verbindung mit brennbaren Substanzen (Schmiermittel etc.) und Zündquellen, ausgeht.

Daraus resultieren die Empfehlungen, dass die ausgeatmeten Gase über geeignete Anschlüsse an der Druckkammerwand nach außen geleitet werden, die Kammeratmosphäre kontinuierlich umgewälzt wird und das Beatmungsgerät auf Leckagen überprüft wird.

5 Beispiel/ Vorschlag eines anwendbaren Prüfprogramms

5.1 Allgemeine Anmerkungen

Auf Grundlage der in den vorangegangenen Abschnitten aufgestellten Anforderungen, kann nun ein Programm erstellt werden, welches die wesentlichen Merkmale der Anwendung eines Beatmungsgerätes für den Einsatz in hyperbarer Umgebung untersucht und die potentiellen Risiken für Anwender und Patienten erfasst. Eine vollständige Evaluierung eines Beatmungsgerätes für den Einsatz in Tauchsystem erfordert, dass die Druckprüfungen den Bedingungen während einer Dekompression so realistisch wie möglich nachempfunden werden. Zielsetzung ist es dabei neben der Leistungsprüfung eine generelle Funktionsprüfung durchzuführen. Aus diesem Grund ist das Prüfprogramm für die Verwendung unter Laborbedingungen, ohne die Anwesenheit von Personen in der Druckkammer, sowie für die Verwendung im praktischen Langzeiteinsatz an einer Tauchstelle mit der Anwesenheit von Personen in der Druckkammer, konzipiert worden. Der Vorteil der Prüfung am Einsatzort besteht darin, dass die Regler, Schalter und Bedieneinheiten während einer Überdruckexposition auf ihre Funktionsfähigkeit hin untersucht werden können. Dies ist unter Laborbedingungen hingegen lediglich mit einem hohen technischen Aufwand in Form robotergesteuerter Elektronik möglich.

5.2 Benötigte Geräte und Materialien

Für die Funktions- und Leistungstest müssen die folgenden Geräte und Materialien zur Verfügung stehen.

- Ein Beatmungsgerät, das geprüft werden soll.
- Eine Druckkammer, die einen Überdruck bis 30 bar erreicht und über ein integriertes BIBS verfügt, welches zusätzlich in der Lage ist Gasgemische zu liefern, die in der Sättigungstauchindustrie verwendet werden.
- Ein optionaler umgebungsdruckabhängiger Druckregler, falls der vom BIBS ausgehende Versorgungsdruck nicht regulierbar ist.
- Ein Lungensimulator, der die Möglichkeit aufweist spontane, sowie mandatorische Beatmungsmodi zu prüfen und dessen Compliance sowie Resistance einstellbar ist.
- Umgebungsdruckunabhängige Sensoren zur Erfassung des inspiratorischen Flows, des Atemzug- und Atemminutenvolumens, der Druckparameter (ppeak, pplat und p_{insp}), der Zeitparameter (f, t_{insp}, t_{exp}), der inspiratorischen Sauerstoffkonzentration (FiO₂) und der endtidalen Kohlenstoffdioxidkonzentration (etCO₂).
- Einrichtungen zur Messdatenerfassung.

5.3 Testaufbau

Auf welche Art und Weise der Versuchsaufbau durchgeführt wird, ist dem Prüfer zu überlassen. Es gilt jedoch folgende Anforderungen an den Aufbau einzuhalten.

- Ansteuerelektronik und Messwerterfassungseinheiten sind soweit möglich, außerhalb der Kammer zu installieren.
- Das Beatmungsgerät und der daran angeschlossene Lungensimulator sind innerhalb der Druckkammer zu installieren.
- Die Gasversorgung des Beatmungsgerätes muss über das in der Druckkammer integrierte BIBS sichergestellt sein, welches das Gerät mit einem in der Sättigungstauchindustrie verwendeten Gasgemisch versorgt.
- Sensoren zur Aufnahme des insp. Flows sind am inspiratorischen Zweig des Patientenschlauchsystems und so nah wie möglich am Lungensimulator zu installieren.
- Die Druckaufnehmer sind ebenfalls so nah wie möglich am inspiratorischen Eingang des Lungensimulators zu installieren.
- Der O₂-Sensor ist am Inspirationsschlauch zu installieren.
- Der CO₂-Sensor ist am Expirationsschlauch zu installieren.
- Sind alternative Möglichkeiten zur Erfassung der Volumen-, Druck- und Konzentrationsparameter vorhanden, so ist sicherzustellen, dass diese zuverlässige Werte liefern.
- Alle expiratorischen Gase sind außerhalb der Druckkammer zu leiten, sowie ist eine ausreichende Umwälzung der Kammeratmosphäre sicherzustellen.
- Die Messung der Sauerstoffkonzentration der Kammeratmosphäre muss ebenfalls sichergestellt sein.

5.4 Testbedingungen

5.4.1 Vorgaben vor Prüfbeginn

Bevor die Prüfung durchgeführt werden kann, müssen die folgenden Bedingungen in der Kammeratmosphäre, an der Testlunge und der Gasversorgung erfüllt werden.

- Die Kammeratmosphäre muss während des Laborversuchs mit dem gleichen Gasgemisch angereichert werden, mit dem auch das Beatmungsgerät versorgt wird. Dieses Gasgemisch sollte ein Helium-Sauerstoff-Gemisch (Heliox), ein Helium-Stickstoff-Sauerstoff-Gemisch (Trimix) oder ein äquivalentes in der Sättigungstauchindustrie verwendetes sein.
- Das Beatmungsgerät ist im praktischen Test am Einsatzort eines Sättigungstauchganges mit dem gleichen Gasgemisch zu versorgen, das die Taucher während der Dekompression atmen.
- Der Sauerstoffgehalt des Gasgemisches muss, sofern dies nicht am Beatmungsgerät einstellbar ist, bekannt sein und sollte die Sauerstoffpartialdruckgrenze für das Sättigungstauchen von 0,5 bar²⁰ nicht überschreiten.
- Die relative Luftfeuchte und die Umgebungstemperatur der Druckkammer müssen den Spezifikationen der DIN EN 14931:2006 entsprechen und sollten während der gesamten Prüfung möglichst konstant gehalten werden.
- Die Resistance der Testlunge muss im Vergleich zu einer gesunden Lunge unter normobarer Atmosphäre erhöht (> 3 mbar/L/s) (Oczenski, et al., 2006, p. 27) und die Compliance verringert (<70 ml/mbar) (Oczenski, et al., 2006, p. 40) eingestellt werden, um eine realistische Atemmechanik zu simulieren. Bei der Untersuchung von Spontanatmungsmodi ist die Atemfrequenz zwischen 10 und 30 Atemzügen pro Minute einzustellen.
- Der Versorgungsdruck von der Entnahmestelle an der Kammerwand (BIBS) muss auf einen entsprechend der technischen Spezifikationen des Beatmungsgerätes genannten und während der gesamten Prüfung konstanten Versorgungsdruck (ca.2-6 bar über dem Atmosphärendruck) geregelt werden.

²⁰ Beispielsweise ergibt sich bei einem Absolutdruck von 31 bar eine maximale Sauerstoffkonzentration von ca. 1,61 bar.

5.4.2 Vorgaben während der Prüfungen

Die für die Prüfung notwendigen dynamischen und statischen Überdruckbedingungen sind in Tabelle 10 und Tabelle 11 dargestellt. Die zur Überprüfung notwendigen Beatmungseinstellungen sind in Tabelle 12 dargestellt.

Tabelle 10 Überdruckbedingungen während der dynamischen Druckprüfung

Test	p_{Umg} (Beginn) in bar	Tiefe in m	p_{Umg} (Ziel) in bar	Tiefe in m	Rate in bar/min
1	1	0	31	300	≥ 2
2	31	300	1	0	$\geq (-2)$

Tabelle 11 Überdruckbedingungen während der statischen Druckprüfungen

Test	p_{Umg} in bar	Haltestufen in m	maximaler FiO_2 in %	Minimale Expositionszeit in min	Druckänderungsrate in bar/min auf die nächste Haltestufe
0	1	0	1,61	0	≥ 2
1	31	300	1,61	30	-1
2	26	250	1,92		
3	21	200	2,38		
4	16	150	3,12		
5	11	100	4,54		
6	6	50	8,33		
7	1	0	50		

Tabelle 12 Konfigurationen am Beatmungsgerät für die Druckprüfungen

Bezeichnung	f in 1/min	t_{insp} in s	I:E Verhältnis	PEEP in mbar	p_{insp} (bzw. p_{supp}) in mbar	V_t in ml	\dot{V}_{insp} in L/min	\dot{V}_{trig} in L/min	p_{trig} in mbar	FiO_2 in %
PCV	10-15	-	1:2	5-8	12-15	-	-	-	-	Siehe Tabelle 11
VCV	10-15	-	1:2	5-8	-	560-640	30-40	-	-	
SIMV	10-12	1,5-2	1:2	5-8	12-15	560-640	30-40	2-5	< 1 unter PEEP	
A/C	10-15	-	1:2	5-8	(12-15)	560-640	30-40	2-5	< 1 unter PEEP	
ASB	-	-	-	5-8	12-15	-	-	2-5	< 1 unter PEEP	

5.5 Durchführung der Prüfungen

5.5.1 Prüfung unter Laborbedingungen

Im ersten Teil der Prüfung wird die strukturelle Integrität des Beatmungsgerätes unter dynamischer Kompression und Dekompression getestet. Ziel ist es dabei, die Widerstandsfähigkeit der elektronischen sowie mechanischen Bestandteile gegenüber der Überdruckbelastung sicherzustellen.

- (1) Das Beatmungsgerät wird im eingeschalteten Zustand in der Druckkammer installiert.
 - (2) Die Kammeratmosphäre wird, entsprechend der unter Test 1 in Tabelle 10 genannten Bedingungen, komprimiert.
 - (3) Nach Erreichen des maximalen Drucks wird die Kammeratmosphäre, entsprechend der unter Test 2 (Tabelle 10) genannten Bedingungen, dekomprimiert.
 - (4) Anschließend wird das gesamte Gerät (inklusive Batterien, Patientenschlauchsystem, Gehäuse etc.) visuell auf Beschädigungen und auf Funktionsfähigkeit der Bedieneinheiten durch eine fachkundige Person (beispielsweise technischer Experte) geprüft.
- (1) Im zweiten Teil der Prüfung wird die Leistungsfähigkeit des Beatmungsgerätes unter statischer Dekompression getestet. Neben der Fähigkeit des Gerätes die eingestellten Parameter wie gewünscht zu liefern, wird in diesem Testabschnitt ebenfalls das Monitoring überprüft. Tabelle 12 Das Beatmungsgerät wird auf eine der in Tabelle 12 genannten Beatmungsform konfiguriert.
- (2) Die jeweils eingestellte Beatmungsform wird zu Beginn unter normobarer Atmosphäre an der Testlunge betrieben.
 - (3) Dabei wird die angeschlossene Sensorik auf die korrekte Messwerterfassung hin untersucht.
 - (4) Entsprechen die erfassten Messwerte den am Beatmungsgerät angezeigten Parametern, kann die Prüfung fortgeführt werden. Andernfalls ist der Versuchsaufbau entsprechend zu überprüfen.
- (1) Tabelle 11 Die Kammeratmosphäre wird mit der maximal möglichen Druckaufbaurrate auf die in Tabelle 11 genannten ersten Testbedingungen eingestellt.

- (2) Die am Beatmungsgerät angezeigten Parameter und die gemessenen Werte sind über einen Zeitraum von 30 Minuten aufzuzeichnen.
- (3) Tabelle 11 Nach Ablauf der Expositionszeit ist die Druckkammer auf die nächsten in Tabelle 11 genannten Testbedingungen einzustellen.
- (4) Tabelle 11 Punkt (6) und (7) sind bis zum Erreichen der normobaren Testbedingungen (Test 7 in Tabelle 11) zu wiederholen.
- (5) Treten während der Prüfungen unvorhergesehene Risiken und Gefahren auf, ist die Prüfung sofort zu beenden.
- (6) Die Punkte (1) bis (9) sind analog für die restlichen in Tabelle 12 genannten Beatmungsformen durchzuführen.

Die Bewertung der Leistungsfähigkeit und des Monitorings ist durch eine fachkundige Person (beispielsweise einem Mediziner), anhand der ermittelten Messwerte, durchzuführen.

5.5.2 Langzeitprüfung am Einsatzort

Besteht die Möglichkeit das Beatmungsgerät an einem Sättigungstaucheinsatzort, während einer Dekompressionsprozedur, zu prüfen, ist diese der Laborprüfung vorzuziehen.

Der Versuchsaufbau und die Testbedingungen vor Versuchsbeginn sind entsprechend den Vorgaben in den Abschnitten 0 und 5.4.1 sicherzustellen.

- (1) Das in dem Tauchsystem installierte Beatmungsgerät wird zu Beginn der Dekompressionsprozedur in Betrieb genommen.
- (2) Nach Inbetriebnahme ist die Funktionsfähigkeit aller Bedienelemente sicherzustellen, sowie visuell zu prüfen, ob das Gerät Beschädigungen aufweist. Die Prüfungen sind sofort abzubrechen, wenn das Gerät Schäden aufweist oder die Funktionsfähigkeit nicht mehr gewährleistet werden kann.
- (3) Das Beatmungsgerät wird auf eine der in Tabelle 12 genannten Beatmungsform eingestellt und am Lungensimulator während der Dekompression (Dekompressionsrate > 0 m/h) getestet.
- (4) Die Aufzeichnung der am Beatmungsgerät angezeigten und der über die externe Sensorik gemessenen Parameter ist für die gewählte Beatmungsform, bis zum Erreichen einer Haltezeit (Dekompressionsrate = 0 m/h), in regelmäßigen Abständen durchzuführen. Tabelle 12 ist die Haltezeit erreicht, werden die weiteren in Tabelle 12 aufgeführten Beatmungsformen nacheinander, während dieser Haltestufe für jeweils mindestens 30 Minuten, getestet.
- (5) Die Aufzeichnung aller angezeigten und gemessenen Parameter muss regelmäßig sichergestellt sein.
- (6) Bevor eine weitere Dekompression eingeleitet wird, ist ein Modus am Beatmungsgerät einzustellen (Tabelle 12), der entsprechend Punkt (3) noch nicht während eines Dekompressionsvorgangs getestet wurde.
- (7) Die Schritte (4) bis (8) wiederholen sich solange bis alle Beatmungsformen mindestens einmal während eines Dekompressionsvorganges überprüft wurden.
- (8) Nachdem alle Beatmungsformen mindestens einmal überprüft wurden, ist das Beatmungsgerät für mindestens eine Dekompressions- und eine Haltephase in den Standby-Modus zu bringen und regelmäßig visuell zu inspizieren.
- (9) Anschließend ist das Gerät erneut in Betrieb zu nehmen und die Schritte (3) bis (10) wiederholen sich solange, bis die gesamte Dekompressionsprozedur abgeschlossen ist.

Die Bewertung der Leistungsfähigkeit und des Monitorings ist durch eine fachkundige Person (beispielsweise einem Mediziner), anhand der ermittelten Messwerte, durchzuführen.

5.6 Ergebnisdarstellung und Auswertung

5.6.1 Darstellung und Bewertung der visuellen und strukturellen Prüfungen

Für die Bewertung der strukturellen Integrität des Beatmungsgerätes müssen sowohl im Laborversuch als auch im praktischen Versuch die gleichen Fragestellungen untersucht werden. Diese sind im Folgenden aufgelistet.

- Zeigten sich während der Prüfungen Beschädigungen am Gehäuse oder an den Schlauchleitungen?
- Haben sich nach Abnahme des Gehäuses Beschädigungen an elektronischen Bauteilen, mechanischen Bauteilen oder an verschlossenen Behältern (z.B. Kondensatoren) gezeigt?
- Wurden Funkenbildungen am Gerät während der Prüfungen beobachtet?
- Traten aus den verwendeten Batterien Elektrolytflüssigkeit aus oder haben sich andere Beschädigungen gezeigt?
- Hat die Batterie nennenswerte Leistungseinschränkungen (beispielsweise Betriebsdauer) gezeigt?
- Sind Diskonnektivitäten oder Leckagen am Schlauchsystem oder generell am Gerät aufgetreten?
- Sind alle Bedienelemente (Schalter, Regler etc.) vor, während (dies gilt nur für den Langzeitversuch in einem Tauchsystem) und nach den Druckexpositionen funktionsfähig?
- Sind die Anzeigeelemente (Monitore, Digital- und Analoganzeigen etc.) vor, während und nach den Druckexpositionen funktionsfähig?

Die letztendliche Bewertung, ob das Beatmungsgerät die strukturellen Prüfungen bestanden hat oder in welchem Umfang eventuell aufgetretene Schäden, Fehler und Auffälligkeiten sich auf die Einsatzfähigkeit auswirken, muss durch einen Sachverständigen durchgeführt werden.

5.6.2 Darstellung und Bewertung der Leistungsprüfungen

Für die Leistungsbeurteilung ist es notwendig, eine Vielzahl von gemessenen und am Gerät eingestellten oder angezeigten Parameter aufzuzeichnen, diese zu vergleichen und im Anschluss zu bewerten. Ein beispielhafter Bewertungsbogen, der die wesentlichen am Beatmungsgerät eingestellten und angezeigten, sowie die während der Prüfung gemessenen Parameter, abhängig vom Beatmungsmodus und der Haltestufe erfasst, ist in

Tabelle 13 dargestellt. Sind während der Prüfung akustische oder optische Alarmer registriert worden, sind diese ebenfalls aufzuzeichnen.

Die letztendliche Bewertung, ob das Beatmungsgerät die Leistungsprüfungen bestanden hat oder in welchem Umfang eventuell aufgetretene Abweichungen sich auf die Einsatzfähigkeit auswirken oder ob diese durch einfache Modifizierungsmaßnahmen verhindert werden können, muss durch einen Sachverständigen durchgeführt werden.

Es ist unumgänglich darauf hinzuweisen, dass dieses Prüfprogramm kein Ersatz für eine vollständige Konformitätsbewertung nach aktuellem europäischem Recht darstellt. Dieses Programm dient lediglich dem Nachweis, dass das Gerät für die Verwendung unter hyperbaren Bedingungen geeignet oder ungeeignet ist.

Tabelle 13 Bewertungsbogen abhängig vom gewählten Beatmungsmodus und der entsprechenden Haltestufe

Beatmungsmodus: _____ Haltestufe/Umgebungsdruck: _____				
Parameter		Erfassung der Parameter		
Symbol	Einheit	eingestellt	angezeigt	gemessen
f	1/min			
f_{spon}	1/min			
t_{insp}	s			
t_{exp}	s			
I:E	-			
V_t	ml			
\dot{V}_{insp}	L/min			
\dot{V}_{trig}	L/min			
AMV	L/min			
PEEP	mbar			
p_{insp}	mbar			
p_{supp}	mbar			
p_{trig}	mbar			
p_{AW}	mbar			
p_{plat}	mbar			
p_{peak}	mbar			
p_{max}	mbar			
FiO_2	%			
SpO_2	%			
$etCO_2$	%/mbar			

6 Diskussion

6.1 Zusammenfassung der notwendige Änderungsmaßnahmen an Beatmungsgeräten

Es konnte zweifelsfrei gezeigt werden, dass die Verwendung eines Beatmungsgerätes unter erhöhtem Überdruck mit vielseitigen Herausforderungen verbunden ist. Durch die druckabhängige Erhöhung der Dichte und der damit einhergehenden Veränderungen der Gaskinetik ist zum einen die optimale Funktion des Beatmungsgerätes beeinträchtigt. Dies zeigt sich in Form einer herabgesetzten Flowlieferleistung und dem Unvermögen der Sensorik Parameter korrekt darzustellen. Zum anderen werden dadurch die atemmechanischen Eigenschaften der Lunge des Patienten negativ beeinflusst. Eine Erhöhung der Resistance und Verringerung der Compliance verursachen dementsprechend eine Zunahme der aufzuwendenden Atemarbeit. Aus diesem Grund muss die elektronische oder pneumatische Steuerung der Atemgasdosierung umfangreichen Modifikationen unterzogen werden, damit diese trotz der Veränderungen in den Gaseigenschaften zuverlässig funktioniert. Gleiches gilt entsprechend auch für die Sensorik. Ein Gerät, das falsche Werte misst ist für den Anwender nicht zu gebrauchen und kann für den Patienten zu lebensgefährlichen Situationen führen. Werden umgebungsdruckunabhängige Sensoren eingesetzt oder wird der Einfluss erhöhter Dichte über beispielsweise mikroprozessorgesteuerte Kalibrierung umgangen, verringert sich auch bei plötzlich auftretenden Leistungsverlusten das Risiko für den Patienten.

Die Möglichkeit, Beatmungsgeräte mit Gasgemischen zu betreiben, die während des Sättigungstauchens genutzt werden, ist die größte Herausforderung, mit der die Geräte konfrontiert sind. Die Gasdosiereinrichtungen der Geräte sind auf die spezifische Gasdichte von Luft und Sauerstoff kalibriert oder sind zumindest nur in einem geringen Umgebungsdruckbereich (siehe technische Spezifikationen) in der Lage, Dichteschwankungen dieser Gase zu kompensieren. Daher würde die Verwendung von Gasgemischen anderer Zusammensetzung mit unterschiedlichen Gaseigenschaften auch hier zu Leistungsveränderungen und der Darstellung falscher Werte führen. Weiterhin werden in der Tauchindustrie eine Vielzahl unterschiedlicher Atemgasgemische genutzt. Diese müssen zusätzlich, beispielsweise bei Dekompressionsprozeduren, kontinuierlich an die erforderlichen Konzentrationsverhältnisse (dabei hauptsächlich des Sauerstoffs) angepasst werden. Das Beatmungsgerät für jedes denkbare Gemisch technisch, in Form von

zusätzlichen Leitungsanschlüssen und geeigneten Steuerungseinheiten, zu modifizieren ist in Hinblick auf die unbestimmbare Anzahl nicht praktikabel. Vielmehr ist es denkbar, dass sich die Steuerung der Gasdosierventile automatisch, nach Eingabe der Gasdichte und unter Berücksichtigung einprogrammierter Referenzwerte, einstellt und zuverlässig liefert. Die Installation weiterer Leitungsanschlüsse sowie zusätzlicher Steuerungseinheiten könnte somit umgangen werden. Die praktische Durchführbarkeit ist auch in Hinblick auf weitere gaskinetische Eigenschaften unter Überdruck, neben der Dichteänderung, praktisch zu prüfen.

Zu den in Abhängigkeit der verwendeten Gasgemischen geforderte zuverlässige Leistungs- und Messbereitschaft und den dafür notwendigen Modifikationen, kommt die Notwendigkeit eines erweiterten Einstellbereichs der inspiratorischen Sauerstoffkonzentration hinzu. Der in den technischen Spezifikationen genannte Bereich ist für die in den Sättigungstaucheinsätzen genutzten Konzentrationen nicht ausreichend und muss dementsprechend, beispielsweise durch softwareseitige Programmierung der Ventilsteuerung, erweitert werden. Zusätzlich sind auch der Messbereich sowie die Messgenauigkeit der umgebungsdruckunabhängigen Sensoren entsprechend des, zumeist geringen, Sauerstoffgehaltes (ca. 1,66 % bei 31 bar absolut) anzupassen.

Als weitere Modifikationsmaßnahme wird im Zusammenhang mit dessen Informationsgehalt, die Installation eines umgebungsdruckunabhängigen Sensors zur Erfassung der endtidalen Kohlenstoffdioxidkonzentration empfohlen. Da Veränderungen dieses Parameters Rückschlüsse auf eventuelle Funktionsstörungen des Gerätes, Undichtigkeiten im Atemsystem und Störungen im Metabolismus des Patienten liefern, ist die Verwendung vorzusehen. Zusätzlich wird für den Fall, dass andere Sensoren ausfallen, die gleichwertige Ergebnisse liefern, Redundanz erzeugt.

Die in den Druckkammern herrschenden Umgebungsbedingungen sind in Form von Grenzwerten eindeutig definiert und müssen unbedingt eingehalten werden. Dies gilt besonders für die Sauerstoffkonzentration. Jede Erhöhung dieser Konzentration in Verbindung mit einem erhöhten Umgebungsdruck lässt das potentielle Brandrisiko steigen. Aus diesem Grund sind Einrichtungen zu installieren, die alle vom Beatmungsgerät austretenden Gase außerhalb der Druckkammer leiten. Zudem sind Dichtungen, Anschlüsse und Verbindungen zwischen Bauteilen entsprechend auf Dichtigkeit zu prüfen, um Leckagen zu vermeiden.

Ist anzunehmen, dass von den im Beatmungsgerät verbauten Komponenten ein Implosions- oder Explosionsrisiko ausgeht oder sind andere Beschädigungen als Folge der Druckexposition zu erwarten, sind diese auszutauschen. Zu diesen Bauteilen können unter anderem Kondensatoren, Batterien sowie gasgefüllte Tubusmanschetten (Cuffs) gehören. Bei den Cuffs kann beispielsweise geprüft werden, ob die Möglichkeit besteht, dass sich diese automatisch auf den Umgebungsdruck anpassen lassen. Auch die Verwendung einer flüssigkeitsgefüllten Tubusmanschette ist prinzipiell denkbar.

Da die aufgestellten Anforderungen an das Monitoring und der Alarme nur mit einer Spannungsversorgung realisierbar sind, muss jedes Gerät mit einer entsprechenden Energieversorgung ausgestattet sein. Dabei sind entsprechend der Vorgaben zum Brandrisiko, Batterien mit einer maximalen Spannungsversorgung von 12 V DC, vorzusehen. Neben der bereits erwähnten Druckfestigkeit, zur Verhinderung des Austritts von Elektrolytflüssigkeit und dem Einhalten der Brandbestimmungen, müssen zusätzliche Anforderungen erfüllt werden. Zum einen muss die Leistung gemäß der technischen Spezifikationen auch unter Überdruck gewährleistet sein und zum anderen muss das Beatmungsgerät einen Austausch der Batterien auch während des Betriebs zulassen.

Zum Abschluss ist darauf hinzuweisen, dass die genannten Änderungsmaßnahmen am Beatmungsgerät keine Garantie dafür geben, dass das Gerät nach den Modifikationen im Einsatz unter Überdruck ordnungsgemäß funktioniert. Die Durchführung geeigneter Druckprüfungen, beispielsweise anhand des dargestellten Prüfprogramms, sind auch nach Durchführung der notwendigen Modifikationen unerlässlich.

6.2 Grenzen der Arbeit

Diese Arbeit wurde auf Grundlage von bereits durchgeführten Studien an Beatmungsgeräten im Einsatz unter hyperbaren Bedingungen, sowie anhand technischer Spezifikationen von auf dem Markt erhältlicher Ventilatoren erstellt. Dabei standen theoretische Überlegungen im Vordergrund, inwieweit sich der Einfluss der Umgebungsdruckerhöhung, in Verbindung mit weiteren für das Sättigungstauchen spezifischen Eigenschaften, auf die Beatmungsgeräte bemerkbar machen. Abhängig von der für jeden Patienten spezifischen Notwendigkeit einer intensivmedizinischen Ventilation, der Vielfalt und Komplexität der Geräte und der Unterschiede in der Anwendung und Durchführung von Dekompressionen, können Abweichungen zu den hier dargestellten Anforderungen vorhanden sein. Die Durchführung selbstständig durchgeführter Versuche an Beatmungsgeräten ist aus Verfügbarkeits-, Kosten- und Zeitgründen nicht möglich gewesen. Aus diesen Gründen muss das erstellte Prüfprogramm im praktischen Einsatz evaluiert werden.

Ziel dieser Arbeit ist es nicht gewesen, das eine ideale Beatmungsgerät für den Einsatz in Tauchsystemen unter hyperbaren Bedingungen zu finden. Vielmehr sollte aufgezeigt werden, inwieweit derzeit erhältliche Beatmungsgeräte modifiziert werden müssen, damit sie für den Einsatz in Druckkammern kompatibel sind. Daher wurde in dieser Arbeit, soweit möglich, auf die Verwendung von Unternehmensnamen und Typbezeichnung verwendeter Beatmungsgeräte verzichtet.

6.3 Fazit

Es konnte gezeigt werden, dass die technischen Spezifikationen vorhandener Beatmungsgeräte, in einigen Bereichen mit den Anforderungen für den Einsatz in Tauchsyste­men übereinstimmen. So ist unter anderem die notwendige Vielfalt von Einstell- und Messmöglichkeiten an den Beatmungsgeräten und die geforderte Niederspannungsversorgung bei einigen Beatmungsgeräten fester Bestandteil. Dennoch konnte ebenfalls bewiesen werden, dass Beatmungsgeräte in ihrer Funktion direkt von den in den Druckkammern herrschenden Umgebungsbedingungen, beeinflusst sind. Dabei resultieren schon bei vergleichsweise geringem Atmosphärendruck, Verluste in der Leistungsfähigkeit und der Messqualität. Zusätzlich ist offensichtlich, dass besonders notwendige Anforderungen, nach Untersuchung der technischen Spezifikationen vorhandener Beatmungsgeräte, nicht zu erfüllen sind. Unter anderem muss dabei zum einen auf das Fehlen einer notwendigen Variation des Atemgases und zum anderen auf den nicht ausreichenden Einstellbereich der Sauerstoffkonzentration hingewiesen werden. Unter diesen Voraussetzungen wäre der Einsatz der Beatmungsgeräte in Tauchsyste­men derzeit nicht möglich. Um die Verwendung von Beatmungsgeräten, deren Spezifikationen die aufgestellten Anforderungen nicht im gesamten Umfang decken, trotzdem zu ermöglichen, hat sich die Erstellung eines Prüfprogramms angeboten. Dieses untersucht die Beatmungsgeräte in Abhängigkeit der Anforderungen auf die strukturelle Integrität, die Leistungs- und auf die Funktionsfähigkeit.

Aus den untersuchten Richtlinien, Vorschriften und Normen, die ihre Anforderungen meist auf den klinischen Bereich oder den Notrettungsbereich beziehen, konnten wenige bis gar keine Anforderungen, auf das hier beschriebene Thema bezogen, aufgestellt werden. Dieser Missstand ist auch in Hinblick auf die wachsende Tauchindustrie und der damit verbundenen Zunahme von Tauchunfällen zu beseitigen. Trotz allem müssen Beatmungsgeräte für den Einsatz in Tauchsyste­men in erster Linie die allgemeinen sicherheitstechnischen Anforderungen für den Patienten und den Anwender entsprechen. Diese Anforderungen sind in den bereits vorgestellten Vorschriften enthalten und müssen in jedem Fall, sofern sie mit denen in dieser Arbeit Aufgestellten, auf irgendeine Art und Weise, im Konflikt stehen vorgezogen werden.

Ist die Notwendigkeit gegeben ein Beatmungsgerät für den Einsatz in Tauchsyste­men zu verwenden, sind an diesem Modifikationen und Druckprüfungen durchzuführen. Die

Tauglichkeit muss jedoch im Zweifelsfall individuell durch einen Sachverständigen bewertet werden.

Auch wenn die Verwendung von Beatmungsgeräten in Druckkammern ein Nischenmarkt für die Hersteller darstellt, ist abschließend zu bemerken, dass der anzunehmende geringe Aufwand für die nötigen Änderungen in keinem Verhältnis zu dem hohen Nutzen für die Taucher steht.

Literaturverzeichnis

- Almeling, M., Böhm, F. & Welslau, W., 2004. Grundlagen der Tauchmedizin. In: *Handbuch Tauch- und Hyperbarmedizin*. 13 Hrsg. Landberg/Lech: Ecomed Verlagsgesellschaft AG & Co. KG, pp. 1-22.
- Blanch, P. B., Desautels, D. A. & Gallagher, T. J., 1989. Deviations in function of mechanical ventilators during hyperbaric compression. *Respiratory Care*, 36(8), pp. 803-814.
- Bühlmann, A. A., 1993. *Tauchmedizin*. 3 Hrsg. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag.
- Gärtner, A., 1993. *Beatmungs- und Narkotechniken*. 1 Hrsg. Köln: Verlag TÜV Rheinland.
- Haux, G., 1970. *Tauchtechnik - Band 2*. 1 Hrsg. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag.
- Kot, J., 2006. Medical equipment for multiplace hyperbaric chambers. *European Journal of Underwater and Hyperbaric Medicine*, 7(1), pp. 9-12.
- Kramme, R., 2011. *Medizintechnik - Verfahren-Systeme-Informationsverarbeitung*. 4 Hrsg. Berlin, Heidelberg, New York: Springer Verlag.
- Larsen, R. & Ziegenfuß, T., 2013. Physiologie der Atmung. In: *Beatmung - Indikationen - Techniken - Krankheitsbilder*. 5th Hrsg. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag, pp. 19-54.
- Lefebvre, J. C. et al., 2011. Bench testing of a new hyperbaric chamber ventilator at different atmospheric pressures. *Intensive Care Med*, Band 38, pp. 1400-1404.
- Lettnin, H. K. J., 1994. *Tauchen mit Mischgas*. 2 Hrsg. Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, HongKong, Barcelona, Budapest: Springer Verlag.
- McKay, R. & Bennett, M., 2002. Evaluation of the Campbell EV 500 Ventilator Under Hyperbaric Conditions. *South Pacific Underwater Medicine Society*, 32(2), pp. 62-70.
- Moon, R. E., Bergquist, L. V., Conklin, B. & Miller, J. N., 1986. Monaghan 225 ventilator use under hyperbaric conditions. *Chest Journal*, 89(6), pp. 846-851.
- o.V., 2006. *Datenblatt Servo-i für Erwachsene: MAQUET Holding B.V. & Co. KG*. [Online] Available at: http://www.maquet.com/assets/documents/product-information/SERVO-i/g-Servoi_DATA_6670105_R16_v7dot0_130628_EN_ALL.pdf [Zugriff am 01 09 2014].
- o.V., 2010. *Paramagnetische Sauerstoffmessung: Anandic Medical Systems AG*. [Online] Available at: <http://www.anandic.com/de/Training-Center/Parameter-Technologie/Paramagnetische-O2-Messung/page40753.htm> [Zugriff am 01 09 2014].

- o.V., 2010. *Sauerstoffsensoren: Dräger Medical Deutschland GmbH*. [Online]
Available at:
http://www.draeger.com/sites/assets/PublishingImages/Products/lisa_sensors/Attachments/accessories_o2_sensor_9049118_de.pdf
[Zugriff am 01 09 2014].
- o.V., 2013a. *Technische Daten Evita V300: Dräger Medical Deutschland GmbH*. [Online]
Available at:
<http://www.draeger.de/sites/assets/PublishingImages/Products/Draeger-Evita-V300/DE/9067781-PI-Evita-Infinity-V300-DE.pdf>
[Zugriff am 01 09 2014].
- o.V., 2013b. *Technische Daten Evita XL: Dräger Medical Deutschland GmbH*. [Online]
Available at:
http://www.draeger.com/sites/assets/PublishingImages/Products/rsp_Evita_XL/DE/9051776-Evita-XL-PI-DE-130513.pdf
[Zugriff am 01 09 2014].
- o.V., 2013c. *Technische Daten Oxylog 2000 plus: Dräger Medical Deutschland GmbH*. [Online]
Available at:
http://www.draeger.de/sites/assets/PublishingImages/Products/rsp_Oxylog_2000_plus/Attachments/rsp_oxylog_2000_plus_pi_9051951_de.pdf
[Zugriff am 01 09 2014].
- o.V., 2014. *Gebrauchsanweisung MEDUMAT Transport: Weinmann Emergency Medical Technology GmbH, Co. KG*. [Online]
Available at: https://www.weinmann-emergency.de/fileadmin/wm_de/website/produkte/beatmung/gebrauchsanweisungen/MEDUMAT_Transport_66000_5.1_de.pdf
[Zugriff am 01 09 2014].
- o.V., 2014. *Specifications Puritan Bennett™ 840 Ventilator: Covidien*. [Online]
Available at: <http://www.covidien.com/rms/products/acute-care-ventilation/puritan-bennett-pb840-ventilator#specifications>
[Zugriff am 01 09 2014].
- Oczenski, W., Andel, H. & Werba, A., 2006. *Atmen - Atemhilfen*. 7 Hrsg. Stuttgart: Georg Thieme Verlag AG.
- Reber, C., 2007. *Evaluierung von Intensivbeatmungsgeräten unter hyperbaren Bedingungen im Spontanatmungsmodus am elektrischen Lungenmodell. zugl Diss. Aalen 2008*. Ulm: Medizinische Fakultät der Universität Ulm.
- Saywood, A. M., Howard, R., Goad, R. F. & Scott, C., 1982. Function of the Oxford ventilator at high pressure. *Aneasthesia*, Band 37, pp. 740-744.

- Skinner, M., 1998. Ventilator function under hyperbaric conditions. *South Pacific Underwater Medicine Society*, 28(2), pp. 62-74.
- Stahl, W., Radermacher, P. & Calzia, E., 2000. Functioning of ICU ventilators under hyperbaric conditions - comparison of volume- and pressure-controlled modes. *Intensive Care Med*, Band 26, pp. 442-448.
- Stanga, D. F., Beck, G. & Chimiak, J. M., 2003. *Evaluation of respiratory support devices for use in the hyperbaric chamber*, Panama City: Naval Sea System Command - Navy Experimental Diving Unit.
- Wall, E. J. & Jackson, W. G. J., 1997. *Performance assessment of the Bird Products, Corp Bird Avian Portable Ventilator (Military Version) Model 15300 in the hyperbaric environment*, Brooks Air Force Base: United States Air Force Armstrong Laboratory.
- Weaver, L. K., Greenway, L. & Elliott, C. G., 1988. Performance of the Sechrist 500A Hyperbaric Ventilator in a Monoplace Hyperbaric Chamber. *Journal of Hyperbaric Medicine*, 3(4), pp. 215-225.

Anhang

Tabelle 14 Zusammenfassung von Ergebnissen bisher durchgeführter Untersuchungen an Beatmungsgeräten im hyperbaren Einsatz

Referenz	Beatmungsgerätarten	Untersuchungsbedingungen	Ergebnisse
(Saywood, et al., 1982)	Pneumatisch betrieben Zeitgesteuert Volumenkontrolliert	Bis 6 ATA mit Luft	Abnahme des Tidalvolumens; Erhöhung des Atemwegdrucks; keine Veränderungen der Beatmungsfrequenz
		Bis 31 ATA absolut mit Heliumgemisch	Ab- und Zunahme des Tidalvolumens; Erhöhung des Atemwegdrucks; Zunahme der Beatmungsfrequenz
(Moon, et al., 1986)	Pneumatisch betrieben	Bis 7 ATA mit reinem Sauerstoff in VCV, A/C und SIMV	Anfängliche Abnahme des Tidalvolumens wurde nach Austausch des Luftbefeuchters verhindert; Abnahme der Frequenz um 55 % bei 6 ATA konnte durch Erhöhung des inspiratorischen Flows und der Verringerung der Strömungswiderstände auf 28 % verringert werden; das maximale Atemminutenvolumen sank von 48 L/min bei 1 ATA auf 18L/min bei 6 ATA; die Triggerempfindlichkeit blieb während A/C und SIMV unverändert; der PEEP blieb konstant bei 30 cm H ₂ O (ca. 30 mbar); die Leckrate erhöhte sich von ca. 20 L/min auf 57,7 L/min

(Weaver, et al., 1988)	Pneumatisch betrieben Speziell für Therapien in hyperbarer Umgebung hergestellt	Bis 3 bar absolut mit unterschiedlichen Compliances und Versorgungsdrücken	Abnahme des Tidalvolumens um ca. 50 % bei 2,9 ATA und niedrigem Versorgungsdruck von 55 psig (ca. 3,8 bar); Abnahme des Tidalvolumens um ca. 12 % bei 2,9 ATA und hohem Versorgungsdruck von 85 psig (ca. 5,9 bar)
(Blanch, et al., 1989)	13 pneumatisch betriebene und zeitgesteuerte Ventilatoren	Bis 6 bar mit reinem Sauerstoff	Abnahme des Tidalvolumens auf 14 %, der inspiratorischen und expiratorischen Zeiten jeweils auf 35 und 31 % und des inspiratorischen Flows auf 43 % der eingestellten Werte; Zunahme der Beatmungsfrequenz zwischen 183 und 651 %
	3 Pneumatisch betriebene und druckgesteuerte Ventilatoren	Bis 6 bar mit reinem Sauerstoff	Bis 2,8 ATA keine Veränderungen des Tidalvolumens; Ab 2,8 ATA Abnahme des Tidalvolumens, des inspiratorischen Flows und der expiratorischen Zeit mit gleichzeitiger Erhöhung der inspiratorischen Zeit
	3 volumengesteuerte Ventilatoren	Bis 6 bar mit reinem Sauerstoff	Tidalvolumen blieb konstant; Bei einem Gerät wurden Abnahmen der Beatmungsfrequenz auf 36 % und des inspiratorischen Flows auf 44 % und eine Zunahme der inspiratorischen sowie expiratorischen Zeit auf 240 und 255 % vom eingestellten Wert bei 6 ATA gemessen
(Wall & Jackson, 1997)	Pneumatisch betrieben; Elektrisch überwacht, zeit- oder volumengesteuert	Überprüfung der strukturellen Integrität und der Bedienfähigkeit während und nach Druckexposition bis 3 ATA	Ausfall der Membrandruckschalter
		Bis 3 ATA im volumenkontrollierten Modus	Abnahme des Tidalvolumens auf 48 % (3 ATA) vom eingestellten Wert; Aufgrund einer abgeknickten Leitung (Herstellungsfehler) der Druckaufnehmer wurden die Atemwegsdrücke überhöht angezeigt
		Überprüfung der 12 V DC Batterien	Keine sichtbaren Auffälligkeiten an den Batterien während und nach Überdruckexposition; Keine Leistungsminderung

(Stahl, et al., 2000)	4 zeitgesteuerte Ventilatoren	Bis 2,8 oder 6 bar in VCV	Abnahme des Tidalvolumens mit gleichzeitiger überhöhter Anzeige des Tidalvolumens am Display; Abnahme des Spitzen- sowie des Plateaudruckes jedoch waren gemessene und angezeigte Werte identisch;
		Bis 2,8 oder 6 bar in PCV	Weitgehend konstantes Tidalvolumen; Abnahme des inspiratorischen Flows mit gleichzeitiger Zunahme der Flowanstiegszeit
(McKay & Bennett, 2002)	Pneumatisch betrieben, elektronisch überwacht und zeitgesteuert	Bis 4 ATA im zeitgesteuerten Modus	Abnahme des Tidalvolumens um 50 % und des inspiratorischen Atemwegsdruck um 43 % vom normobaren Wert; Abnahme des Atemminutenvolumens um mehr als 50 %; Inspirationszeit, Beatmungsfrequenz und Atemzeitverhältnis blieben unverändert
		Bis 4 ATA im zeitgesteuerten volumenbegrenzten Modus	Leichte Variation des Tidalvolumens; Nahezu konstante inspiratorische Zeit und Beatmungsfrequenz; leichte Abnahme des Spitzenatemwegsdrucks
		Bis 4 ATA im PCV-Modus	Leichte Abnahme des Tidalvolumens; Zunahme der inspiratorischen Zeit um ca. 300 % bei gleichbleibender expiratorischer Zeit; Abnahme des Atemminutenvolumens
(Stanga, et al., 2003)	11 unterschiedliche Ventilatoren, von denen 4 Geräte die initialen Tests überstanden haben und näher betrachtet wurden	Bis 165 fsw (ca. 5 bar) in unterschiedlichen Modi	Abnahme der Flows; Abnahme des Tidalvolumens;
(Reber, 2007)	3 unterschiedliche mikroprozessorgesteuerte Geräte	Zwei bis 2,8 bar absolut in ASB- und CPAP-Modus Einen bis 6 bar absolut in ASB- und CPAP-Modus	Abnahme des Atemminutenvolumens; relevanter Anstieg der Triggerdrücke in CPAP;