

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Historie</b>	<b>2</b>
<b>3</b>	<b>Physikalische Grundlagen</b>	<b>4</b>
3.1	Ideales Gasgesetz . . . . .	4
3.2	Druck . . . . .	5
3.2.1	Barometrischer Druck . . . . .	5
3.2.2	Hydrostatischer Druck . . . . .	6
3.3	Verdichtung von Gasen . . . . .	6
3.4	Partialdruck . . . . .	7
3.5	Löslichkeit von Gasen in Flüssigkeiten . . . . .	8
3.6	Diffusion . . . . .	9
3.6.1	Isobare Diffusion . . . . .	10
<b>4</b>	<b>Physiologie des Tauchens</b>	<b>11</b>
4.1	Der Blutkreislauf . . . . .	11
4.2	Das Atmungssystem . . . . .	12
4.3	Kompression, Isopression und Dekompression . . . . .	13
4.4	Aufnahme und Abgabe von Inertgasen durch den menschlichen Körper . . . . .	14
4.5	Physiologische Reaktion auf Stickstoff unter erhöhtem Druck . . .	15
4.6	Physiologische Auswirkungen von Sauerstoff auf den Körper unter erhöhtem Druck . . . . .	15
4.6.1	Abnormal niedriger Sauerstoffgehalt im Körpergewebe (Hypoxie) . . . . .	16
4.6.2	Abnormal hoher Sauerstoffgehalt im Körpergewebe (Hyperoxie) . . . . .	16
4.6.2.1	Sauerstoffvergiftung des zentralen Nervensystems	17
4.6.2.2	Sauerstoffvergiftung der Lunge . . . . .	17
<b>5</b>	<b>Multigewebemodelle</b>	<b>19</b>
5.1	Auf-/Entsättigung der Kompartimente . . . . .	20

5.2	Haldane . . . . .	22
5.3	US - Navy Tabellen . . . . .	22
5.4	Robert Workman . . . . .	23
5.5	Prof. A. A. Bühlmann . . . . .	25
5.5.1	Tolerierbare Inertgaspartialdruckgrenzen . . . . .	27
5.5.2	Tolerierbare Partialdruckgrenzen bei Stickstoff/Helium Gemischen . . . . .	29
5.6	Richard Pyle . . . . .	32
5.7	Gradientenfaktoren nach Eric Baker . . . . .	32
<b>6</b>	<b>Dynamische Blasenmodelle</b>	<b>35</b>
6.1	Die einzelne Gasblase . . . . .	35
<b>7</b>	<b>Sauerstoffvergiftung</b>	<b>38</b>
7.1	Berücksichtigung der Sauerstoffvergiftung . . . . .	38
7.1.1	Sauerstoffvergiftung des zentralen Nervensystems . . . . .	38
7.1.2	Sauerstoffvergiftung der Lunge . . . . .	40
7.2	Oxygen Window . . . . .	42
<b>8</b>	<b>Dekompressionsprogramme</b>	<b>43</b>
8.1	Proplanner . . . . .	43
8.2	Abyss . . . . .	44
8.3	GAP . . . . .	45
8.4	V - Planner . . . . .	46
8.5	Trust . . . . .	46
<b>9</b>	<b>Anwendung eines Dekompressionsprogrammes</b>	<b>47</b>
<b>A</b>	<b>allg. Gleichungen</b>	<b>56</b>
A.1	Absoluter Druck . . . . .	56
A.2	Partialdruck . . . . .	56
A.3	Best Mix . . . . .	56
A.4	Maximum Operation Depth . . . . .	57
A.5	Equivalent Air Depth . . . . .	57
A.6	Equivalent Nitrogen Depth . . . . .	57
A.6.1	Oxygen is not narcotic . . . . .	57
A.6.2	Oxygen is narcotic . . . . .	58
A.7	Oxygen Tolerance Unit . . . . .	58
A.8	Central Nervous System Oxygen Toxicity . . . . .	58
A.9	Barometrische Höhenformel . . . . .	59
A.10	Ideale Gasgesetz . . . . .	59

---

<b>B Mischen von Gasen</b>	<b>60</b>
B.1 Mischen Ansatz 1 . . . . .	60
B.2 Mischen Ansatz 2 . . . . .	60
B.3 Mischen Ansatz 3 . . . . .	61
B.4 Praxis 1 (Nitrox) . . . . .	61
B.5 Praxis 2 (Nitrox) . . . . .	61
<b>C Herleitung der Sättigungsgleichung</b>	<b>62</b>
C.1 für konstante Umgebungsdrücke . . . . .	62
C.2 für konstante Druckänderungen . . . . .	63
<b>D Herleitung der Gradientenfaktoren nach E. Baker</b>	<b>65</b>
D.1 Gradientenfaktoren nach E. Baker . . . . .	66
<b>E <i>EAD</i> – <i>PO<sub>2</sub></i> Tabelle</b>	<b>67</b>
<b>F <i>MOD</i> Tabelle</b>	<b>68</b>
<b>G <i>ZNS</i> Tabelle</b>	<b>69</b>
<b>H <i>ZNS</i> – <i>Halbwertszeiten</i> Tabelle</b>	<b>70</b>
<b>I <i>SAC</i> – <i>Ratio</i> – <i>Factor</i> Tabelle</b>	<b>71</b>
<b>J <i>EAN<sub>x</sub></i> – <i>Mixing</i> Tabelle</b>	<b>73</b>
<b>K <i>Heli</i> – <i>Air</i> Tabelle</b>	<b>74</b>
<b>L Arbeitsbuch</b>	<b>75</b>

# Kapitel 1

## Einleitung

Die Dekompressionstheorie ist ein großes Forschungsgebiet, das sich durch neue Erkenntnisse permanent weiterentwickelt und so immer neue Algorithmen zur Berechnung der Nullzeit bzw. der Dekompressionsstopps hervorbringt. Auch wenn der ambitionierte Sporttaucher oder Tech-Taucher selten die mathematischen, physiologischen und physischen Hintergründe der Dekompressionsalgorithmen kennt, so verläßt er sich doch auf dessen Ergebnisse. Der "IANTD Decompression Software Specialist" Kurs wendet sich an interessierte Taucher, die mehr über die Hintergründe ihrer Dekompressionssoftware oder Tauchcomputer erfahren möchten. Der Kurs beschränkt sich auf das grundlegende Verständnis der Multigewebemodelle, die auch heute noch den größten Teil aller Tauchcomputer und Dekompressionssoftware für den PC beherrschen. Selbst die langsam in den Markt drängenden Blasenmodelle verwenden immer noch ein Multigewebemodell als eine Art Ausgangssituation. So sind die Kenntnisse der Multigewebemodelle als Grundlage zu betrachten, wenn man sich mit Blasenmodellen beschäftigen möchte. Dieses Handbuch (Manual) ist neben der Kursbegleitung zum "IANTD Decompression Software Specialist" auch dafür geeignet, sich noch tiefer in die Materie einzuarbeiten.

Mathematische Herleitungen, Formeln und kryptische mathematische Zeichen sollen einen interessierten Taucher nicht davon abhalten sich näher mit der Thematik auseinander zu setzen, da ein schematisches Wissen über die Vorgänge eines Dekompressionsalgorithmus die Tauchsicherheit erhöhen kann.

Ziel dieses IANTD Tauchkurses ist es, daß sich der Taucher eine Vorstellung von der Arbeitsweise eines Multigewebemodells machen kann.

# Kapitel 2

## Historie

Der durch das Boyle-Mariotsche Gesetz unter Tauchern bekannte Forscher Robert Boyle (1670), war die erste Person, die eine Beobachtung im Zusammenhang mit der Dekompressionskrankheit niederschrieb. In seinen Versuchen komprimierte er eine Schlange, die er anschließend wieder dekomprimierte, dabei konnte er beobachten, daß sich eine Gasblase im Auge der Schlange gebildet hatte.

Bei Menschen kam es zu Dekompressionserkrankungen bei Arbeitern, die in Caissons (Druckbehältern) am Grunde eines Flusses oder Hafens arbeiteten und anschließend wieder dekomprimiert wurden. Zu der Zeit wurde die Dekompressionskrankheit auch Caisson-Krankheit genannt. Später, als die ersten unter Druck stehenden Minen betrieben wurden kam es zu gleichen Symptomen wie bei der Caisson-Krankheit.

Zu dieser Zeit konnte nicht noch niemand erklären, was es mit dieser Krankheit auf sich hatte. Es wurde von Medizinern festgestellt, daß es bei sinkendem Druck zu dieser Krankheit kam und daß sich der Zustand eines Arbeiters bei einem erneuten Anstieg des Druckes verbesserte, wenn er an der Caisson-Krankheit litt [9].

Paul Bert war der erste Mediziner, der sich mit der Thematik näher auseinandersetzte und auch zu dem Schluß kam, daß Teile der Luft mit dem Körper in Relation zum Druck reagierten. Er war es auch der die erste Auftauchgeschwindigkeitsbegrenzung einführte, indem er vorschlug die Arbeiter bzw. Taucher langsam zu dekomprimieren und bei ersten Symptomen der Caisson-Krankheit sofort wieder zu komprimieren und anschließend noch langsamer zu dekomprimieren.

Der nächste große Schritt kam erst ca. 30 Jahre später, als der Physiologe Dr. John Scott Haldane Anfang des 19'ten Jahrhunderts der Dekompressionsthematik zuwandte. Er ist der geistige Vater der Multigewebemodelle und veröffentlichte nach seinen Forschungen an Ziegen und freiwilligen Tauchern der Royal Navy die erste Austauschabelle im Jahre 1907.

Das Prinzip der Multigewebemodelle wurde von vielen Forschern übernommen, wobei sich die Anzahl der betrachteten Gewebe und ihre zugehörigen Halbwertszeiten veränderten. Auch die maximal zulässigen Werte, die die Dauer eines Stop-

pes auf einer Tiefe festlegen veränderten sich, aber die Grundidee blieb erhalten. Wissenschaftler wie Workman, Bühlmann und Spencer haben seit ca. 1950 an dieser Thematik geforscht und ihre Erkenntnisse veröffentlicht.

Ende der 60'er Jahre kam der Doppler-Detektor auf den Markt, mit dessen Hilfe es möglich wurde Blasen im Körper hörbar zu machen. Anfang der 70'er Jahre wurden mit Hilfe des Doppler-Detektors viele Untersuchungen gemacht und es wurden die sogenannten "stillen Blasen" auf der venösen Seite gefunden, die aber nicht zu Symptomen der Dekompressionserkrankung führten. Bis dahin war es nur möglich zwischen "Symptome vorhanden" und "keine Symptome vorhanden" zu unterscheiden, durch den Doppler-Detektor war nun eine differenziertere Aussage über den Verlauf einer Dekompression möglich.

Neuere Dekompressionsmodelle wurden und werden untersucht und entwickelt, die auch den gasförmigen Aggregatzustand eines Gases im Körper berücksichtigen und nicht nur den gelösten. Durch die enorme Entwicklung in der Computertechnik und die dadurch immer leistungsfähigeren Rechner ist es möglich geworden, daß Rechenmodelle auch auf gängigen, für jederman erschwinglichen Rechnern mit benutzerfreundlichen Oberflächen laufen und nicht nur den Großrechnern von Instituten vorbehalten sind. Auch die im Fachhandel erhältlichen Tauchcomputer werden immer leistungsfähiger und so sind in den letzten Jahren nicht nur Tauchcomputer auf den Markt gekommen, die einzig Luft als Atemgas vorsehen, sondern auch verschiedene Gasgemische.

Die Firma Dive Rite brachte Anfang der 90'er Jahre den ersten Nitrox Tauchcomputer auf den Markt, der Nitroxgemische von 21% bis 50% beherrschte. Mitte der 90'er kamen immer mehr Tauchcomputer mit Nitroxfähigkeiten und sogar der Möglichkeit Trimix zu verwenden auf den Markt. Gleichzeitig stieg die Zahl der Dekompressionsprogramme, die sich von einfachen Zeilenorientierten Systemen hin zu komfortablen Programmen mit GUI's (Graphical User Interface) entwickelten, so daß es auch für nicht Computerexperten möglich wurde eigene angepaßte Tauchgangspläne berechnen zu lassen.

# Kapitel 3

## Physikalische Grundlagen

Aus der in der Einleitung gegebenen Übersicht wird deutlich, daß das Aufstellen von Regeln über den Gebrauch von Luft bzw. Gasgemischen beim Taucheinsatz ein näheres Verständnis der dazu gehörenden physikalischen Eigenschaften verlangt. Desweiteren ist der menschliche Körper, wenn er sich unter Wasser begibt, pysiologischen Veränderungen unterworfen, die umso gravierender sind, je tiefer er taucht. Deshalb sollen im folgenden einige Begriffe aus der Thermodynamik von Gasen erläutert werden, um eine Grundlage für das Verständnis der pysiologischen Reaktionen des menschlichen Körpers unter erhöhten Druckbedingungen in Kapitel 4 zu legen. [1].

### 3.1 Ideales Gasgesetz

Die hier interessanten Gase wie Stickstoff, Sauerstoff und Helium können als ideale Gase aufgefaßt werden. Für diese Gase gelten besonders einfache makroskopische Gesetze. Das hat seinen Ursprung darin, daß die Wechselwirkung zwischen den Gasmolekülen für diese Stoffe besonders schwach ist. Die Wechselwirkungsenergie ist gegenüber der kinetischen Energie der Moleküle vernachlässigbar. Die einzelnen Gasmoleküle können als punktförmige Gasatome aufgefaßt werden. Die entsprechende, aus der statistischen Mittelung erhaltene Zustandsgleichung, bezogen auf die Gasmenge von einen Mol lautet

$$P \cdot V = R \cdot T$$

und ist bekannt als das ideale Gasgesetz. Hierbei ist  $R$  die universelle Gaskonstante, mit dem Wert  $R = 8,31451 \frac{J}{K \cdot mol}$  [6].  $V$  entspricht dem Volumen in Kubikmetern  $m^3$ ,  $T$  der Temperatur in Kelvin  $K$  und  $P$  dem Druck in Pascal  $Pa$ . Die gebräuchliche Maßeinheit in der Tauchtechnik ist jedoch immer noch das Bar  $bar$  [6]. Ein  $bar$  entspricht  $10^5 Pa$  (100000  $Pa$ ) [7].

## 3.2 Druck

Jeder, der schon einmal mit einem Flugzeug geflogen ist, kennt das Gefühl, daß sich bei dem Landeanflug ein leichter Schmerz auf die Ohren legt und umso stärker wird, je tiefer das Flugzeug sinkt. Dies wird durch den zunehmenden Druck hervorgerufen. Die Druckkraft, die ein Gas auf eine begrenzende Wand ausübt, beruht auf den Stößen, wie in Abbildung 3.1 gezeigt, der Gasmoleküle gegen sie. Wegen der großen Anzahl der Moleküle kann man den Druck  $P$  des Gases auf die Wand als Mittelwert der Druckkraft je Flächeneinheit betrachten.

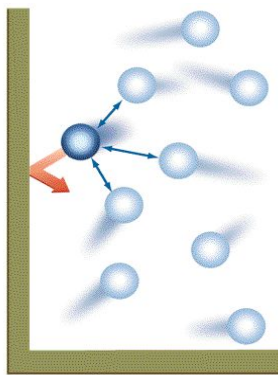


Abbildung 3.1: Druck verursacht durch die Stöße von Molekülen gegen die Wand

### 3.2.1 Barometrischer Druck

Unter der Wirkung der Molekularbewegung versucht das Gas sich gleichmäßig über den gesamten zur Verfügung stehenden Raum zu verteilen. Auf der Erde wirkt dem die Schwerkraft  $g$  entgegen und versucht das Gas in der tiefst möglichen Lage zu verdichten. Unter der gemeinsamen Wirkung dieser beiden Ursachen stellt sich ein zeitunabhängiger (stationärer) Zustand ein, bei dem der Gasdruck und die Gasdichte  $\rho$  mit zunehmender Höhe  $h$  abnehmen. Dies wird durch die Exponentialfunktion

$$\rho = \rho_0 \cdot e^{\frac{-g \cdot h \cdot \rho_0}{P_0}}$$

beschrieben, in der die Gasdichte  $\rho$ , von der Gasdichte  $\rho_0$  ausgehend, mit zunehmender Höhe immer geringer wird. Die Erdanziehung  $g$  entspricht  $9,81 \frac{m}{s^2}$ . Wegen  $\frac{P}{P_0} = \frac{\rho}{\rho_0}$ , folgt für den Druck

$$P = P_0 \cdot e^{\frac{-g \cdot h \cdot \rho_0}{P_0}} \quad (3.1)$$

Die Druckabnahme verläuft, wie die Gasdichte, exponentiell und wird durch die

barometrische Höhenformel beschrieben. Mit der barometrischen Höhenformel, nach Gleichung 3.1, ist es möglich, unter Annahme einer isothermen Atmosphäre (konstante Temperatur), den Luftdruck in einer beliebigen Höhe zu berechnen. In Gleichung 3.1 steht  $P_0$  für den Ausgangsdruck, der auf Meeresniveau 1,013 bar beträgt [8]. Die Erdbeschleunigung  $g$  ist mit  $g = 9,81 \frac{m}{s^2}$  annähernd überall konstant und die Dichte  $\rho_0$  wird mit  $1,293 \frac{kg}{m^3}$  auf Meeresniveau, bei einer Temperatur  $T$  von  $0^\circ C$  angegeben [1].

### 3.2.2 Hydrostatischer Druck

Eine der Schwerkraft nicht unterworfenen Flüssigkeit übt auf die Wandung eines sie umschließenden Gefäßes überall den gleichen Druck aus. Im Inneren und an den Grenzflächen einer der Schwerkraft nicht unterworfenen Flüssigkeit herrscht überall der gleiche hydrostatische Druck. Ist eine Flüssigkeit der Schwerkraft unterworfen, so rührt der Druck in ihrem Inneren nicht nur von den Druckkräften her, die von ihren Wandungen oder vom Luftdruck (bei freier Oberfläche) auf sie ausgeübt werden, sondern auch von dem Gewicht der höheren Flüssigkeitsschichten. Die Kompressibilität von Wasser ist vernachlässigbar und so entsteht ein linearer Verlauf der Druckzunahme mit zunehmender Tiefe. Der Druck  $P$  läßt sich aus der Dichte  $\rho$  des Wassers, der Erdbeschleunigung  $g$  und der Tiefe  $D$  berechnen. Setzt man für die Dichte  $\rho = 1,019 \frac{kg}{l}$  und für die Erdbeschleunigung  $g = 9,81 \frac{m}{s^2}$  ein, so ergibt sich pro 10 m Wassertiefe eine Druckzunahme von 1 bar [8]. Um nun den absoluten Druck zu errechnen muß man den Druck in der gewünschten Tiefe ermitteln und den Luftdruck nach Gleichung 3.1 addieren. Dann kommt man zu Gleichung 3.2.

$$P_{abs} = \rho \cdot g \cdot D + P_0 \cdot e^{\frac{-g \cdot h \cdot \rho_0}{P_0}}$$

$$\boxed{P_{abs} = P_h + P_l} \quad (3.2)$$

Gleichung 3.2 kann zur Berechnung des absoluten Druckes in einer beliebigen Wassertiefe, bei gegebener Höhe herangezogen werden. Dies kann sowohl ein Berrsee auf z.B. 1500 m sein, als auch das Meer.

## 3.3 Verdichtung von Gasen

Wie in Abschnitt 3.1 beschrieben wird hier das ideale Gasgesetz zur Beschreibung der Gase verwendet. Wird eine gewisse Menge dieser punktförmigen Gasatome in einen abgeschlossenen Behälter gegeben, so stellt sich ein Druck ein, der von dem Volumen und der Temperatur des Gases abhängt. Dieser wird von den umherfliegenden Gasatomen, die mit der Wand des Behälters kollidieren verursacht.

Verkleinert man das Volumen  $V$  gemäß Abbildung 3.2 und läßt die Gasatomanzahl konstant, so stellt sich ein höherer Druck  $P$  ein, der mit der erhöhten Anzahl von Kollisionen der Gasatome mit der Wand erklärt werden kann [8].

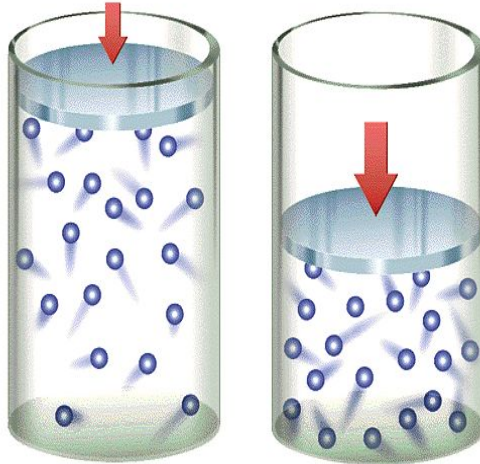


Abbildung 3.2: Kompression eines Gases

Es könnte auch ein höherer Druck erzielt werden, wenn das Volumen konstant bleibt und die Anzahl der Gasatome erhöht würden, wie dies bei Sauerstoff- oder Preßluftflaschen, die beim Tauchen verwendet werden, der Fall ist. Als dritte Möglichkeit kann man noch eine Erhöhung der Temperatur nennen. Dabei erhöht sich die Geschwindigkeit der Moleküle und sie stoßen öfter mit der Wand zusammen [11].

### 3.4 Partialdruck

Besteht ein Gas aus einer Mischung mehrerer idealer Gase, so übt jedes für sich den gleichen Druck aus, den es ausüben würde, wenn es alleine anwesend wäre. Über den Gesamtdruck in einem Gasgemisch sagt das Gesetz von Dalton folgendes aus: Der Gesamtdruck eines Gasgemisches ist gleich der Summe der Teildrücke der einzelnen Gase im Gemisch [9].

$$P_{ges} = p_1 + p_2 + \dots + p_n$$

Der Partialdruck (Teildruck)  $p_G$  eines Gases errechnet sich als Produkt aus dem Gesamtdruck  $P$  des Gasgemisches und dem Anteil (Fraktion)  $F_G$  des Gases. Gleichung 3.3 kann zur Berechnung des Partialdruckes für jede beliebige Gasart verwendet werden [9].

$$p_G = P \cdot F_G \quad (3.3)$$

Erhöht sich der absolute Druck  $P$  so nehmen auch die Partialdrücke  $p_G$  der einzelnen Gase entsprechend ihrem Anteil  $F_G$  zu.

### 3.5 Löslichkeit von Gasen in Flüssigkeiten

Kommt ein Gas mit einer Flüssigkeit in Kontakt, so kann es durch diese aufgenommen (absorbiert) werden. Es handelt sich dabei um eine Lösung des Gases (gelöster Stoff) in der Flüssigkeit (Lösungsmittel). Auch eine Lösung von mehreren Gasen in einer Flüssigkeit ist möglich. Das Mengenverhältnis der Komponenten ist stetig veränderlich. Der relative Abstand zwischen den einzelnen Molekülen einer Flüssigkeit ist viel kleiner als bei einem Gas, aber bedeutend größer als bei einem festen Körper. Aufgrund der relativen Abstände zwischen den Molekülen einer Flüssigkeit ist genügend Platz vorhanden, um im Raum dazwischen Gasmoleküle einzufangen. Tritt eine solche Umschließung der Gasmoleküle von den weitaus zahlreicheren Molekülen der Flüssigkeit auf, so ist das Gas in der Flüssigkeit gelöst. Diese Löslichkeit ist auf molekularer Ebene eine Folge der Diffusion. Es gibt eine obere Grenze der Löslichkeit des gelösten Stoffes, die darüber hinausgehende Menge ist der Überschuß des gelösten Stoffes. Wenn über einer Flüssigkeit (z.B. Wasser) eine Gasatmosphäre (z.B. Luft) mit einem bestimmten Druck liegt, dann werden solange Gasmoleküle in die Flüssigkeit eindringen, bis ein Gleichgewicht zwischen dem Gasdruck in der Flüssigkeit und dem Gasdruck über der Flüssigkeit hergestellt ist. Diese Lösung, die im Gleichgewicht mit einem ungelösten Überschuß des gelösten Stoffes steht, heißt gesättigt. Die Löslichkeit hängt von der Natur der Komponenten und den äußeren Bedingungen wie Druck und Temperatur ab. Ein Gesetz das nach Joseph Henry benannt wurde (das Gesetz von Henry) besagt, daß die Gasmenge, die sich bei gegebener Temperatur in der Volumeneinheit der Flüssigkeitsmenge lösen kann, dem Druck des ungelöst bleibenden Gases proportional ist [9]. Abbildung 3.3 zeigt, daß bei geringerem Druck  $P_1$  (links) auch weniger Gasmoleküle in Lösung gehen und so der Gasdruck  $C_1$  geringer ist, als bei einem höheren Druck (rechts), bei dem mehr Gasmoleküle in Lösung gehen und der Gasdruck  $C_2$  höher ist.

Eine erhebliche Bedeutung für die druckabhängige Löslichkeit der Gase ergibt sich für das Tauchen in dem Problem der Dekompressionskrankheit. Es sind aber über die rein physikalischen Gesetzmäßigkeiten hinaus noch eine Reihe weiterer Faktoren von Bedeutung. Die Löslichkeit hängt, wie in Abbildung 3.3 gezeigt, von dem Druck  $P$  auf die Flüssigkeit ab, aber auch von der Temperatur  $T$  und dem Gas das in Lösung geht. So hat jedes Gas einen spezifischen Löslichkeitskoeffizienten  $\alpha$ , der von der Temperatur abhängt. Für konstante Temperaturen sieht das Gesetz von Henry so aus:

$$\alpha \cdot \frac{p}{C} = \textit{konstant}$$

Der Löslichkeitskoeffizient  $\alpha$  ist die Menge eines Gases in Milliliter, die sich bei

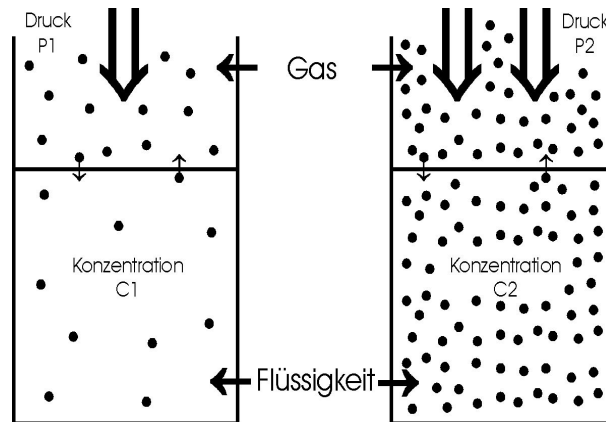


Abbildung 3.3: Verhältnis des Umgebungsdruckes zu der in Lösung befindlichen Gasmenge

1,013 bar Partialdruck in 1 l Flüssigkeit bei gegebener Temperatur lösen kann [9]. Dabei ist  $p$  der Partialdruck des Gases über der Flüssigkeit und  $C$  der Gasdruck (Konzentration) in der Flüssigkeit. In der folgenden Tabelle sind einige Löslichkeitskoeffizienten für verschiedene Gase in Abhängigkeit von der Temperatur aufgelistet [9].

Tabelle 3.1 Löslichkeitskoeffizienten					
Temp. (°C)	Luft	Sauerstoff	Stickstoff	Helium	Kohlendioxid
0	29,2	48,9	23,5	9,5	35,4
5	25,7	42,9	20,9	9,2	31,5
10	22,8	38	18,6	9,0	28,2
15	20,6	34,2	16,9	8,8	25,4
20	18,7	31	15,5	8,7	23,2
25	17,1	28,3	14,3	8,5	21,4
30	15,6	26,1	13,4	8,4	20,0
35	14,8	24,4	12,6	8,3	18,8
40	14,1	23,1	11,8	8,3	17,6

### 3.6 Diffusion

Den in Abschnitt 3.5 beschriebene Vorgang nennt man Diffusion. Grundsätzlich ist die Diffusion ein Transport eines Stoffes. Die Diffusion ist eine Folge des Bestrebens der Moleküle, sich über den ganzen verfügbaren Raum gleichmäßig zu verteilen und Konzentrationsunterschiede auszugleichen. Hier ist die Diffusion

von Gasen in Flüssigkeiten und die Diffusion von Gasen durch poröse Wände interessant, da die Gasaufnahme und die Gasabgabe in den Körper eines Tauchers eine große Rolle spielt. Die Diffusion erfolgt um so schneller, je größer die Molekulargeschwindigkeit des diffundierenden Gases ist und je ungestörter sich die Moleküle (bzw. Atome im Falle von He) bewegen können. Je kleiner die Masse der Moleküle (bzw. Atome) eines Gases ist, umso größer ist bei gegebener Temperatur ihre mittlere Geschwindigkeit. Hieraus folgt, daß schwere Moleküle langsamer als leichte Moleküle diffundieren.

Gasgemisch	Gas	Dichte [ $\frac{g}{l}$ ]
-	Wasserstoff	0,08907
-	Helium	0,17868
-	Stickstoff	1,25060
-	Kohlendioxid	1,97690
-	Sauerstoff	1,42895
Luft	-	1,29300

### 3.6.1 Isobare Diffusion

Die bisher beschriebene Diffusion aus Abschnitt 3.5 ist immer mit einer Druckänderung verbunden. Es besteht jedoch auch die Möglichkeit einer Diffusion, wenn der Druck konstant ist. Würde man ein Gefäß mit einer ungesättigten Flüssigkeit einer reinen Stickstoffatmosphäre aussetzen und diese konstant bei 1 bar halten, so würde nach einer bestimmten Zeit die Flüssigkeit voll gesättigt sein und genauso viele Moleküle in die Flüssigkeit hinein wie heraus diffundieren. Obwohl der Druck konstant geblieben ist, hat eine Diffusion in die Flüssigkeit hinein stattgefunden. Möglich ist auch eine gleichzeitige Diffusion in entgegengesetzte Richtungen. Wird das Gefäß mit der gesättigten Lösung einer Heliumatmosphäre ausgesetzt, die auch konstant auf 1 bar gehalten wird so findet die isobare Gegendiffusion statt. Um einen Konzentrationsausgleich zu schaffen diffundiert Stickstoff aus der Flüssigkeit heraus und gleichzeitig Helium in die Flüssigkeit hinein. Der Vorgang ist dann abgeschlossen, wenn der Partialdruck des Stickstoffes in der Atmosphäre gleich dem Partialdruck des Stickstoffes in der Flüssigkeit ist. Gleiches gilt auch für das Helium. Die isobare Gegendiffusion spielt eine Rolle bei der Wahl des Atemgases durch den Tauchgangsplaner.

# Kapitel 4

## Physiologische Reaktionen des Körpers beim Tauchen

Taucht ein Mensch unter die Wasseroberfläche, so begibt er sich in eine Welt, in der er sich nur für kurze Zeit aufhalten kann. Diese Zeit kann durch entsprechende technische Hilfsmittel verlängert werden. Der begrenzende Faktor ist jedoch der Mensch selbst. So ist er in der Vergangenheit immer wieder an seine physischen und psychologischen Grenzen gestoßen. Die folgenden Abschnitte sollen ein grundlegendes Verständnis für die physiologischen Reaktionen des menschlichen Körpers geben, wenn dieser sich mit einem entsprechenden Atemgas unter Wasser begibt.

### 4.1 Der Blutkreislauf

Damit Leben existieren kann, müssen anorganische und organische Substanzen einem Stoffwechsel unterzogen werden; dem Metabolismus. Damit eine Verbrennung stattfinden kann, wird Sauerstoff benötigt und gleichzeitig muß das Abfallprodukt dieser Verbrennung, das Kohlendioxyd, abtransportiert werden. Diese Aufgabe übernehmen bei normalen Umgebungsdruck hauptsächlich die im Blut befindlichen roten Blutkörperchen, die Hämoglobin enthalten. Darüber hinaus wird auch, in Abhängigkeit des Sauerstoffpartialdruckes ( $pO_2$ ) Sauerstoff im Blutplasma gelöst und ebenfalls durch den Blutkreislauf transportiert. In den Körperkapillaren findet der Gasaustausch statt. Das Hämoglobin gibt den Sauerstoff an die Zelle ab und nimmt das Abfallprodukt Kohlendioxyd auf. Das mit  $CO_2$  beladene Hämoglobin wird durch die Venen zu den Lungenkapillaren gepumpt, wo ein erneuter Gasaustausch stattfindet. Kohlendioxyd wird abgegeben und Sauerstoff aufgenommen. Die Aterien führen das sauerstoffreiche Blut wieder zu den Körperkapillaren. Wird mehr Sauerstoff von den Zellen benötigt, so muß die Flußgeschwindigkeit des Blutes steigen, was über eine erhöhte Herzfrequenz erreicht wird. Die Regelung der Herzfrequenz übernehmen Rezeptoren, die den

Kohlendioxydgehalt im Blut messen und bei einem Anstieg des  $CO_2$  die Herzfrequenz erhöhen [9].

Das Blut transportiert neben Sauerstoff und Kohlendioxyd auch noch Inertgase, die vom Körper nicht gebraucht werden, aber in der Atemluft vorhanden sind. Diese Gase, zumeist Stickstoff, diffundieren in den Lungenkapillaren durch die Zellwände und gehen im Blutplasma in Lösung. Durch das Blutplasma werden diese Gase im gelösten Zustand zu den Körperkapillaren transportiert, wo sie aus dem Blutplasma in die Zellen diffundieren. Dies geschieht solange, bis ein Gleichgewicht zwischen der Menge im Blutplasma und der Menge in den Körpergeweben hergestellt ist. Dabei bestimmt der Partialdruck des entsprechenden Gases im Gewebe und im Blutplasma die Geschwindigkeit der Aufsättigung. Auf die gleiche Weise, nur in umgekehrter Reihenfolge, können diese Gase den Körper auch wieder verlassen [9].

## 4.2 Das Atmungssystem

Das Atmungssystem funktioniert in Verbindung mit dem Blutkreislauf, indem es dafür sorgt, daß in den Alveolen frisches Gas zum Austausch bereit steht. Die Alveolen werden von den Lungenkapillaren umschlossen und es findet hier wie in 4.1 beschrieben ein Gasaustausch statt. Die Alveolen münden in die Bronchiolen, die wiederum zu den Stammbronchien zusammenlaufen. Die zwei Stammbronchien sind mit der Luftröhre (Trachea) verbunden, die am Kehledeckel endet, wo der Rachenraum beginnt. Dort gibt es einen oralen und einen nasalen Durchgang, durch die jeweils das Gas ein- bzw. wieder ausgeatmet wird. Des weiteren unterscheidet man den rechten und linken Lungenflügel, die sich wiederum in drei bzw. zwei Lungenlappen unterteilen. (links nur zwei Lungenlappen, da sich an dieser Stelle auch das Herz befindet) Durch die Tätigkeit der Brustmuskulatur bzw. durch das Zwerchfell kann nun die Lunge mit Gas gefüllt bzw. entleert werden, wobei auch bei vollständiger Ausatmung ein Restvolumen in der Lunge verbleibt. Die Atemfrequenz wird durch dieselben Chemorezeptoren geregelt, die auch die Herzfrequenz beeinflussen, aber anders als bei der Herzfrequenz kann der Mensch direkten Einfluß auf die Atemfrequenz nehmen (Hyperventilieren, Luft anhalten usw.) Bei der Einatmung wird das Atemgas angefeuchtet und ist, bis es die Alveolen erreicht hat, bis zu 100% mit Wasserdampf gesättigt [10]. Die Atmung kann nun in drei Phasen eingeteilt werden:

### 1. Phase: Äußere Atmung

Hierbei wird in den Alveolen der Lungen durch Diffusion ein Gleichgewicht zwischen dem  $CO_2$ -reichen, aber  $O_2$ -armen Blut und der  $O_2$ -reichen, aber  $CO_2$ -armen Luft in den Lungenalveolen angestrebt, d.h.  $CO_2$  wird aus dem Blut abgegeben und  $O_2$  aufgenommen.

## 2. Phase: Transport durch das Blut

Nach dem Gasaustausch in den Alveolen wird der Sauerstoff jetzt, gebunden an das Hämoglobin der Erythrozyten, an die Zellen des Körpers weitertransportiert.

## 3. Phase: Innere Atmung

Bei dem engen Kontakt der Erythrozyten im Kapillarbereich mit den Körperzellen erfolgt ebenso wie in der Lunge ein Ausgleich der unterschiedlichen Konzentrationen von  $O_2$  und  $CO_2$ . Jetzt liegt im Blut die höhere  $O_2$ -Konzentration vor, weshalb  $O_2$  aus dem Blut in die Zelle und  $CO_2$  aus der Zelle diffundiert.

# 4.3 Kompression, Isopression und Dekompression

Ein Tauchgang wird immer in drei Phasen aufgeteilt:

- Kompressionsphase
- Isopressionsphase
- Dekompressionsphase

Wobei mit der Kompression begonnen wird und stets die Dekompressionsphase am Ende erfolgt. Bei der Kompressionsphase handelt es sich um eine Zunahme des Umgebungsdruckes welche von der Tiefe abhängig ist. Ist die gewünschte Tiefe erreicht worden, so beginnt die Isopressionsphase, bei der es im Idealfall keine Druckveränderungen mehr gibt. Soll der Tauchgang beendet werden, so beginnt die Dekompressionsphase, in der der Umgebungsdruck wieder gesenkt wird. Normalerweise ist der Umgebungsdruck zu Beginn eines Tauchganges identisch mit dem Umgebungsdruck am Ende der Dekompressionsphase. Setzt man diese drei Phasen hintereinander, erhält man ein klassisches Rechteckprofil eines Tauchganges

- Abtauchen - Kompression
- Tauchen - Isopression
- Auftauchen - Dekompression

gemäß Abbildung 4.1. In der Realität wird während eines Tauchganges nicht konstant eine Tiefe gehalten und somit erhält man ein Profil, in dem nach einer anfänglichen Kompression alle drei Phasen in nahezu beliebiger Reihenfolge hintereinander auftreten können. Im Gegensatz zum klassischen Rechteckprofil erhält man hier ein Multilevelprofil [11].

## 4.4 Aufnahme und Abgabe von Inertgasen durch den menschlichen Körper

Wie in 4.1 (Der Blutkreislauf) erwähnt, werden außer Sauerstoff und Kohlendioxid noch Inertgase über die Atmung und den Blutkreislauf zu den Geweben und zurück transportiert. Die Menge der gelösten Gase in den Geweben hängt vom Partialdruck eines jeden Inertgases ab. Der Partialdruck eines Inertgases (z.B. Stickstoff) setzt sich aus dem Umgebungsdruck (z.B. 1 bar bzw.  $10^5 Pa$  an der Oberfläche auf Meeresebene) und dem Anteil (für  $N_2$  in der Luft: 0,79) im Atemgas zusammen. Von diesem Partialdruck ( $0,79 \cdot 1 \text{ bar} = 0,79 \text{ bar } pN_2$ ) muß noch der Wasserdampf (0,0627 bar) in den Lungen abgezogen werden ( $0,79 \text{ bar} - 0,0627 \text{ bar} = 0,7273 \text{ bar } pN_2$ ). Ist der Partialdruck dieses Inertgases im Blut geringer als der in den Alveolen, so diffundiert das Gas durch die Zellwände in das Blut, bis ein Ausgleich geschaffen worden ist. Begibt sich ein Taucher in die Kompressionsphase, so steigt der Umgebungsdruck und damit auch der Partialdruck des Inertgases an. In diesem Fall ist der Partialdruck in den Alveolen größer als der im Körper und somit wird mehr Inertgas im Körper gelöst [10].

Hat der Taucher seine Zieltiefe erreicht, befindet er sich in der Isopressionsphase und wird solange weiter Inertgas aufnehmen bis das Gleichgewicht zwischen den Partialdrücken im Atemgas und in den Geweben wiederhergestellt ist.

Steigt der Taucher wieder zur Oberfläche auf, so kehrt sich der Prozeß um und der Körper gibt wieder Inertgas ab. In diesem Fall entsteht ein Überdruck im Körper, der bis zu einem gewissen Punkt toleriert wird. Wird dieser Punkt überschritten, dann geht das Gas aus der Lösung und nimmt seinen gasförmigen Zustand an. Die Folgen dieser Gasblasen, die das Gewebe schädigen, erstrecken sich von leichten Symptomen, wie Hautrötungen und Kribbeln bis zu starken Schmerzen, Sehstö-

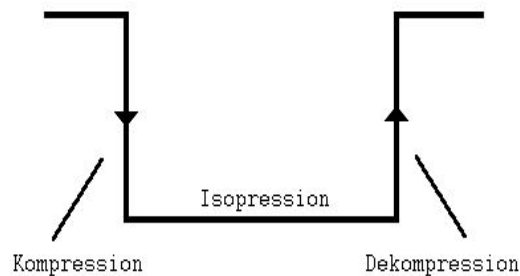


Abbildung 4.1: Klassisches Tauchprofil

---

rungen, Hörstörungen, Lähmungen und können letal enden. Bleibt man unter der Toleranzgrenze, kommt es trotzdem auf der venösen Seite zur Gasblasenbildung. Diese Mikrogasblasen werden stille Blasen genannt, weil sie keine Symptome einer Dekompressionskrankheit auslösen und durch die Lunge absorbiert werden. Die Toleranzgrenze für diesen Überdruck ist von Gewebe zu Gewebe unterschiedlich. Gewebe, die stark durchblutet sind (z.B. zentrales Nervensystem), sind schneller mit einem Inertgas ge-/entsättigt und haben eine höhere Toleranzgrenze für Inertgasüberdrücke. Die quantitative Menge des gelösten Gases hängt von dem entsprechenden Gas und dem spezifischen Gewebe ab. Jedes Gas besitzt einen Löslichkeitskoeffizienten, der angibt, wieviel Milliliter des Gases sich bei einer bestimmten Temperatur und 1 *bar* Partialdruck in einem Liter Flüssigkeit lösen. Der spezifische Löslichkeitskoeffizient ist temperaturabhängig und nimmt mit fallender Temperatur zu. Die zeitliche Auf- und Entsättigung erfolgt exponentiell und um so schneller, je stärker das Gewebe durchblutet ist [10].

## 4.5 Physiologische Reaktion auf Stickstoff unter erhöhtem Druck

Obwohl Stickstoff zu den Inertgasen (Inertgas = ohne chemische Reaktion im Organismus) gehört, ist heute bekannt, daß es sehr wohl eine physiochemische Reaktion im Organismus hervorrufen kann. Ab einem Partialdruck von ca. 3,2 *bar*  $pN_2$  können bereits erste Symptome auftreten. Dabei handelt es sich um einen Zustand verminderter physischer und psychischer Leistungsfähigkeit, der bei einer weiteren Erhöhung des Stickstoffpartialdruckes zunimmt. Dieser Zustand ist als Tiefenrausch oder als Stickstoffnarkose bekannt [11]. Obwohl Stickstoff als Inertgas keine Reaktionen im Organismus eingeht, besitzt er wie auch andere Inertgase eine narkotische Potenz. Gemäß der Hypothese von Meyer und Overton führen alle gasförmigen und flüchtigen Substanzen zur Narkose, wenn sie sich in den lipidhaltigen Strukturen der Zellmembranen anreichern. Entsprechend steigen die narkotischen Eigenschaften der Inertgase linear zu ihrer Fettlöslichkeit an [12]. Setzt man die narkotische Wirkung von Stickstoff auf 1 und normiert die anderen Inertgase nach Stickstoff, so erhält man die in Abbildung 4.2 gezeigte Relation. Anhand der Abbildung 4.2 kann man erkennen, welche Gase sich für den Ersatz des Stickstoffes zur Verringerung des Tiefenrausches eignen und welche nicht.

## 4.6 Physiologische Auswirkungen von Sauerstoff auf den Körper unter erhöhtem Druck

Die Funktionstüchtigkeit des menschlichen Körpers und die Konzentrationsfähigkeit hängen nicht nur vom Sauerstoffanteil im Atemgas ab, sondern vom Par-

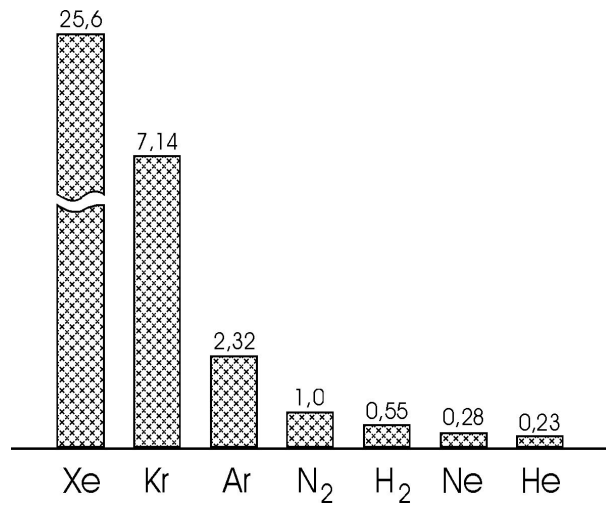


Abbildung 4.2: Relative narkotische Wirkung der Inertgase

tialdruck des Sauerstoffes, der sich aus dem Umgebungsdruck und dem Anteil des Sauerstoffes im Atemgas zusammensetzt [9]. Der normoxische Partialdruck beträgt im Mittel 0,21 bar. Dieser variiert in Abhängigkeit der Wetterlage und der Höhe des Aufenthaltsortes. Dabei darf der Partialdruck des Sauerstoffes einen bestimmten Bereich nicht über- oder unterschreiten.

#### 4.6.1 Abnormal niedriger Sauerstoffgehalt im Körpergewebe (Hypoxie)

Fällt der Sauerstoffpartialdruck unter 0,16 bar, so treten Mangelerscheinungen auf. Die Symptome, die auftreten können, wie vermindertes Urteilsvermögen, Verwirrung und extremes Wohlbefinden, fallen der betroffenen Person selten auf, da sich diese ihres Zustandes nicht bewußt ist. Fällt der Sauerstoffpartialdruck auf unter 0,1 bar, so sind Bewußtlosigkeit und Tod die Folge [12]. Hypoxie tritt bei einem Tauchengang selten auf und ist auf Fehler der Taucher zurückzuführen. Es handelt sich dabei um nicht korrekt gemischte Gase und/oder um das Unterlassen einer Messung dieser Gase vor dem Tauchengang, sowie der Einatmung eines Gases, daß für große Tiefen bestimmt ist.

#### 4.6.2 Abnormal hoher Sauerstoffgehalt im Körpergewebe (Hyperoxie)

Wird in den Alveolen Sauerstoff im Überdruck angeboten, kommt es neben der im normobaren Zustand schon fast vollständigen Sättigung des Hämoglobins mit Sauerstoff zusätzlich zur vermehrten physikalischen Lösung des Sauerstoffes im

Blut [12]. Daraus resultiert ein zu hoher Sauerstoffgehalt im Körpergewebe (Hyperoxie) und damit ein zu hoher Partialdruck des Sauerstoffes. Hierbei kommt es bei entsprechend langer Einwirkungszeit zu einer Schädigung des Gewebes. Hohe Sauerstoffpartialdrücke wirken gefäßverengend und durch den dadurch entstandenen verminderten Durchmesser (Vasoconstriction) der Blutadern wird der Blutstrom verringert. Durch den hohen Sauerstoffpartialdruck ist weiterhin eine genügende Versorgung aller Organe mit Sauerstoff gewährleistet. Dabei werden die Organe hauptsächlich von  $O_2$ , das im Blutplasma gelöst ist, versorgt. Das Abfallprodukt des Metabolismus, das Kohlendioxyd, wird aber in gleichbleibender Menge produziert. Der Großteil des Hämoglobins ist in dieser Situation mit  $O_2$  besetzt und fällt für den Abtransport des  $CO_2$  aus. Da es durch die Vasoconstriction zusätzlich zu einem vermindertem Blutfluß kommt, wird der Abtransport des  $CO_2$  weiter behindert. Es kommt zu einer erhöhten  $CO_2$  Konzentration im Körper, die eine Sauerstoffvergiftung begünstigt [9].

#### 4.6.2.1 Sauerstoffvergiftung des zentralen Nervensystems

Bei der Sauerstoffvergiftung des zentralen Nervensystems kann es zu einem plötzlichen und ohne Vorwarnung auftretenden Krampfanfall kommen, der sich über den ganzen Körper erstreckt. Der hohe Sauerstoffpartialdruck hemmt die GABA-Ausschüttung (wichtiger inhibitorischer Neurotransmitter im ZNS) und durch den Ausfall dieses Enzyms können Nerven in einigen Bereichen ungehemmte Aktivitäten entwickeln. Bei motorischen Nerven können die oben beschriebenen Krampfanfälle auftreten. In einigen Fällen gibt es Symptome, die als Warnzeichen gedeutet werden können, wie zum Beispiel:

- Sehstörungen
- Hörstörungen
- vereinzelte Muskelzuckungen
- Übelkeit und Erbrechen
- Benommenheit

In einem solchen Fall muß der Sauerstoffpartialdruck sofort gesenkt werden, damit es nicht zu Krampfanfällen kommt [12]. Diese Art der Sauerstoffvergiftung wird auch heute noch als "Paul-Bert-Effekt" nach dem französischen Physiologen Paul Bert(1830 - 1886) bezeichnet.

#### 4.6.2.2 Sauerstoffvergiftung der Lunge

Ein weiteres Zielorgan der Sauerstoffvergiftung ist die Lunge. Der britische Arzt J. Lorrain Smith hat die Sauerstoffvergiftung der Lunge 1899 als erster beschrieben und bezeichnete sie als langsame Form der Sauerstoffvergiftung. Es werden

Veränderungen der Lipoproteine des oberflächenstabilisierenden Faktors und eine Beeinflussung von Enzymreaktionen vermutet. Die pathophysiologischen Veränderungen beinhalten:

- eine Abnahme der Lungenelastizität
- eine Abnahme der Vitalkapazität
- eine Abnahme des maximalen Atemminutenvolumens
- eine Abnahme der Diffusionskapazität
- eine Abnahme der lokalen Infektabwehr

Die Sauerstoffvergiftung der Lunge wird als "Lorrain-Smith-Effekt" bezeichnet [9].

Alle einstellbaren Parameter eines Dekompressionsprogramms haben einen physikalischen und/oder pysiologischen Hintergrund, die den Algorithmus des Programms beeinflussen. Wenn man Parameter in einem solchen Programm verändert, sollte man wissen wozu sie da sind und welche Auswirkungen sie auf den durch das Programm generieren Tauchplan haben.

# Kapitel 5

## Multigewebemodelle

Dekompressionsmodelle beschreiben anhand von beobachteten und reproduzierbaren Ereignissen Wege einen möglichen Dekompressionsunfall zu vermeiden. Leider gibt es bis heute kein Dekompressionsmodell, das einen Dekompressionsunfall zu 100% ausschließt. Dekompressionsmodelle entstehen durch jahrelange Forschung und unzählige Testreihen. Um später eine Aussage über die Effizienz eines solchen Dekompressionsmodelles zu machen, müssen eine sehr große Anzahl von Tauchgängen und deren Ausgang erfaßt werden, um diese statistisch auswerten zu können. Somit sind junge Modelle, die sich von der Theorie her gut anhören, erstmal als unsicher zu betrachten bis eine genügend große Menge an Tauchgangsdaten nach diesem Modell zur statistischen Auswertung vorliegt. Als Beispiel sei hier das VPM Modell erwähnt, das zu VPM-B überarbeitet wurde, nachdem man genügend Informationen über Tauchgänge mit diesem Modell gesammelt hatte. Auch das beste Dekompressionsmodell nutzt nichts, wenn man es nicht über einen Algorithmus beschreiben kann, der sich in ein Computerprogramm implementieren läßt. Diese Algorithmen bieten zudem meistens noch die Möglichkeit zusätzliche Parameter anzugeben, mit denen sich ein Sicherheitsfaktor einstellen läßt.

Die Multigewebemodelle sind die ältesten und die noch am weit verbreitetsten Dekompressionsmodelle. Eine Vielzahl der Tauchcomputer und der Dekompressionsprogramme basieren auf ihnen. Allen Multigewebemodellen ist gemein, daß sie den menschlichen Körper in unterschiedliche Gewebe, die sogenannten Kompartimente, aufteilen. Diese werden dann, entsprechend ihrer Durchblutung mit Halbwertszeiten versehen. Ist ein Gewebe stark durchblutet, so ist es ein schnelles Gewebe mit einer kleinen Halbwertszeit. Ist es hingegen kaum durchblutet, so ist es ein langsames Gewebe mit einer großen Halbwertszeit. Die so von der Perfusion abhängigen Halbwertszeiten sind in der Realität nicht konstant. So ist leicht nachzuvollziehen, daß unter großer körperlicher Anstrengung die Muskulatur stärker durchblutet wird als im Ruhezustand.

## 5.1 Auf-/Entsättigung der Kompartimente

Bei allen Multigewebemodellen geht man von der Differentialgleichung

$$\boxed{\frac{dp(t)}{dt} = k \cdot (p_{in} - p(t))} \quad (5.1)$$

aus, über die die Auf- und Entsättigung eines Kompartimentes berechnet werden kann. In dieser Differentialgleichung werden für die Gewebe nur die Partialdrücke  $p(t)$  berücksichtigt, nicht die Menge des gelösten Inertgases. In Gleichung 5.1 ändert sich der Partialdruck  $dp(t)$  nach der Zeit  $dt$  um die Differenz des inspiratorischen Partialdruckes  $p_{in}$  und dem aktuellen Partialdruck  $p(t)$  im Gewebe. Die Konstante  $k$  enthält die Halbwertszeit eines Gewebes ( $k = \frac{\ln 2}{T_{1/2}}$ ). Löst man Gleichung 5.1, so erhält man:

$$\boxed{p(t) = p(0) + (p_{in} - p(0)) \cdot (1 - e^{-k \cdot t})} \quad (5.2)$$

Mit dieser Gleichung ist eine Bestimmung des Partialdruckes  $p(t)$  in einem Gewebe mit dem Partialdruck  $p(0)$  zum Zeitpunkt  $t = 0$ , dem inspiratorischen Partialdruck  $p_{in}$  und der Halbwertszeit  $T_{1/2}$  für jeden Zeitraum möglich [10].

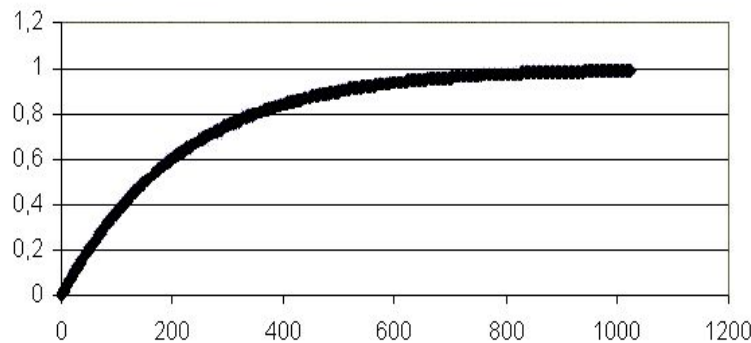


Abbildung 5.1: Exponentielle Aufsättigung

In Abbildung 5.1 ist der exponentielle Verlauf einer Aufsättigung gemäß Gleichung 5.2 dargestellt. Die Entsättigung verläuft ebenfalls exponentiell, wie in Abbildung 5.2 zu erkennen ist. Man kann nach der sechsmaligen Zeit der Halbwertszeit eines Kompartiments dieses als gesättigt bzw. entsättigt ansehen. Das bedeutet, daß das Kompartiment mit der Halbwertszeit von 5 min nach 30 min als vollständig gesättigt bzw. entsättigt angesehen wird, obwohl es mathematisch nie den entsprechenden Zahlenwert erreicht.

Gleichung 5.2 ist nur für konstante inspiratorische Drücke  $p_{in}$  (konstante Tiefe)

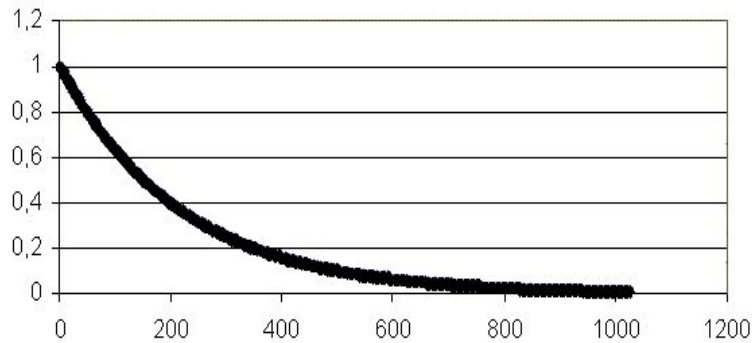


Abbildung 5.2: Exponentielle Entsättigung

gültig. Ein Tauchgang besteht aber aus mindestens einem Abstieg und einem Aufstieg zurück an die Oberfläche. Für diese Phasen des Tauchganges wird eine Gleichung benötigt, die Änderungen der Umgebungsdrücke und somit Änderungen des inspiratorischen Druckes  $p_{in}$  zulässt. Erweitert man die Differentialgleichung 5.1 um den Term  $R \cdot t$ , so erhält man folgende Differentialgleichung:

$$\boxed{\frac{dp(t)}{dt} = k \cdot (p_{in} + R \cdot t - p(t))} \quad (5.3)$$

Der neue Term enthält  $R$ , eine konstante Änderung des Druckes (konstante Ab-/Aufstiegsgeschwindigkeit), und die Zeit  $t$ . Wird die Differentialgleichung 5.3 gelöst, gelangt man zur Gleichung:

$$\boxed{p(t) = p(0) + R \cdot t + \left(p_{in} - \frac{R}{k} - p(0)\right) \cdot \left(1 - e^{-k \cdot t}\right)} \quad (5.4)$$

Mit Hilfe der beiden Gleichungen 5.2 und 5.4 sowie der Halbwertszeiten ist es möglich für eine beliebige Anzahl an Kompartimenten in Abhängigkeit des Tauchprofils die Inertgaspartialdrücke in den Geweben zu ermitteln [13]. Diese sind von dem inspiratorischen Inertgaspartialdruck  $p_{in}$  abhängig, der wiederum von der Gaszusammensetzung und dem absoluten Druck anhängig ist. Somit bestimmt die Gaszusammensetzung, gemeinsam mit dem absoluten Druck und dem aktuell vorhandenen Inertgaspartialdruck im Gewebe, die Auf-/Entsättigungsgeschwindigkeit. Die Auf- und Entsättigungsgeschwindigkeit kann durch die Verwendung verschiedener Atemgase, während eines Tauchganges, beeinflusst werden. Zusätzlich geht man von der Annahme aus, daß die einzelnen Kompartimente sich nicht gegenseitig beeinflussen bzw. Inertgas austauschen.

## 5.2 Haldane

Von dem britischen Physiologen Haldane stammt die erste Austauschtablelle, bei der er das Prinzip der Halbwertszeiten verwendete. In Tabelle 5.1 findet man die von ihm verwendeten Halbwertszeiten, die er für die Berechnungen der Austauschtablelle verwendet hat. Haldane ging davon aus, daß ein Gewebe, welches vollständig gesättigt war einer Halbierung des Druckes ausgesetzt werden konnte, ohne daß Symptome der Dekompressionskrankheit auftraten (2 zu 1 Theorie).

Tabelle 5.1: Halbwertszeiten der Kompartimente nach Haldane

Halbwertszeiten der Kompartimente	
Kompartiment Nr.	$T_{1/2}$ [min]
1	5,0
2	10,0
3	20,0
4	40,0
5	75,0

Somit kann, nach Haldane jedes Gewebe den 1,58-fachen Inertgasüberdruck ertragen, ohne daß es zu Symptomen der Dekompressionskrankheit kommt. Die Berechnungen für die Austauschtablelle waren somit sehr einfach. Mit neuen Erkenntnissen, die in die Dekompressionsmodelle einfließen, wurden und werden diese immer komplexer und somit auch ihre Berechnung immer aufwendiger.

## 5.3 US - Navy Tabellen

Mitte des 19'ten Jahrhunderts bei der Entwicklung der US-Navy Tabellen erkannte man, daß schnelle Gewebe einen höheren Inertgasüberdruck tollerieren als langsame Gewebe. Somit wurde jedem Kompartiment ein eigene Übersättigungsspannung zugeordnet. Als zweite Neuheit kam ein sechstes Gewebe von 120 min hinzu, da man erkannt hatte, daß das 75 min Gewebe, das Haldane als langsamstes Gewebe eingesetzt hatte noch zu schnell war. Dieses sechste Gewebe verlängerte besonders die flachen Dekompressionsstopps. Weiterhin wurde auch die Oberflächenpause von diesem neuen Gewebe kontrolliert, so daß Wiederholungstauchgänge wesentlich stärker von dem vorangegangenen Tauchgang beeinflusst wurden. In Tabelle 5.2 sieht man die Halbwertszeiten der US-Navy Tabelle und ihre kritischen Übersättigungsspannungen.

Tabelle 5.2 Halbwertszeiten und Übersättigungsspannung		
Kompartiment Nr.	$T_{N_2 1/2}$ [min]	Inertgasüberspannung [bar]
1	5,0	3,15
2	10,0	2,67
3	20,0	2,18
4	40,5	1,76
5	80,5	1,58
6	120,0	1,55

## 5.4 Workman

1965 veröffentlichte Robert Workman die Ergebnisse seiner Forschungen. Er fügte gegenüber der US-Navy-Tabelle nochmals 3 Kompartimente ein, wobei der Trent zu Geweben mit größeren Halbwertszeiten schon erkennbar war. Im Gegensatz zu Haldane und der US-Navy Tabelle hat das Workman Modell keine festen Übersättigungsspannungen sondern Übersättigungstoleranzfunktionen. Workman führte damit die M-Values (Maximalwerte) ein. Diese können über eine Geradengleichung ermittelt werden. Workman gibt hierzu für jedes Kompartiment einen  $M_0$  Wert in *bar* an, der die Übersättigungstoleranz auf Meeresniveau (d.h. bei ca. 1 *bar* Umgebungsdruck) angibt. Zusätzlich gibt Workman eine Steigung  $\Delta M$  an, mit der man für jeden beliebigen absoluten Umgebungsdruck  $P_{abs}$  die Übersättigungstoleranz bzw. den  $M$  Wert (M-Value) anhand der Geradengleichung  $M = M_0 + \Delta M \cdot P_{abs}$  berechnen kann. Die Variable  $P_{abs}$  gibt dabei den absoluten Druck in der jeweiligen Tiefe an. Tabelle 5.3 zeigt die von Workman verwendeten Halbwertszeiten mit ihren  $M_0$  und  $\Delta M$  Werten für Stickstoff und Helium.

In Abbildung 5.3 sieht man einen willkürlich gewählten M-Wert nach Workman. Auf der Abszisse (X-Achse) wird der absolute Umgebungsdruck  $P_{abs}$  in *bar* aufgetragen und auf der Ordinate (Y-Achse) der Gesamtinertgaspartialdruck im Gewebe  $pInert_{abs,i.G.}$  ebenfalls in *bar*. Über die Gleichung  $M = M_0 + \Delta M \cdot P_{abs}$ , dem  $M_0$  Wert und der Steigung  $\Delta M$  ist es nun möglich die Gerade zu berechnen.

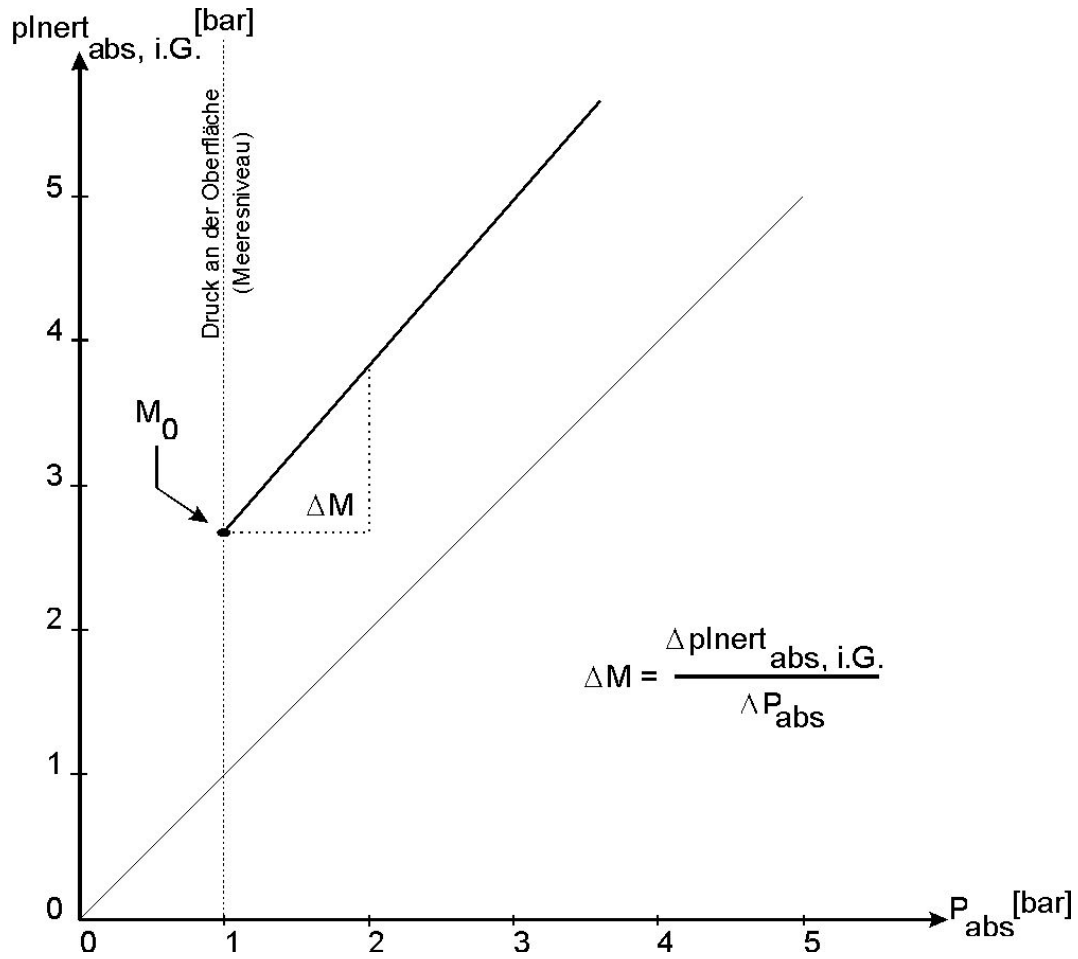


Abbildung 5.3: M-Values nach Robert Workman

Tabelle 5.3 Halbwertszeiten und M - Werte nach Workman					
		Stickstoff		Helium	
Kompartiment Nr.	$T_{1/2}$ [min]	$M_0$ [bar]	$\Delta M$ $\left[\frac{\text{bar}}{\text{m}}\right]$	$M_0$ [bar]	$\Delta M$ $\left[\frac{\text{bar}}{\text{m}}\right]$
1	5,0	3,17	1,80	2,62	1,5
2	10,0	2,68	1,60	2,25	1,4
3	20,0	2,19	1,50	2,01	1,3
4	40,0	1,70	1,40	1,83	1,2
5	80,0	1,64	1,30	1,70	1,2
6	120,0	1,58	1,20	1,64	1,2
7	160,0	1,55	1,15	1,64	1,1
8	200,0	1,55	1,10	1,61	1,0
9	240,0	1,52	1,10	1,61	1,0

## 5.5 Bühlmann

Prof. Bühlmann hat bei seinen Untersuchungen weitere Kompartimente eingefügt. Er veröffentlichte mehrere Dekompressionsmodelle, die er auch in Zusammenarbeit mit Hahn und Keller entwickelt hat [10]. Die verschiedenen Modelle reichen von ZH-L6, ZH-L12, ZH-L16 bis ZH-L8 ADT (ZH: Züricher Hochschule, L: Lineare Übersättigungstoleranzen, 6, 12, 16, 8: Anzahl der Gewebe). Wobei das letzte Modell speziell für Tauchcomputer entwickelt worden ist und es zusätzliche Meßdaten während des Tauchganges mit in die Berechnung einfließen läßt. Das ZH-L16 Modell hat im Gegensatz zu Robert Workmans Modell 16 Kompartimente, wobei diese für Stickstoff von 4 min bis 635 min und für Helium von 1,51 bis 240,03 min reichen. Statt einem  $M_0$  Wert gibt Bühlmann einen  $a$  Koeffizienten an, der bei einem absoluten Druck von 0 bar liegt. Damit ist auch die Berechnung von Bergseetauchgängen möglich. Für die Steigung der linearen Übersättigungsgleichung gibt Bühlmann den  $b$  Koeffizienten an. Will man die Steigung der von Workman angegebenen Werte mit denen von Bühlmann vergleichen, so muß man den reziproken Wert bilden ( $b = \frac{1}{\Delta M}$ ).

<b>Tabelle 5.4 Halbwertszeiten der Kompartimente</b>		
Kompartiment Nr.	$T_{N_2 1/2}$ [min]	$T_{He 1/2}$ [min]
1	4,0	1,51
1b	5,0	1,88
2	8,0	3,02
3	12,5	4,72
4	18,5	6,99
5	27,0	10,21
6	38,3	14,48
7	54,3	20,53
8	77,0	29,11
9	109,0	41,20
10	146,0	55,19
11	187,0	70,69
12	239,0	90,34
13	305,0	115,29
14	390,0	147,42
15	498,0	188,24
16	635,0	240,03

In Tabelle 5.4 sind die Halbwertszeiten der einzelnen Kompartimente für Stickstoff und Helium aufgelistet. Hier fällt das Gewebe 1b auf, daß mit 5 min Halbwertszeit eingefügt worden ist. Es dient nur zum Vergleich mit anderen Rechenmodellen. Die Halbwertszeiten für Helium sind kürzer, weil die Heliumatome kleiner sind und dadurch eine schnellere Aufsättigung der Gewebe erfolgt. In Tabelle

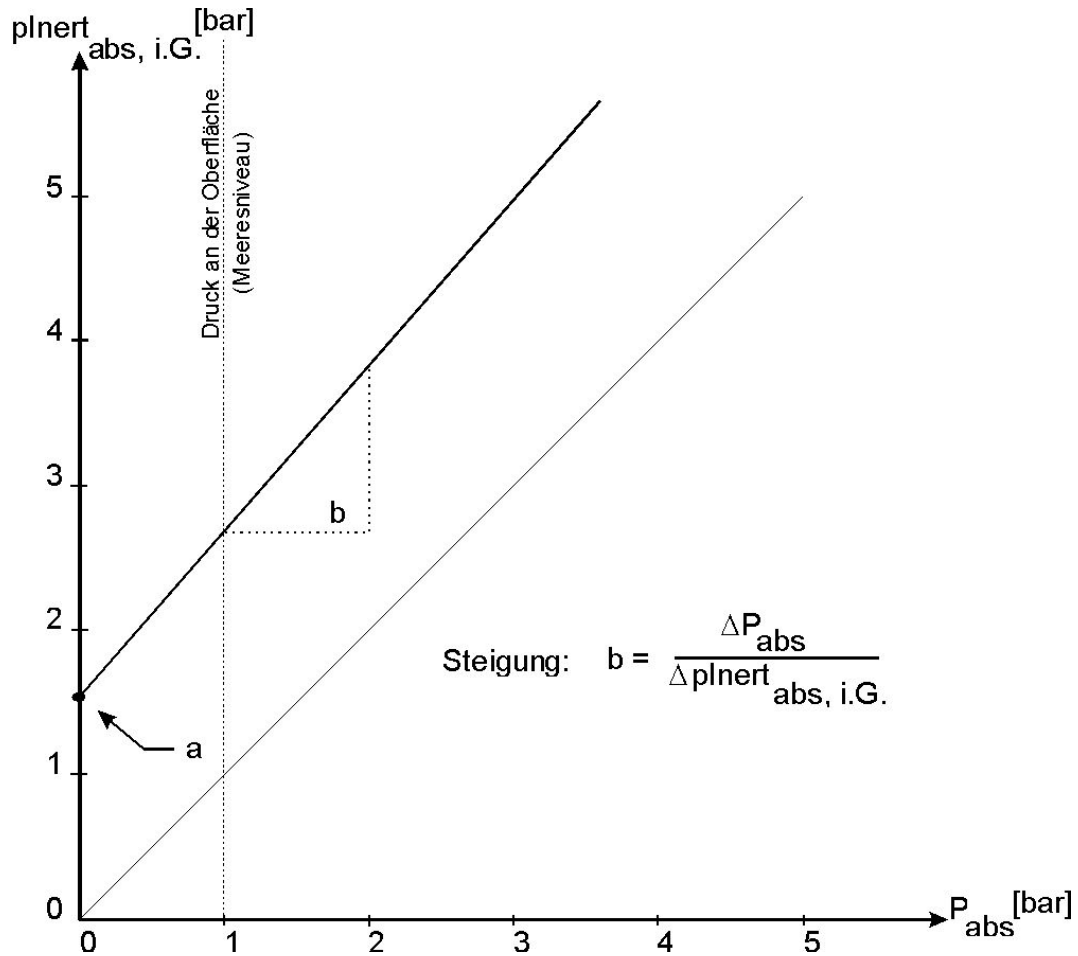


Abbildung 5.4: a u. b Koeffizienten nach Bühlmann

5.5 ist die Zugehörigkeit der Gewebe zu den 16 Kompartimenten aufgelistet. Es gibt keine strenge Abgrenzung, so daß sich die Kompartimente überlappen können.

Tabelle 5.5 Zuordnung der Kompartimente	
Kompartiment Nr.	Gewebe
1 - 4	ZNS, Rückenmark, Blut
5 - 11	Haut
9 - 12	Muskulatur
13 - 16	Gelenke, Knorpel, Knochen

### 5.5.1 Tolerierbare Inertgaspartialdruckgrenzen

Bühlmann verwendete, wie sein Kollege Workman lineare Funktionen, mit denen er die Übersättigungstoleranzen beschrieb. Bei dieser Funktion handelt es sich ebenfalls um eine Gerade der Form  $p_{i.G.max} = \frac{1}{b} \cdot P_{abs} + a$ . Der b Koeffizient entspricht dabei der Steigung und der a Koeffizient dem Achsenabschnitt. Bühlmann gibt sie als a und b Koeffizienten einmal für Stickstoff und einmal für Helium an. Tabelle 5.6 zeigt die Koeffizienten für Stickstoff, wobei der Koeffizient a drei mal vorkommt. Der erste Wert ist theoretischer Natur (ZH-L16a), der zweite Wert für die Berechnung von Tauchtabeln im Rechteckprofil (ZH-L16b) und der dritte Wert ist für Tauchcomputer gedacht, die Multilevelprofile berechnen (ZH-L16c). In nahezu allen Tauchprogrammen wird der dritte Satz (ZH-L16c) der a Koeffizienten verwendet. Die in Tabelle 5.7 gezeigten a und b Koeffizienten sind für Helium. Dabei gibt es keine verschiedenen Sätze an Koeffizienten. Obwohl es von der Darstellung der Zahlen her zwischen Workman und Bühlmann einen großen Unterschied zu geben scheint, ist dem nicht so. Beide verwenden (in der Grafik ersichtlich) lineare Übersättigungstoleranzen, die durch die Wahl der Koeffizientendarstellung etwas anders aussehen.

Tabelle 5.6 - Die Koeffizienten des ZH-L16 Modelles für $N_2$					
Kompartiment Nr.	$T_{N_2 1/2}$ [min]	b -	a theoretisch [bar]	a Rechteckprofil [bar]	a Multilevelprofil [bar]
1	4,0	0,5050	1,2599	1,2599	1,2599
1b	5,0	0,5578	1,1696	1,1696	1,1696
2	8,0	0,6514	1,0000	1,0000	1,0000
3	12,5	0,7222	0,8618	0,8618	0,8618
4	18,5	0,7825	0,7562	0,7562	0,7562
5	27,0	0,8126	0,6667	0,6667	0,6200
6	38,3	0,8434	0,5933	0,5600	0,5043
7	54,3	0,8693	0,5282	0,4947	0,4410
8	77,0	0,8910	0,4701	0,4500	0,4000
9	109,0	0,9092	0,4187	0,4187	0,3750
10	146,0	0,9222	0,3798	0,3798	0,3500
11	187,0	0,9319	0,3497	0,3497	0,3295
12	239,0	0,9403	0,3223	0,3223	0,3065
13	305,0	0,9477	0,2971	0,2850	0,2835
14	390,0	0,9544	0,2737	0,2737	0,2610
15	498,0	0,9602	0,2523	0,2523	0,2480
16	635,0	0,9653	0,2327	0,2327	0,2327

**Tabelle 5.7 - Die Koeffizienten des ZH-L16 Modelles für He**

Kompartiment Nr.	$T_{He1/2}$ [min]	$b$ -	$a$ [bar]
1	1,51	0,4245	1,7424
1b	1,88	0,4770	1,6189
2	3,02	0,5747	1,3830
3	4,72	0,6527	0,1919
4	6,99	0,7223	0,0458
5	10,21	0,7582	0,9220
6	14,48	0,7957	0,8205
7	20,53	0,8279	0,7305
8	29,11	0,8553	0,6502
9	41,20	0,8757	0,5950
10	55,19	0,8903	0,5545
11	70,69	0,8997	0,5333
12	90,34	0,9073	0,5189
13	115,29	0,9122	0,5181
14	147,42	0,9171	0,5176
15	188,24	0,9217	0,5172
16	240,03	0,9267	0,5119

Nun ist es möglich mit der Gleichung 5.5 den geringsten zulässigen Umgebungsdruck  $P_{abs,min}$  anhand des Inertgaspartialdruckes im Gewebe  $p_{i.G.}$  und den entsprechenden a und b Koeffizienten zu bestimmen.

$$P_{abs,min} = (p_{i.G.} - a) \cdot b \quad (5.5)$$

Wird die Gleichung 5.5 nach Gleichung 5.6 umgestellt ist es möglich für einen gegebenen absoluten Umgebungsdruck  $P_{abs}$  den maximal zulässigen Inertgaspartialdruck im entsprechenden Gewebe zu bestimmen.

$$p_{i.G.,max} = \left( \frac{P_{abs}}{b} \right) + a \quad (5.6)$$

In Abbildung 5.5 wird das Gewebe 3 für einen Tauchgang auf Meereshöhe mit Luft dargestellt. Zuerst ist das Gewebe mit  $0,79barpN_2$  entsprechend der Luftzusammensetzung (Stickstoffanteil in der Luft 79%) und dem Umgebungsdruck von 1 bar gesättigt. Während des Tauchganges (rein theoretischer Tauchgang) sättigt sich das Gewebe weiter auf, um dann beim Auftauchen wieder Inertgas abzugeben. Dabei darf der Stickstoffpartialdruck  $pN_2$  nicht über den maximal Wert kommen, der von der M-Line vorgegeben wird.

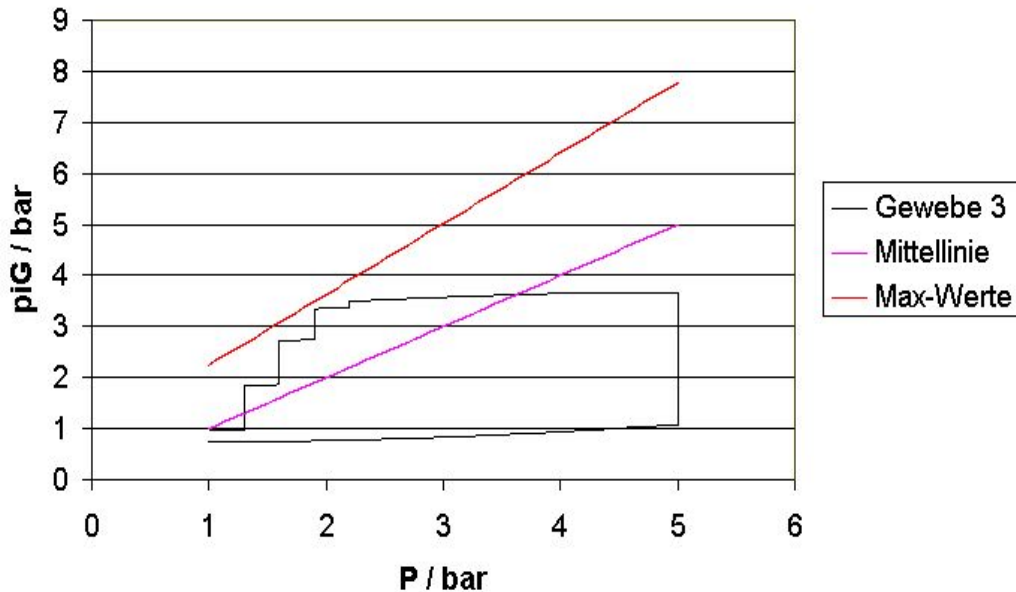


Abbildung 5.5: Sättigungsverlauf eines Kompartiments während eines Tauchganges

In Abbildung 5.6 ist ein simulierter Tauchgang dargestellt, bei dem zuerst Luft, dann ein Gemisch aus 36% Sauerstoff und 64% Stickstoff und zuletzt reiner Sauerstoff als Atemgas eingesetzt worden ist. Zuerst wird der Umgebungsdruck durch die Tauchtiefe erhöht und somit nehmen die Partialdrücke in den Geweben ( $p_{iG}$ ) zu. Durch die unterschiedlichen Halbwertszeiten sättigen sich die Kompartimente unterschiedlich schnell auf. Nach 30 Minuten beginnt der Aufstieg, der mit einer Umgebungsdruckreduzierung einhergeht. Dadurch nehmen die Partialdrücke wieder ab. Deutlich zu erkennen ist bei ca. 55 min der Umstieg auf reinen Sauerstoff, bei dem das schnellste Kompartiment während der Entsättigung noch einmal einen Knick macht.

### 5.5.2 Tolerierbare Partialdruckgrenzen bei Stickstoff/Helium Gemischen

Kommt Helium im Atemgasgemisch vor, so muß das Helium entsprechend seinem Anteil separat berechnet werden. Analog zu Stickstoff werden die Gleichungen 5.2 und 5.4, unter Verwendung der Halbwertszeiten für Helium genutzt, um den Partialdruck von Helium in jedem Kompartiment zu ermitteln. In einem Gasgemisch,

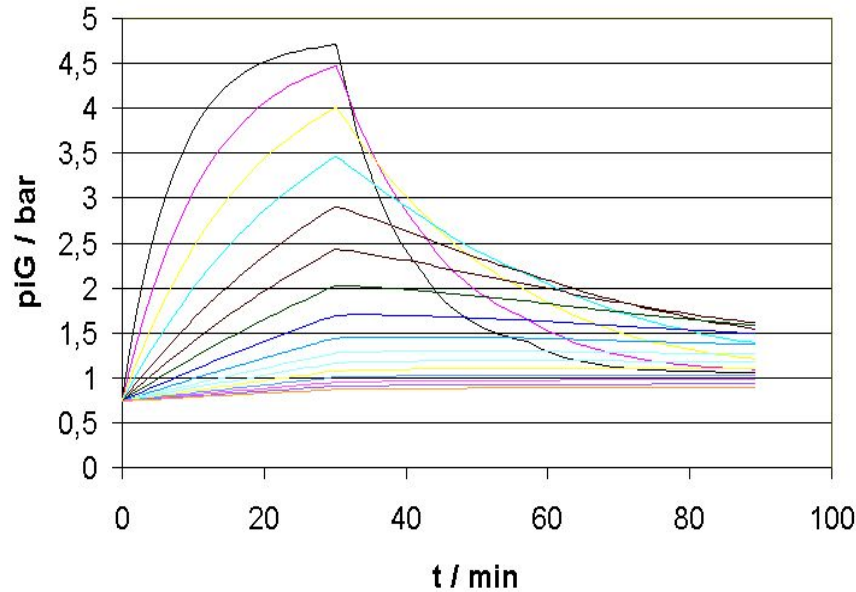


Abbildung 5.6: Auf-/Entsättigung aller 16 Kompartimente bei einem simulierten Tauchgang

das aus Sauerstoff und Helium besteht, ist die Vorgehensweise zur Ermittlung des maximal zulässigen Partialdruckes nach der Gleichung 5.6 ebenfalls identisch, unter Verwendung der  $a$  und  $b$  Koeffizienten für Helium.

Des öfteren kommt bei tiefen Taucheinsätzen ein Gasgemisch aus Sauerstoff, Stickstoff und Helium zum Einsatz (Trimix). Die Partialdrücke für jedes Gewebe werden wieder nach den Gleichungen 5.2 und 5.4 für jedes Gas unabhängig voneinander berechnet. Zur Bestimmung des maximal zulässigen Partialdruckes muß die Summe des Partialdruckes für Stickstoff  $pN_2$  und für Helium  $pHe$  gebildet werden. Zur Bestimmung des maximal zulässigen Partialdruckes wird wieder die Gleichung 5.6 benutzt. Die  $a$  und  $b$  Koeffizienten für Stickstoff und Helium werden gemäß ihrer Partialdrücke nach:

$$a_{N_2,He} = \frac{a_{N_2} \cdot pN_2 + a_{He} \cdot pHe}{pN_2 + pHe} \quad (5.7)$$

$$b_{N_2,He} = \frac{b_{N_2} \cdot pN_2 + b_{He} \cdot pHe}{pN_2 + pHe} \quad (5.8)$$

gemittelt und für die Berechnung der neuen maximal zulässigen Partialdrücke

verwendet. In Abbildung 5.7 werden die Geraden der maximal zulässigen Inertgaspartialdrücke für Stickstoff und Helium gezeigt und die aus den beiden resultierende Gerade, die die aktuellen maximalen Inertgaspartialdrücke darstellt. Diese in Abbildung 5.7 gezeigte Gerade ist nur für diesen Augenblick gültig. Sobald sich die Partialdrücke von Stickstoff und Helium verändern, muß nach den Gleichungen 5.7 und 5.8 eine neue Gerade berechnet werden, die dann für die neuen Partialdrücke gültig ist [10].

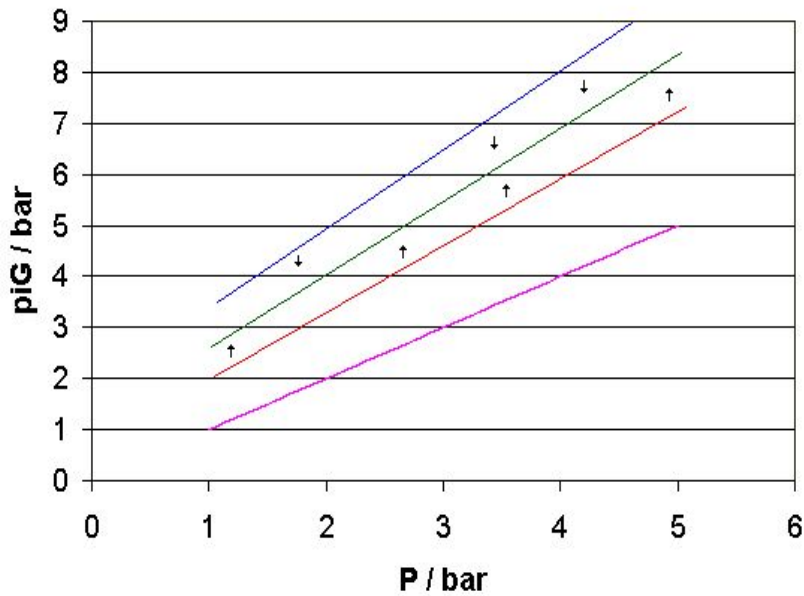


Abbildung 5.7: Auswirkung der neuen  $a$  und  $b$  Koeffizienten

Bei der Dekompression werden immer alle 16 Kompartimente berücksichtigt. Das Gewebe, das einen Stopp notwendig macht, weil es sonst über die maximal tolerierbaren Werte kommen würde, wird Führungsgewebe oder Führungskompartiment genannt [10]. Während der Dekompression wechselt das Führungsgewebe. Die schnellen Kompartimente nehmen schnell Inertgas auf und erreichen dadurch einen höheren Partialdruck als die langsamen Kompartimente. Dadurch sind sie auch für die tiefer gelegenen Dekompressionsstopps verantwortlich. Da sie auch schnell wieder entsättigen sind diese Stopps meistens kurz. Die flachen Dekompressionsstopps werden durch die langsameren Kompartimente bestimmt und sind in der Regel länger. Welches Kompartiment an welcher Stelle das Führungskompartiment ist hängt von dem Tauchprofil und den verwendeten Gasen ab.

## 5.6 Richard Pyle

Richard Pyle hat herausgefunden, daß er sich nach Tauchgängen mit Dekompressionsprofilen immer wesentlich wohler gefühlt hat, wenn er zwischen dem tiefsten Dekompressionsstopp und der maximalen Tiefe des Tauchganges einige Stopps einfügte. Diese Stopps (auch Pyle Deep Stopps genannt) wurden rein nach Gefühl eingebaut. Richard Pyle wurde auf diesen Umstand aufmerksam, als er seine Tauchgänge analysierte und feststellte, daß er nach einigen völlig erschöpft war und nach anderen nicht. Die Tauchprofile waren bei den betrachteten Tauchgängen annähernd gleich, aber es gab einen Unterschied - bei den Tauchgängen, bei denen er sich nicht erschöpft fühlte hatte er Fische gefangen, bei den anderen nicht. Um diese Fische lebend an die Oberfläche zu bringen mußte er in größerer Tiefe Stopps einlegen, damit die Fischblase nicht platzte. Aus diesem Umstand berechnete er nun seine Tauchgänge, indem er ihn "normal" mit einem Dekompressionsprogramm berechnete. Anschließend fügte er in der Mitte zwischen dem tiefsten Dekompressionsstopp und der maximalen Tiefe einen Stopp von 1 bis 2 Minuten ein und ließ das Programm den Tauchgang erneut berechnen. Dabei kam ein neuer tiefster Stopp heraus mit einem leicht veränderten Dekompressionsplan. Nun wurde ein weiterer Stopp von Richard Pyle zwischen dem ersten eingefügtem Stopp und dem neuen tiefsten Stopp eingefügt und der Tauchgang erneut berechnet. Dies wiederholte er so lange, bis der letzte Stopp und der tiefste Dekompressionsstopp so nahe beieinander lagen, daß es sich nicht mehr lohnte einen weiteren einzusetzen. Der so entstandene Dekompressionsplan wurde dann getaucht.

## 5.7 Gradientenfaktoren nach Eric Baker

Die Methode der Gradientenfaktoren nach Eric Baker ist eine gute Möglichkeit Multigewebemodelle neueren Erkenntnissen anzupassen ohne auf den gasförmigen Aggregatzustand eines Gases eingehen zu müssen und die durch Richard Pyle beschriebene Methode der Deep Stopps auch mathematisch zu beschreiben. Dabei spielt der Raum zwischen der Geraden mit den M-Werten und die Gerade des absoluten Druckes eine große Rolle (Bild 5.5). Auf der Geraden des absoluten Druckes herrscht ein Gleichgewicht zwischen Umgebungsdruck und Inertgasdruck in den Geweben. Über der Geraden des absoluten Druckes befindet sich ein Überdruck in den Geweben und es kommt zur Inertgasabgabe. Eine Inertgasabgabe ist auch schon unterhalb der Geraden des absoluten Druckes möglich und hängt von der Wahl des Atemgases ab, da für die Auf- und Entsättigung immer die Partialdrücke ausschlaggebend sind. Je weiter sich ein Taucher über diese Gerade des absoluten Druckes bewegt, umso größer wird der Inertgasüberdruck und umso schneller entsättigen sich die Gewebe. Steigt er zu weit auf, so kann der Körper das Inertgas nicht schnell genug abgeben und es kommt zur Gasblasenbildung im

Körper.

Die Wahrscheinlichkeit eines erhöhten Blasenauftommens ist um so größer, je näher sich ein Taucher an den M-Werten befindet. Der größte anzunehmende Unfall wäre das Auftreten von Symptomen in den tiefen Dekompressionsstopps. In dieser Situation müßte sich der Taucher an die Oberfläche begeben, um sich in einer Dekompressionskammer behandeln zu lassen. Durch das Auslassen der verbleibenden Stopps würde die Schwere der Dekompressionskrankheit noch gefördert.

Sinnvoll ist eine lineare Annäherung an die M-Werte, bei der die tiefen Stufen einen größeren Abstand zu der M-Werte Gerade einhalten und sich dieser Abstand langsam verringert.

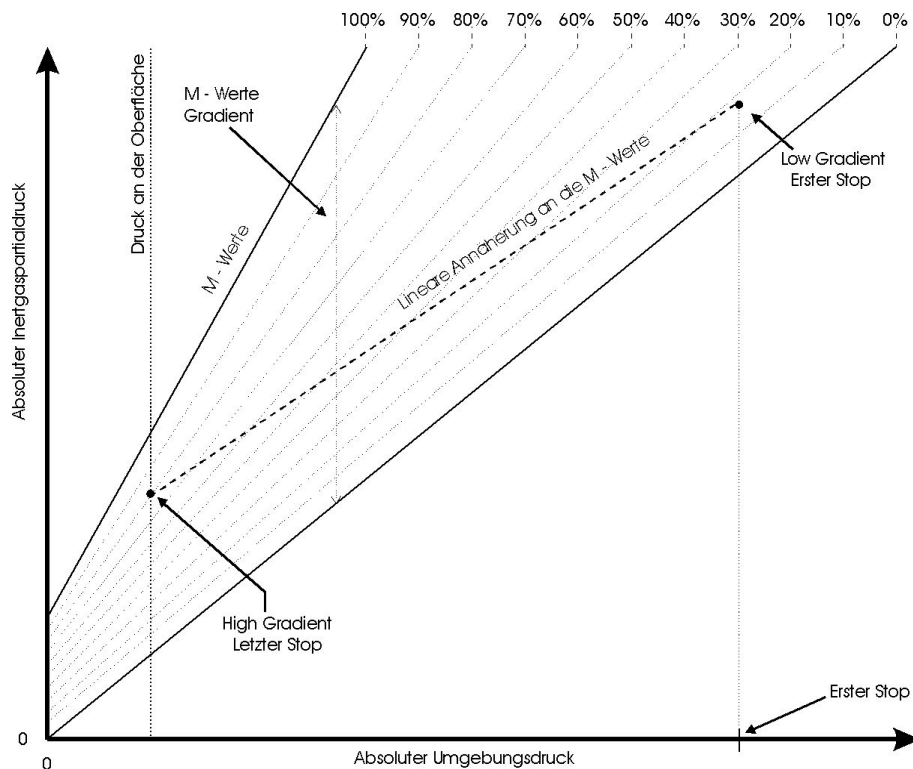


Abbildung 5.8: Lineare Annäherung an die maximal zulässigen Werte

Dazu werden zwei Punkte angegeben (Gradient High und Gradient Low), die die Enden dieser neuen Geraden angeben. Wie in Abbildung 5.8 gezeigt, entsteht eine neue Gerade, die sich langsam der Geraden mit den maximalen Werten nähert. Je geringer die Gradienten gewählt werden (z.B.  $GF_{low} = 20\%$  und  $GF_{high} = 90\%$ ), umso länger dauert die Dekompression und umso konservativer ist der Tauchgang. Würden beide Gradientenfaktoren auf 100% gestellt werden, so würde die neue Gerade, der Gerade der Maximalwerte entsprechen.

Für jedes der 16 Kompartimente muß diese neue Gerade berechnet werden. Die Steigung der neuen Geraden berechnet sich aus den beiden Gradientenfaktoren und der ersten und letzten Stopptiefe.

$$GF_{Steigung} = \frac{GF_{high} - GF_{low}}{0 - erste\ Stopptiefe} \quad (5.9)$$

Die letzte Stopptiefe beträgt in der Regel  $0m$ , da die Oberfläche erreicht werden soll. Der Gradientenfaktor auf einer Stopptiefe errechnet sich aus der Steigung  $GF_{Steigung}$ , der aktuellen Stopptiefe und dem hohen Gradientenfaktor  $GF_{high}$ .

$$GF = GF_{Steigung} \cdot aktuelle\ Stopptiefe + GF_{high} \quad (5.10)$$

Nun soll die Dekompressionsberechnung anhand dieser neuen Geraden durchgeführt werden. Hierzu ist es nötig, die Gleichungen 5.5 und 5.6 anzupassen. Aus der Gleichung 5.5, die den minimal zulässigen Druck angibt wird:

$$P_{abs,min} = \frac{p_{i.G.} - GF \cdot a}{\frac{GF}{b} - GF + 1} \quad (5.11)$$

und aus der Gleichung 5.6, die den Partialdruck im Gewebe angibt (Herleitung siehe Anhang) wird:

$$p_{i.G.,max} = P_{abs} \cdot \left( \frac{GF}{b} - GF + 1 \right) + GF \cdot a \quad (5.12)$$

Diese Methode einen Tauchgang konservativer zu gestalten ist mit jedem Multigewebemodell mit linearen Übersättigungstoleranzen möglich.

# Kapitel 6

## Dynamische Blasenmodelle

Der Nachteil der Multigewebemodelle ist, daß nur eine Aussage für das gelöste Inertgas gemacht wird. Der Teil des Inertgases, der sich nicht in Lösung befindet wird nicht betrachtet, noch werden die Auswirkungen einer Druckänderung auf dieses, sich im gasförmigen Zustand befindliche, Inertgas berücksichtigt. Bei allen Multigewebemodellen wird möglichst schnell auf den noch zu vertretenden minimalen Umgebungsdruck reduziert, um kurze Dekompressionsstopps (rein mathematisch) zu erhalten, obwohl bekannt ist, daß es der Qualität der Dekompression abträglich ist. Deshalb werden, obwohl sie nicht explizit im Rechenmodell berücksichtigt werden, bei allen Multigewebemodellen maximale Aufstiegsgeschwindigkeiten mit angegeben.

Einen neuen Ansatz verfolgen die dynamischen Blasenmodelle. Sie betrachten auch das sich im gasförmigen Zustand befindliche Inertgas und setzen andere Kriterien für die Dekompressionsstopps und Dekompressionszeiten an. Im allgemeinen wird der Ansatz verfolgt, das Wachstum der Blasen zu kontrollieren und somit das gesamte Volumen aller Gasblasen im Körper nicht über einen maximalen Wert ansteigen zu lassen. Im Mittelpunkt der Blasenmodelle steht die Betrachtung einer Gasblase. Interessant ist ihr Verhalten, unter welchen Bedingungen sie wächst, schrumpft oder unverändert bleibt. Der nächste Schritt ist die Betrachtung einer Menge von Blasen und ihr Verhalten bei verschiedenen äußeren Einflüssen. Im Labor haben sich aus der Beobachtung von Gasblasen und Experimenten Dekompressionsmodelle entwickelt, von denen einige auch schon ihren Weg in die praktische Anwendung gefunden haben.

### 6.1 Die einzelne Gasblase

Wird eine Gasblase in einer Flüssigkeit betrachtet, so kann man drei Zustände beobachten. Der erste Zustand ist der stabile, bei dem die Blase weder wächst noch schrumpft, sondern ihre Größe beibehält. Der zweite Zustand ist der von Tauchern unerwünschte Fall, sie wächst und vergrößert somit ihr Volumen. Der

dritte und letzte betrachtete Zustand ist der, bei der die Gasblase schrumpft und sich im Idealfall für den Taucher völlig auflöst (sie kollabiert). Wird nun die einzelne Gasblase betrachtet, so werden mehrere Kräfte beobachtet, die das Verhalten der Blase beeinflussen. Eine Kraft stammt von der Oberflächenspannung der Gasblase. Diese Oberflächenspannung wird durch die "Haut" der Blase hervorgerufen, die aus verschiedenen Stoffen bestehen kann [5]. Diese Kraft ( $P_{surf}$ ) ist nach innen gerichtet und versucht stets das Volumen der Blase zu verkleinern. Die Oberflächenspannung setzt sich aus  $\gamma[N/m]$  und dem Radius  $r[m]$  zu  $2\gamma/r$  zusammen. Eine weitere Kraft, die von außen auf die Gasblase einwirkt, resultiert aus dem Umgebungsdruck ( $P_{abs}$ ). Diesen beiden Kräften ( $P_{surf}$  und  $P_{abs}$ ) wirkt der Druck ( $P_{in}$ ) im Inneren der Gasblase entgegen. Gleichung 6.1 stellt den stabilen Zustand einer Gasblase dar.

$$\boxed{P_{in} = P_{abs} + P_{surf} = P_{abs} + \frac{2\gamma}{r}} \quad (6.1)$$

Das Wachstum oder das Schrumpfen einer Blase kann nicht alleine über das Boyle-Mariotsche Gesetz erklärt werden, da dafür das Wachstum der Blasen zu groß ist und die Blasen sich nicht vollständig auflösen (kollabieren) dürften. Dieser Umstand wird über die Diffusion erklärt, bei der Gas, welches in der umgebenden Flüssigkeit gelöst ist und eine Gasspannung erzeugt, entweder in die Blase oder aus ihr heraus diffundiert. Dieser Zusammenhang soll an einem Beispiel gezeigt werden :

Wird über einer Flüssigkeit eine reine Stickstoffatmosphäre mit einem absoluten Druck  $P_{amb1}$  für eine genügend lange Zeit gebracht, so ist die Flüssigkeit vollständig gesättigt und besitzt ebenfalls einen Gasdruck  $P_t1$ . Eine Blase würde nun schrumpfen, da der Druck in der Blase  $P_{in}$  größer ist als der Gasdruck  $P_t$  außerhalb der Blase und somit Gas von dem Inneren der Blase nach außen diffundieren würde.

$$P_t1 = P_{amb} + \frac{2 \cdot \gamma}{r} > P_t$$

Die Blase würde nach einer entsprechenden Zeit kollabieren. Wird nun der absolute Druck über der Flüssigkeit auf einen Druck  $P_{amb2}$  gesenkt, der kleiner ist als der Druck  $P_{amb1}$ , so würde der Gasdruck in der Flüssigkeit  $P_t$  größer sein als der Gasdruck  $P_{amb}$  über der Flüssigkeit. Dadurch würde sich ein Radius  $r_{min}$  ergeben, bei dem der Gasdruck in der Flüssigkeit  $P_t$  gleich dem nach außen gerichteten Druck in der Blase  $P_{in}$  ist. Alle Blasen, die einen größeren Radius haben, werden gemäß der Gleichung

$$r_{min} = \frac{2 \cdot \gamma}{P_t - P_{amb}}$$

wachsen, da sie einen kleineren nach außen gerichteten Gasdruck haben, als den Gasdruck, der aus der Flüssigkeit auf die Blase einwirkt und somit Gas aus der Flüssigkeit in die Blase diffundiert.

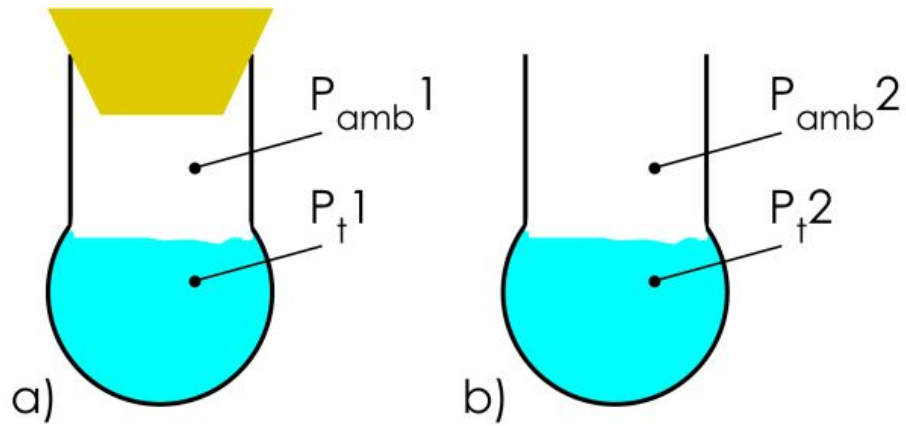


Abbildung 6.1: Einfluß des Umgebungsdruckes auf Blasen

# Kapitel 7

## Sauerstoffvergiftung

### 7.1 Berücksichtigung der Sauerstoffvergiftung

Hätte man das Phänomen der Sauerstoffvergiftung nicht, so wäre reiner Sauerstoff für den Taucher das optimale Atemgas bis 30m und es gäbe die Dekompressionserkrankung nicht. Da Sauerstoff unter erhöhtem Druck für den menschlichen Organismus, wie in Kapitel 4.6 beschrieben, giftig wird, ist dieser Faktor in die Tauchgangsplanung und Berechnung mit einzubeziehen.

#### 7.1.1 Sauerstoffvergiftung des zentralen Nervensystems

Bei der in Kapitel 4.6.2 beschriebenen Art der Sauerstoffvergiftung hat sich die Methode der NOAA (National Oceanic and Atmospheric Administration), die nach neunjähriger Forschung ihre Erkenntnisse auf dem Gebiet des Tauchens mit Sauerstoff- Stickstoffgemischen veröffentlichten, durchgesetzt [9][12]. Die NOAA hat für den Sauerstoffpartialdruckbereich von 0,6 *bar*  $pO_2$  bis 1,6 *bar*  $pO_2$  Zeiten veröffentlicht, die als Maximaleinwirkungszeiten zu verstehen sind. Diese Zeiten, die in der folgenden Tabelle aufgelistet sind, werden Expositionszeitgrenzen genannt, da die Einwirkungszeit eines Sauerstoffpartialdruckes nur eine bestimmte Zeit von dem Körper symptomlos ertragen werden kann.

<b>Tabelle 7.1</b>	
<b>Expositionszeitgrenzen für Sauerstoffpartialdrücke</b>	
$pO_2$ [bar]	Zeit [min]
1,82	1
1,8	2
1,7	10
1,6	45
1,5	120
1,4	150
1,3	180
1,2	210
1,1	240
1,0	300
0,9	360
0,8	450
0,7	570
0,6	720

Anhand dieser Tabelle ist es möglich prozentual anzugeben, wieviel Zeit man von seiner maximal zulässigen Zeit schon verbraucht hat. Dabei kann man den Tauchgang in mehrere Teile zerlegen und anhand der Gleichung 7.1 die jeweiligen Prozente berechnen und diese für den gesamten Tauchgang addieren. Dabei darf kein Wert mehr als 100% erreichen.

$$\%ZNS = \frac{\text{Grundzeit} \cdot 100}{\text{Expositionszeitgrenze des } pO_2 \text{ dieser Tiefe}} \quad (7.1)$$

Diese Gleichung ist nur für konstante Tiefen gültig und nur für die in der Tabelle angegebenen Werte. Es besteht die Möglichkeit die Zeit für den Abstieg und den Aufstieg mit in die Zeit am Grund mit einzuberechnen [12]. Für Sauerstoffpartialdrücke zwischen zwei in der Tabelle angegebenen Werte kann man die Expositionszeitgrenzen entweder durch eine Linearisierung oder durch eine Interpolation erhalten, wobei die Interpolation zwischen zwei Werten die konservativere ist. So würde man bei einem  $pO_2$  von 1,52 bar eine Expositionszeitgrenze von 93 min durch die Interpolation nach dem Differenzschema erhalten und 105 min durch Linearisierung zwischen zwei Werten. Ansonsten müsste man zum nächst höheren Sauerstoffpartialdruck aufrunden. Abbildung 7.1 zeigt, wie man mit Hilfe der Interpolation eine Kurve zwischen zwei Punkte (hier für den  $pO_2$  von 1,5 bar und 1,6 bar) legt um dann von einem Sauerstoffpartialdruck  $pO_2 = x$  zu der gesuchten Zeit  $t = y$  kommt (gestrichelte Linie).

Zwischen den Tauchgängen, wenn der Körper einer normoxischen Atmosphäre (d.h. 0,21 bar  $pO_2$ ) ausgesetzt ist, erholt sich der Organismus wieder. Die NOAA

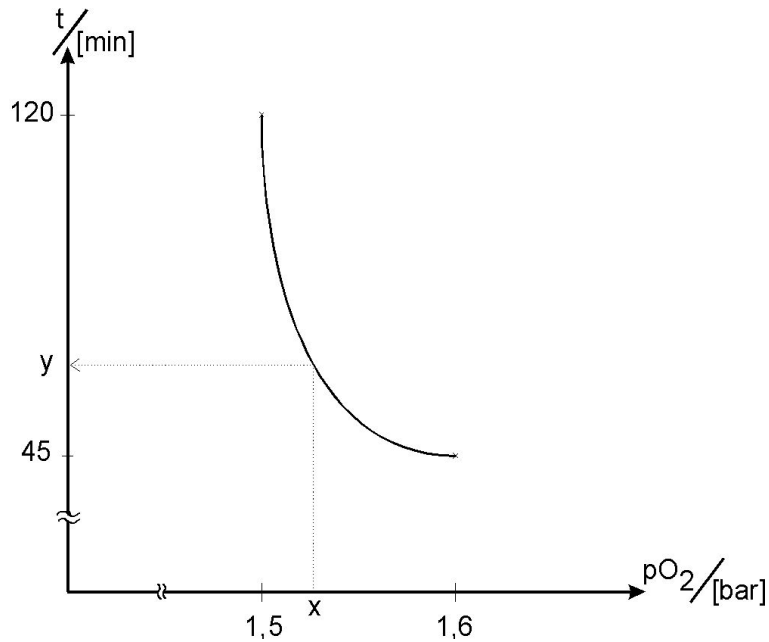


Abbildung 7.1: Interpolation zwischen zwei Werten

gibt eine Halbwertszeit von 90 *min* an, mit der die Sauerstoffprozentage wieder abnehmen.

$$\boxed{ZNS = ZNS_0 \cdot e^{-\lambda \cdot t}} \quad (7.2)$$

Setzt man in der Gleichung 7.2 für die Zerfallskonstante  $\lambda \frac{\ln 2}{T_h}$  ein und für die Halbwertszeit  $T_h$  90 *min*, so ist man in der Lage für jeden Zeitraum  $t$  die neue  $ZNS\%$  in Abhängigkeit der alten  $ZNS_0\%$  zu berechnen.

### 7.1.2 Sauerstoffvergiftung der Lunge

Leichtere Symptome an der Lunge verschwinden meist nach Beendigung der Sauerstoffatmung im Überdruck sofort oder in ein bis zwei Tagen. Bei längerer, wiederholter Exposition kommt es zu bleibenden Schäden. Das Maß der Vitalitätseinschränkung wird zur Quantifizierung dieser Schäden benutzt. Um die Wirkung von Zeitdauer und Partialdruck der Sauerstoffatmung vergleichen zu können, wurde von Bardin und Lambertsen 1971 [9] ein theoretischer Rechenwert geschaffen, die UPTD (Unit of Pulmonary Toxicity Dose), die heute auch unter dem Namen OTU (Oxygen Tolerance Unit) bekannt ist. Eine Einheit OTU entspricht der Atmung von reinem Sauerstoff bei 1 *bar* Umgebungsdruck. Man erhält eine dimensionslose Zahl, die mit der Abnahme der Vitalkapazität korreliert. Da die Giftigkeit des Sauerstoffes mit zunehmender Zeit und Tiefe nicht linear zunimmt, sondern sich die giftigen Effekte potenzieren, wurde der Korrekturfaktor

$Kp$  errechnet [9].

$$Kp = \sqrt[1,2]{\frac{0,5}{pO_2 - 0,5}}$$

So ist z.B. die Sauerstoffatmung bei 3 *bar* nicht dreimal so giftig wie bei 1 *bar* Umgebungsdruck, sondern muß um den Faktor 3,82 korrigiert werden. Später wurde von Bill Hamilton die "Repex" Methode [12] veröffentlicht. So werden die dimensionslosen OTUs anhand des Sauerstoffpartialdruckes  $pO_2$  und der Zeit  $t$  nach Gleichung 7.3 errechnet.

$$OTU = t \cdot \left( \frac{pO_2 - 0,5}{0,5} \right)^{0,83} \quad (7.3)$$

Bill Hamilton veröffentlichte zusätzlich eine Tabelle, mit den maximal zulässigen Werten über einen und mehrere Tage.

<b>Tabelle 7.2</b>		
<b>Maximalwerte der OTUs</b>		
hintereinander liegende Tage	täglicher Wert	absoluter Wert
1	850	850
2	700	1400
3	620	1860
4	420	2100
5	380	2300
6	350	2520
7	330	2660
8	310	2800
9	300	2970
10	300	3100
11	300	3300
12	300	3600
13	300	3900
14	300	4200
15-30	300	-

Anhand der obigen Tabelle kann man die maximal zulässigen Werte für die OTUs ablesen. Sport-/Freizeitttaucher kommen nicht an diese Grenzwerte heran, wenn sie innerhalb ihrer Grenzen tauchen. Für technische/zielorientierte Taucher, die z.B. bei Expeditionen mehrere Tauchgänge hintereinander vornehmen, sind die OTUs von großer Bedeutung.

## 7.2 Oxygen Window

Im Zusammenhang mit hohen Sauerstoffpartialdrücken tritt oft der Begriff "Oxygen Window" (Sauerstoff Fenster) auf. Wie in Kapitel 4 beschrieben wird auch Sauerstoff im gelösten Zustand durch den Blutkreislauf transportiert. Während die Menge, die an das Hämoglobin gebunden ist gleich bleibt, so erhöht sich die Menge an gelöstem Sauerstoff mit steigendem Sauerstoffpartialdruck ( $pO_2$ ). Dieser gelöste Sauerstoff wird bei dem Austausch an den Zellkapillaren als erster verbraucht, da eine gewisse Kraft aufgebracht werden muß, um den Sauerstoff von dem Hämoglobin zu trennen, die höher ist als die Kraft den Sauerstoff aus der Lösung zu holen. Entsprechend kann auch Kohlendioxyd ( $CO_2$ ) in gelöster Form transportiert werden. Dabei sind die Umstände, daß Kohlendioxyd ( $CO_2$ ) eine höhere Löslichkeit hat als Sauerstoff, wie aus Kapitel 3.5 zu ersehen ist und daß chemisch gebundenes Gas ( $O_2$  und  $CO_2$ ) nicht in die Bilanz der Partialdrücke eingeht zu beachten.

Als "Oxygen Window" wird der Druckunterschied zwischen der Summe der Partialdrücke aller Gase auf der venösen Seite und der Summe der Partialdrücke aller Gase in der Alveole bezeichnet. Dieser Druckunterschied kommt im wesentlichen durch zwei Druckreduzierungen zustande. Die Erste bei dem Gasaustausch in der Alveole. Das Eingeatmete Gasgemisch wird erwärmt und mit 100% Wasserdampf gesättigt. Der nicht ideale Gasaustausch zwischen den Lungenkapillaren und der Alveole trägt zur ersten signifikanten Änderung der Partialdrücke bei. Dabei ist die Summe aller Partialdrücke in der Alveole größer als in der Arterie, in die die Lungenkapillaren münden. Die zweite Druckreduzierung findet bei dem Gasaustausch an den Zellen statt, wobei die Zelle Sauerstoff  $O_2$  aus dem Blut aufnimmt und Kohlendioxyd  $CO_2$  abgibt, das zum größten Teil an das Hämoglobin gebunden wird, so daß die Summe aller Partialdrücke in der Arterie größer ist als in der Vene.

Durch eine Elimination des Inertgases (höherer Sauerstoffanteil) im Atemgas ist es möglich die Druckdifferenz des "Oxygen Windows" noch zu erhöhen (Wechsel auf EAN50 bei 21m oder auf 100%  $O_2$  bei 6m). Diese Druckdifferenz begünstigt die Elimination der Inertgase aus den Geweben und begünstigt die Kollabierung der Gasblasen, die im venösen Blut durch eine Druckreduzierung hervorgerufen auftreten. Der Grund liegt in dem Verhältniß von dem Umgebungsdruck, der in den Geweben und den entstandenen Gasblasen herrscht zu dem Gasdruck auf der venösen Seite des Blutkreislaufes.

# Kapitel 8

## Dekompressionsprogramme

Bei der Wahl eines Dekompressionsprogrammes liegen eher persönliche Vorlieben als wirklich objektive Betrachtungen der einzelnen Programme im Vordergrund. So ist es jedem Taucher selbst überlassen, welcher Software und welchem Dekompressionsmodell er vertraut. Die Art der Benutzeroberfläche und die Anzahl der beeinflussbaren Variablen sind genauso subjektiv zu betrachten, wie der Rechner (Betriebssystem) den der einzelne Taucher bevorzugt.

Auch direkte Vergleiche der Ergebnisse zweier Dekompressionsprogramme mit gleichem Rechenmodell können wenig über die Qualität des Programmes aussagen, da immer unterschiedliche Ergebnisse bei gleichen Voreinstellungen (nach Möglichkeit) heraus kommen. Das liegt an den einzelnen Algorithmen, die von jedem Softwareentwickler selbst erstellt werden müssen, da die Autoren der Dekompressionsmodelle (z.B. Bühlmann, Wienke, usw.) zwar Gleichungen und Zusammenhänge aus ihren Forschungen angeben, aber keine fertigen Algorithmen.

**Dekompressionsprogramme sind nur Werkzeuge, die versuchen anhand eines Rechenmodells einen Vorgang zu beschreiben, sie sind keine Garantie dafür, daß man bei Einhaltung der berechneten Pläne keinen Dekompressionsunfall erleidet !!!**

### 8.1 Proplanner

Eines der ersten Dekompressionsprogramme für den PC war *ProPlanner*. Es wurde Anfang der 90'er Jahre entwickelt, in der die meisten PCs mit normalem MS-DOS (Zeilenorientiert) arbeiteten. Dafür brachte das Programm eine schon fortschrittliche Oberfläche auf dem Grafikbildschirm mit. Das Programm verwendet das Rechenmodell nach A.A. Bühlmann mit der Möglichkeit einen Sicherheitsfaktor einzustellen, der den Inertgasanteil für die Berechnung erhöht. In diesem Programm schon enthalten waren die Berechnung für ZNS, OTU, Gasmenge usw.

sowie die Möglichkeit einzelne Tauchreihen abzuspeichern und wieder laden zu können. Die Berechnung von Wiederholungstauchgängen war auch gegeben, was zu dieser Zeit nicht als Standard galt.

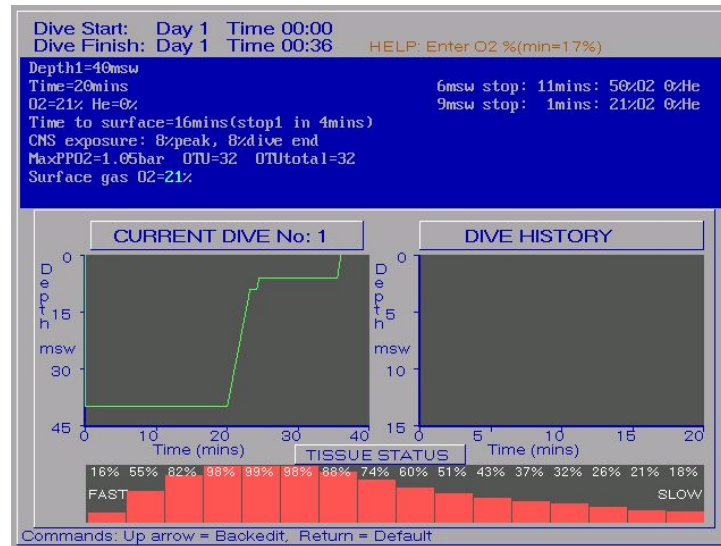


Abbildung 8.1: Pro Planner

Einen Nachteil, den dieses Programm mit sich bringt, ist die Anzahl der maximal möglichen Wegpunkte, die eingegeben werden können. So ist nach sechs Wegpunkten schluß und das Programm berechnet sofort den Weg nach oben. Das Programm wurde und wird immer noch weiter entwickelt. Auch eine Windowsversion mit neuen Möglichkeiten ist verfügbar.

## 8.2 Abyss

Eines der größeren Projekte zur Entwicklung von Dekompressionssoftware für den PC stellt *Abyss* dar. Es stellt hohe Ansprüche an die grafische Oberfläche, aber auch an die Bedienung selbst. Dieses Windowsprogramm enthält eine wahre Flut von Einstellungsmöglichkeiten, durch die es sich erst einmal durchzukämpfen gilt. Das Programm kann nach einem modifiziertem Modell nach Prof. Bühlmann oder nach dem RGBM Modell nach Dr. Wienke arbeiten. Wird das Modell nach Prof. Bühlmann verwendet, so stellt man fest, daß die Anzahl der Gewebe auf 32 erhöht wurden und es drei weitere Haupteinstellungen gibt, in denen man sich für einen Algorithmus entscheiden muß, bei denen die Entsättigungsgeschwindigkeit herabgesetzt wird. Bemerkenswert ist bei diesem Programm auch, daß selbst die  $a$  und  $b$  Koeffizienten von dem Benutzer manipuliert werden können. Das RGBM Modell, das später in das Programm eingepflegt wurde unterliegt noch einigen

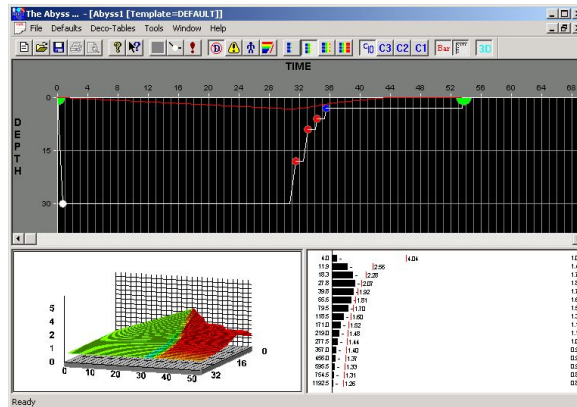


Abbildung 8.2: Abyss

Beschränkungen, die aber mit ausgeräumt werden dürften. Aufgrund der vielen Möglichkeiten, die das Programm bietet ist die Enarbeitungszeit größer als bei den anderen Programmen.

### 8.3 GAP

GAP (Gas Apsoptions Program) ist durch seine gelungene Oberfläche, seine zweckmäßige Ausstattung, aber vor allem wohl dadurch bekannt geworden, daß es bis zur Version 1.2x frei erhältlich war. Es basiert (Version bis 1.22) auf dem ZH-L16 Modell nach Prof. Bühlmann und hat die Gradientenfaktoren nach Baker in seinem Algorithmus integriert.

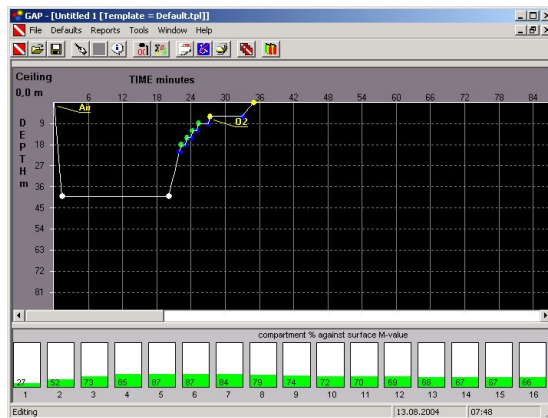


Abbildung 8.3: GAP

Inzwischen ist auch dieses Programm ins kommerzielle Lager gewechselt und das

mit einem völlig neu überarbeitetem Algorithmus, der sowohl das ZH-L16 Rechenmodell beherrscht als auch das RGBM Modell. Es gibt auch eine kleine Version (GAP Lite) für den Pocket PC mit weniger Komfort und Möglichkeiten, aber mit allen wichtigen Funktionen die man für eine Tauchgangsplanung braucht.

## 8.4 V - Planner

bla

## 8.5 Trust

Das letzte hier vorgestellte Programm ist *Trust*. Es verwendet das Rechenmodell ZH-L16 nach Prof. Bühlmann und ist mit Hilfe der Programmiersprache Java implementiert worden, so daß es auf jeder beliebigen Plattform (Windows, Linux, Mac ..) läuft, die eine Standardjavaumgebung zur Verfügung stellt.

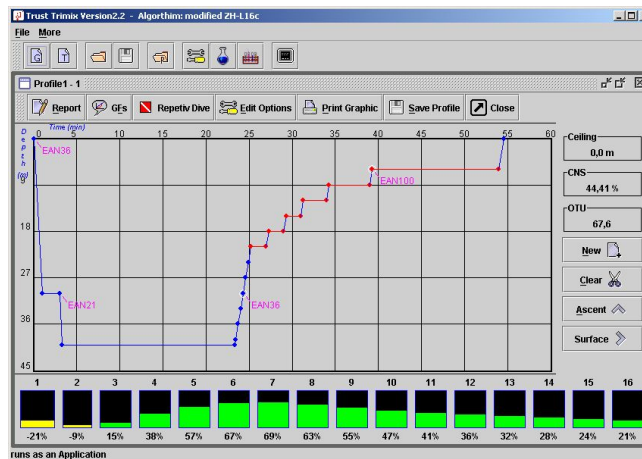


Abbildung 8.4: Trust

# Abbildungsverzeichnis

3.1	Druck verursacht durch die Stöße von Molekülen gegen die Wand	5
3.2	Kompression eines Gases . . . . .	7
3.3	Verhältnis des Umgebungsdruckes zu der in Lösung befindlichen Gasmenge . . . . .	9
4.1	Klassisches Tauchprofil . . . . .	14
4.2	Relative narkotische Wirkung der Inertgase . . . . .	16
5.1	Exponentielle Aufsättigung . . . . .	20
5.2	Exponentielle Entsättigung . . . . .	21
5.3	M-Values nach Robert Workman . . . . .	24
5.4	a u. b Koeffizienten nach Bühlmann . . . . .	26
5.5	Sättigungsverlauf eines Kompartiments während eines Tauchganges	29
5.6	Auf-/Entsättigung aller 16 Kompartimente bei einem simulierten Tauchgang . . . . .	30
5.7	Auswirkung der neuen <i>a</i> und <i>b</i> Koeffizienten . . . . .	31
5.8	Lineare Annäherung an die maximal zulässigen Werte . . . . .	33
6.1	Einfluß des Umgebungsdruckes auf Blasen . . . . .	37
7.1	Interpolation zwischen zwei Werten . . . . .	40
8.1	Pro Planner . . . . .	44
8.2	Abyss . . . . .	45
8.3	GAP . . . . .	45
8.4	Trust . . . . .	46
9.1	Aufrufen der Options im Hauptschirm . . . . .	47
9.2	Editieren der Options . . . . .	48
9.3	Editieren der Options - Reiter Dekompression . . . . .	48
9.4	Editieren der Dekogase . . . . .	49
9.5	Dekompressionsprofil im Grafikinterface . . . . .	50
9.6	Report des Tauchganges . . . . .	50
9.7	Ausdruck des Reports . . . . .	51

9.8	Abbruchplan für den Tauchgang . . . . .	51
D.1	Lineare Annäherung an die maximal zulässigen Werte . . . . .	66

# Tabellenverzeichnis

3.1 Löslichkeitskoeffizienten in Abhängigkeit der Gasart und der Temperatur .	9
3.2 Dichte von Gasen .....	10
5.1 Halbwertszeiten der Kompartimente nach Haldane .....	22
5.2 Halbwertszeiten und Übersättigungsspannungen der US Navy Tabelle ...	23
5.3 Halbwertszeiten und M-Werte nach Workman .....	24
5.4 Halbwertszeiten der Kompartimente für $N_2$ und He nach Bühlmann .....	25
5.5 Zuordnung der Gewebe zu den 16 Kompartimenten .....	26
5.6 a und b Koeffizienten des ZH-L16 Modelles für Stickstoff .....	27
5.7 a und b Koeffizienten des ZH-L16 Modelles für Helium .....	28
7.1 Expositionszeitgrenze für Sauerstoffpartialdrücke .....	39
7.2 Maximalwerte der Sauerstoffvergiftung der Lunge über mehrere Tage ....	41
E.1 Equivalente Luft Tiefe (EAD) und Sauerstoffpartialdruck ( $pO_2$ ) .....	67
F.1 Maximale Einsatztiefe (MOD) .....	68
G.1 Vergiftung des Zentralen Nervensystems (ZNS%) .....	69
H.1 Halbwertszeiten der Vergiftung des zentralen Nervensystems .....	70
I.1 Gasangleichungstabelle .....	71
I.2 Tabelle zum ablesen des Umkehrdruckes .....	72
J.1 Tabelle zum mischen von Nitrox .....	73
K.1 Tabelle zum mischen von HeliAir .....	74

# Anhang A

## allg. Gleichungen

### A.1 Absoluter Druck

Druck ( $P$  in *bar*) in der Tiefe ( $D$  in *m*)

$$P = \frac{D}{10} + 1 \quad (\text{A.1})$$

### A.2 Partialdruck

Partialdruck ( $p$  in *bar*) eines Gases ( $G$ )

$$p_G = F_G \cdot P \quad (\text{A.2})$$

Beispiel: Partialdruck von Sauerstoff ( $p_{O_2}$ )

$$p_{O_2} = F_{O_2} \cdot P \quad (\text{A.3})$$

### A.3 Best Mix

Bestes Gasgemisch ( $F_{O_2}$ )

$$F_{O_2} = \frac{p_{O_2 \max}}{P} \quad (\text{A.4})$$

## A.4 Maximum Operation Depth

Maximaler Einsatzdruck ( $MOP$  in  $bar$ )

$$MOP = \frac{pO_{2max}}{FO_2} \quad (A.5)$$

Maximale Einsatztiefe ( $MOD$  in  $m$ )

$$MOD = \left( \frac{pO_{2max}}{FO_2} - 1 \right) \cdot 10 \quad (A.6)$$

## A.5 Equivalent Air Depth

Äquivalenter Luftdruck ( $EAP$  in  $bar$ )

$$EAP = \frac{FN_2}{0.79} \cdot P_{abs} \quad (A.7)$$

Äquivalente Lufttiefe ( $EAD$  in  $m$ )

$$EAD = \left( \frac{FN_2 \cdot (D + 10)}{0.79} \right) - 10 \quad (A.8)$$

## A.6 Equivalent Nitrogen Depth

### A.6.1 Oxygen is not narcotic

Äquivalente Stickstofftiefe ( $END$  in  $m$ ), in der Sauerstoff als nicht narkotisierend angenommen wird

$$END = \left( \frac{FN_2 \cdot (D + 10)}{0.79} \right) - 10 \quad (A.9)$$

$$FN_2 = \frac{(END + 10) \cdot 0.79}{D + 10} \quad (A.10)$$

### A.6.2 Oxygen is narcotic

Äquivalente Stickstofftiefe ( $END$  in  $m$ ), in der Sauerstoff als narkotisierend angenommen wird

$$END = \left( \frac{(FN_2 + FO_2) \cdot (D + 10)}{1.0} \right) - 10 \quad (\text{A.11})$$

$$END = [(1 - FHe) \cdot (D + 10)] - 10$$

$$FHe = 1 - \frac{END + 10}{D + 10} \quad (\text{A.12})$$

## A.7 Oxygen Tolerance Unit

Pulmonale- oder Ganzkörper- Sauerstoffvergiftung

$$OTU = min \cdot \left( \frac{pO_2 - 0.5}{0.5} \right)^{0.83} \quad (\text{A.13})$$

## A.8 Central Nervous System Oxygen Toxicity

Sauerstoffvergiftung des zentralen Nervensystems ( $ZNS$  in %)

$$ZNS = \frac{\text{Tauchzeit bei } pO_2 \text{ in min}}{\text{NOAA Exponitionszeitgrenze bei diesem } pO_2 \text{ in min}} \cdot 100\% \quad (\text{A.14})$$

Halbwertszeit des ZNS-Vergiftung

$$ZNS(t) = ZNS_0 \cdot e^{-\lambda \cdot t} \quad (\text{A.15})$$

Mit  $\lambda$  gleich  $\frac{\ln 2}{T_h}$  und  $T_h = 90 \text{ min}$ .

$T_h$  = Halbwertszeit

$\lambda$  = Zerfallskonstante

t = Zeit

$ZNS_0$  = Anfangswert

## A.9 Barometrische Höhenformel

$$P = 1.013 \text{ bar} \cdot e^{-\frac{h}{7986.232 \text{ m}}} \quad (\text{A.16})$$

## A.10 Ideale Gasgesetz

$$p \cdot V = n \cdot R \cdot T \quad (\text{A.17})$$

$$\frac{P_1 \cdot V_1}{T_1} = \frac{P_2 \cdot V_2}{T_2} \quad (\text{A.18})$$

# Anhang B

## Mischen von Gasen

Um zu ermitteln in welchem Verhältnis die Gase gemischt werden müssen, damit man eine gewünschte Mischung erhält, reicht in den meisten Fällen das ideale Gasgesetz aus. Nun werden in Abhängigkeit der Voraussetzungen Gleichungen aufgestellt, die gelöst werden müssen. In B.1 bis B.3 werden Beispiele (ohne Lösung des Gleichungssystems) angegeben.

### B.1 Mischen Ansatz 1

- leere Flasche
- mischen von Luft und Sauerstoff

$$\begin{aligned}x \cdot FO_2 + y \cdot 0.21 &= ED \cdot FO_2(ED) \\y \cdot 0.79 &= ED \cdot FN_2(ED)\end{aligned}\tag{B.1}$$

### B.2 Mischen Ansatz 2

- leere Flasche
- mischen von Nitrox und Luft

$$\begin{aligned}x \cdot FO_2 + y \cdot 0.21 &= ED \cdot FO_2(ED) \\x \cdot FN_2 + y \cdot 0.79 &= ED \cdot FN_2(ED)\end{aligned}\tag{B.2}$$

### B.3 Mischen Ansatz 3

- Restdruck in der Flasche
- mischen von Nitrox und Luft

$$\begin{aligned}
 RD \cdot FO_2(RD) + x \cdot FO_2 + y \cdot 0.21 &= ED \cdot FO_2(ED) \\
 RD \cdot FN_2(RD) + x \cdot FN_2 + y \cdot 0.79 &= ED \cdot FN_2(ED)
 \end{aligned}
 \tag{B.3}$$

$ED$	=	Enddruck in <i>bar</i>
$RD$	=	Restdruck in <i>bar</i>
$FO_2$	=	Anteil des Sauerstoffes
$FN_2$	=	Anteil des Stickstoffes
$FHe$	=	Anteil des Heliums

### B.4 Praxis 1 (Nitrox)

Frage: Wie viel Premix (EAN(PR)) muß auf eine Flasche gegeben werden, damit nach der Füllung auf den Enddruck (ED) das gewünschte Gemisch herauskommt?

$$\text{add EAN}(PR) = \frac{FO_2(ED) - FO_2(Air)}{FO_2(PR) - FO_2(Air)} \cdot ED
 \tag{B.4}$$

### B.5 Praxis 2 (Nitrox)

Frage: Wie viel Premix (EAN(PR)) muß auf eine Flasche gegeben werden, die einen Restdruck (RD) mit dem Gemisch  $FO_2(RD)$  hat, damit nach dem Toppen von Luft auf den Enddruck (ED) das gewünschte Gemisch  $FO_2(ED)$  entsteht?

Trick: Es wird erst ein EAN(adj) berechnet, das zusammen mit dem Restdruck den Enddruck und das gewünschte Gemisch erreichen würde. Dann wird der fehlende Druck für dieses Gemisch berechnet.

$$\begin{aligned}
 EAN(adj) &= \frac{FO_2(ED) \cdot ED - FO_2(RD) \cdot RD}{ED - RD} \\
 \text{add EAN}(PR) &= \frac{FO_2(adj) - FO_2(Air)}{FO_2(PR) - FO_2(Air)} \cdot (ED - RD)
 \end{aligned}
 \tag{B.5}$$

# Anhang C

## Herleitung der Sättigungsgleichung

### C.1 für konstante Umgebungsdrücke

Ausgangspunkt ist die zeitabhängige Differentialgleichung

$$\frac{dp(t)}{dt} = k \cdot (p_{in} - p(t)) \quad (\text{C.1})$$

Die Struktur dieser DGL entspricht einer linearen DGL, die mit Hilfe des integrierenden Faktors gelöst werden kann. Der integrierende Faktor einer DGL der Form

$$y' + f(x) \cdot y = g(x)$$

lautet

$$M(x) = e^{\int f(x) \cdot dx} .$$

Die Lösung der linearen Differentialgleichung erhält man dann durch

$$y(x) = \frac{1}{M(x)} \cdot \left( \int g(x) \cdot M(x) \cdot dx + C \right) .$$

Zuerst wird die DGL C.1 umgestellt und dann der integrierende Faktor bestimmt.

$$p'(t) + k \cdot p(t) = k \cdot p_{in}$$

Anschließend wird eingesetzt und von 0 bis  $t$  integriert.

$$\begin{aligned} p(t) &= e^{-k \cdot t} \cdot \left( \int_0^t k \cdot p_{in} \cdot e^{k \cdot t} \cdot dt + p_0 \right) \\ p(t) &= e^{-k \cdot t} \cdot \left( k \cdot p_{in} \cdot \left( \frac{1}{k} \cdot e^{k \cdot t} - \frac{1}{k} \cdot e^{k \cdot 0} \right) + p_0 \right) \\ p(t) &= e^{-k \cdot t} \cdot \left( p_{in} \cdot e^{k \cdot t} - p_{in} + p_0 \right) \\ p(t) &= p_{in} - p_{in} \cdot e^{-k \cdot t} + p_0 \cdot e^{-k \cdot t} \end{aligned}$$

Nach der Addition und anschließender Subtraktion von  $p_0$  erhält man:

$$p(t) = p_{in} \cdot (1 - e^{-k \cdot t}) - p_0 \cdot (1 - e^{-k \cdot t}) + p_0$$

Durch umformen erhält man die im Programm verwendete Gleichung:

$$p(t) = p_0 + (p_{in} - p_0) \cdot (1 - e^{-k \cdot t})$$

Die Konstante  $k$  berechnet sich aus dem  $\ln(2)$  und der Halbwertszeit des entsprechenden Kompartimentes  $T_{1/2}$ .

$$k = \frac{\ln(2)}{T_{1/2}}$$

- $p(t)$  : Inertgaspartialdruck im Kompartiment
- $p_{in}$  : Inspiratorischer Inertgaspartialdruck
- $p_0$  : Integrationskonstante  $C \equiv p(t)$  zum Zeitpunkt  $t=0$
- $t$  : Zeit
- $T_{1/2}$  : Halbwertszeit

## C.2 für konstante Druckänderungen

Ausgangspunkt ist die zeitabhängige Differentialgleichung

$$\frac{dp(t)}{dt} = k \cdot (p_{in} + R \cdot t - p(t))$$

Die Lösung dieser linearen Differentialgleichung erhält man analog zu der Herleitung der Sättigungsgleichung für konstante Umgebungsdrücke. Umstellung der Differentialgleichung:

$$p'(t) + k \cdot p(t) = k \cdot R \cdot t + k \cdot p_{in}$$

Integrierenden Faktor bestimmen:

$$M(t) = e^{\int k \cdot dt} = e^{k \cdot t}$$

Einsetzen und von 0 bis  $t$  integrieren:

$$\begin{aligned}
 p(t) &= e^{-k \cdot t} \cdot \left( \int_0^t (k \cdot R \cdot t + k \cdot p_{in}) \cdot e^{k \cdot t} \cdot dt + p_0 \right) \\
 p(t) &= e^{-k \cdot t} \cdot \left( \int_0^t k \cdot R \cdot t \cdot e^{k \cdot t} \cdot dt + \int_0^t k \cdot p_{in} \cdot e^{k \cdot t} \cdot dt + p_0 \right) \\
 p(t) &= e^{-k \cdot t} \cdot \left[ k \cdot R \cdot \left( \frac{1}{k^2} \cdot e^{k \cdot t} \cdot (k \cdot t - 1) \right)_0^t + k \cdot p_{in} \cdot \left( \frac{1}{k} \cdot e^{k \cdot t} \right)_0^t + p_0 \right] \\
 p(t) &= e^{-k \cdot t} \cdot \left[ k \cdot R \cdot \left( \frac{1}{k^2} \cdot e^{k \cdot t} \cdot (k \cdot t - 1) - \frac{1}{k^2} \cdot e^{k \cdot 0} \cdot (k \cdot 0 - 1) \right) + k \cdot p_{in} \cdot \left( \frac{1}{k} \cdot e^{k \cdot t} - \frac{1}{k} \cdot e^{k \cdot 0} \right) + p_0 \right] \\
 p(t) &= e^{-k \cdot t} \cdot \left( \frac{R}{k} \cdot e^{k \cdot t} \cdot (k \cdot t - 1) + \frac{R}{k} + p_{in} \cdot e^{k \cdot t} - p_{in} + p_0 \right) \\
 p(t) &= \frac{R}{k} \cdot (k \cdot t - 1) + \frac{R}{k} \cdot e^{-k \cdot t} + p_{in} - p_{in} \cdot e^{-k \cdot t} + p_0 \cdot e^{-k \cdot t} \\
 p(t) &= R \cdot t - \frac{R}{k} + p_{in} + \left( \frac{R}{k} - p_{in} + p_0 \right) \cdot e^{-k \cdot t}
 \end{aligned}$$

Nach der Addition und anschließender Subtraktion von  $p_0$  erhält man:

$$p(t) = R \cdot t - \frac{R}{k} + p_{in} + \left( \frac{R}{k} - p_{in} + p_0 \right) \cdot e^{-k \cdot t} + p_0 - p_0$$

Durch umformen erhält man die im Programm verwendete Gleichung:

$$\boxed{p(t) = p_0 + R \cdot t + \left( p_{in} - \frac{R}{k} - p_0 \right) \cdot \left( 1 - e^{-k \cdot t} \right)}$$

Die Konstante  $k$  berechnet sich aus dem  $\ln(2)$  und der Halbwertszeit des entsprechenden Kompartimentes  $T_{1/2}$ .

$$k = \frac{\ln(2)}{T_{1/2}}$$

- $p(t)$  : Inertgaspartialdruck im Kompartiment
- $p_{in}$  : Inspiratorischer Inertgaspartialdruck
- $p_0$  : Integrationskonstante  $C \equiv p(t)$  zum Zeitpunkt  $t=0$
- $t$  : Zeit
- $R$  : Druckänderungsgeschwindigkeit
- $T_{1/2}$  : Halbwertszeit

# Anhang D

## Herleitung der Gradientenfaktoren nach E. Baker

Die Geradengleichung der M-Werte entspricht:

$$p_{i.G.} = \frac{1}{b} \cdot P_{abs} + a$$

Der Abstand zwischen der  $P_{abs}$  Geraden und der Geraden der M-Werte beträgt:

$$Abstand = \frac{1}{b} \cdot P_{abs} + a - P_{abs}$$

Prozentuale Aufteilung des Abstandes zwischen den Geraden:

$$\Rightarrow \left( \frac{1}{b} \cdot P_{abs} + a - P_{abs} \right) \cdot \frac{f}{100}$$

$f$  kann Werte zwischen 0 und 100 annehmen. Anschließend wird  $P_{abs}$  wieder dazu addiert.

$$\Rightarrow \left( \frac{1}{b} \cdot P_{abs} + a - P_{abs} \right) \cdot \frac{f}{100} + P_{abs}$$

Nach Umformungen erhält man die vom Programm verwendete Gleichung.

$$p_{i.G.,max} = \frac{1}{b} \cdot P_{abs} \cdot \frac{f}{100} + a \cdot \frac{f}{100} - P_{abs} \cdot \frac{f}{100} + P_{abs}$$

$$p_{i.G.,max} = P_{abs} \cdot \left( \frac{GF}{b} - GF + 1 \right) + GF \cdot a$$

$$P_{abs,min} = \frac{p_{i.G.} - GF \cdot a}{\frac{GF}{b} - GF + 1}$$

## D.1 Gradientenfaktoren nach E. Baker

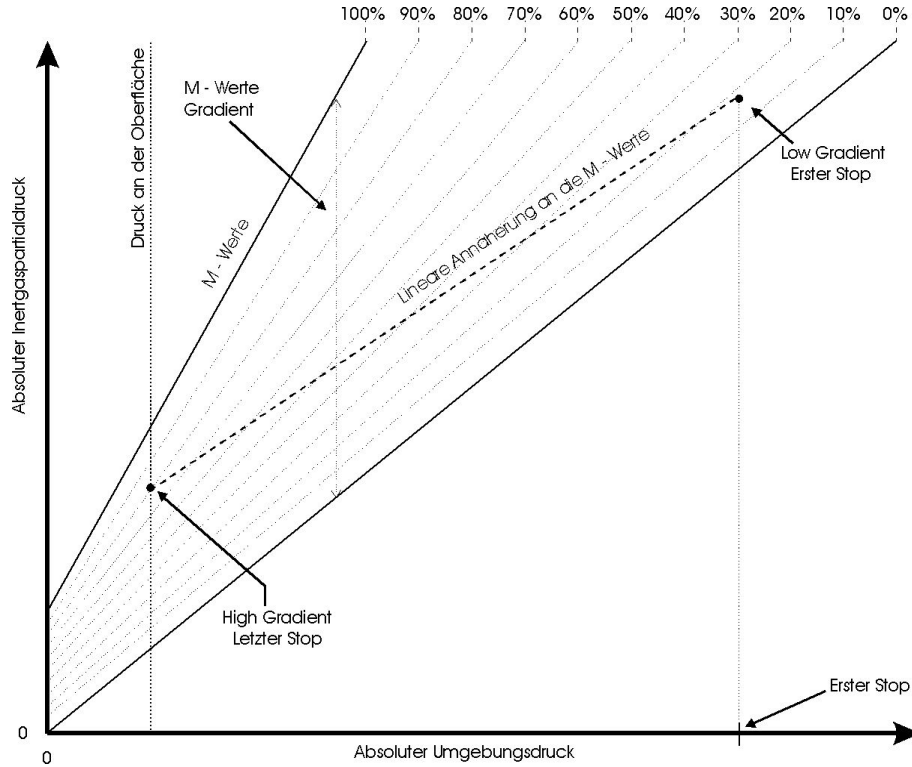


Abbildung D.1: Lineare Annäherung an die maximal zulässigen Werte

$$GF_{Steigung} = \frac{GF_{high} - GF_{low}}{0 - \text{erste Stoptiefe}} \quad (D.1)$$

$$GF = GF_{Steigung} \cdot \text{aktuelle Stoptiefe} + GF_{high} \quad (D.2)$$

$$P_{abs,min} = \frac{p_{i.G.} - GF \cdot a}{\frac{GF}{b} - GF + 1} \quad (D.3)$$

$$p_{i.G.,max} = P_{abs} \cdot \left( \frac{GF}{b} - GF + 1 \right) + GF \cdot a \quad (D.4)$$

# Anhang E

## *EAD – PO<sub>2</sub>* Tabelle

O <sub>2</sub> %	21,00	24,00	26,00	28,00	30,00	32,00	34,00	36,00	38,00	40,00
<b>MSW</b>										
<b>PO<sub>2</sub></b>										
3,00	3,00 0,28	3,00 0,32	3,00 0,34	2,00 0,37	2,00 0,39	2,00 0,42	1,00 0,45	1,00 0,47	1,00 0,50	1,00 0,52
6,00	6,00 0,34	6,00 0,39	5,00 0,42	5,00 0,45	5,00 0,48	4,00 0,52	4,00 0,55	3,00 0,58	3,00 0,61	3,00 0,64
9,00	9,00 0,40	9,00 0,46	8,00 0,50	8,00 0,54	7,00 0,57	7,00 0,61	6,00 0,65	6,00 0,69	5,00 0,73	5,00 0,76
12,00	12,00 0,47	12,00 0,53	11,00 0,58	11,00 0,62	10,00 0,66	9,00 0,71	9,00 0,75	8,00 0,80	8,00 0,84	7,00 0,88
15,00	15,00 0,53	15,00 0,60	14,00 0,65	13,00 0,70	13,00 0,75	12,00 0,80	11,00 0,85	11,00 0,90	10,00 0,95	9,00 1,00
18,00	18,00 0,59	17,00 0,68	17,00 0,73	16,00 0,79	15,00 0,84	15,00 0,90	14,00 0,96	13,00 1,01	12,00 1,07	12,00 1,12
21,00	21,00 0,66	20,00 0,75	20,00 0,81	19,00 0,87	18,00 0,93	17,00 1,00	16,00 1,06	16,00 1,12	15,00 1,18	14,00 1,24
24,00	24,00 0,72	23,00 0,82	22,00 0,89	21,00 0,96	21,00 1,02	20,00 1,09	19,00 1,16	18,00 1,23	17,00 1,30	16,00 1,36
27,00	27,00 0,78	26,00 0,89	25,00 0,97	24,00 1,04	23,00 1,11	22,00 1,19	21,00 1,26	20,00 1,34	20,00 1,41	19,00 1,48
30,00	30,00 0,84	29,00 0,96	28,00 1,04	27,00 1,12	26,00 1,20	25,00 1,28	24,00 1,36	23,00 1,44	22,00 1,52	21,00 1,60
33,00	33,00 0,91	32,00 1,04	31,00 1,12	30,00 1,21	29,00 1,29	28,00 1,38	26,00 1,47	25,00 1,55	24,00 1,64	23,00 1,72
36,00	36,00 0,97	35,00 1,11	34,00 1,20	32,00 1,29	31,00 1,38	30,00 1,48	29,00 1,57	28,00 1,66	27,00 1,75	25,00 1,84
39,00	39,00 1,03	38,00 1,18	36,00 1,28	35,00 1,38	34,00 1,47	33,00 1,57	31,00 1,67	30,00 1,77	29,00 1,87	28,00 1,96
42,00	42,00 1,10	41,00 1,25	39,00 1,36	38,00 1,46	37,00 1,56	35,00 1,67	34,00 1,77	33,00 1,88	31,00 1,98	30,00 2,08
45,00	45,00 1,16	43,00 1,32	42,00 1,43	41,00 1,54	39,00 1,65	38,00 1,76	36,00 1,87	35,00 1,98	34,00 2,09	32,00 2,20
48,00	48,00 1,22	46,00 1,40	45,00 1,51	43,00 1,63	42,00 1,74	40,00 1,86	39,00 1,98	37,00 2,09	36,00 2,21	35,00 2,32
51,00	51,00 1,29	49,00 1,47	48,00 1,59	46,00 1,71	45,00 1,83	43,00 1,96	41,00 2,08	40,00 2,20	38,00 2,32	37,00 2,44
54,00	54,00 1,35	52,00 1,54	50,00 1,67	49,00 1,80	47,00 1,92	46,00 2,05	44,00 2,18	42,00 2,31	41,00 2,44	39,00 2,56
57,00	57,00 1,41	55,00 1,61	53,00 1,75	52,00 1,88	50,00 2,01	48,00 2,15	46,00 2,28	45,00 2,42	43,00 2,55	41,00 2,68
60,00	60,00 1,47	58,00 1,68	56,00 1,82	54,00 1,96	53,00 2,10	51,00 2,24	49,00 2,38	47,00 2,52	45,00 2,66	44,00 2,80

# Anhang F

## MOD Tabelle

PO <sub>2</sub>	0,60	0,70	0,80	0,90	1,00	1,10	1,20	1,30	1,40	1,50	1,60
EANx											
21	18,0	23,0	28,0	32,0	37,0	42,0	47,0	51,0	56,0	61,0	66,0
22	17,0	21,0	26,0	30,0	35,0	40,0	44,0	49,0	53,0	58,0	62,0
23	16,0	20,0	24,0	29,0	33,0	37,0	42,0	46,0	50,0	55,0	59,0
24	15,0	19,0	23,0	27,0	31,0	35,0	40,0	44,0	48,0	52,0	56,0
25	14,0	18,0	22,0	26,0	30,0	34,0	38,0	42,0	46,0	50,0	54,0
26	13,0	16,0	20,0	24,0	28,0	32,0	36,0	40,0	43,0	47,0	51,0
27	12,0	15,0	19,0	23,0	27,0	30,0	34,0	38,0	41,0	45,0	49,0
28	11,0	15,0	18,0	22,0	25,0	29,0	32,0	36,0	40,0	43,0	47,0
29	10,0	14,0	17,0	21,0	24,0	27,0	31,0	34,0	38,0	41,0	45,0
30	10,0	13,0	16,0	20,0	23,0	26,0	30,0	33,0	36,0	40,0	43,0
31	9,0	12,0	15,0	19,0	22,0	25,0	28,0	31,0	35,0	38,0	41,0
32	8,0	11,0	15,0	18,0	21,0	24,0	27,0	30,0	33,0	36,0	40,0
33	8,0	11,0	14,0	17,0	20,0	23,0	26,0	29,0	32,0	35,0	38,0
34	7,0	10,0	13,0	16,0	19,0	22,0	25,0	28,0	31,0	34,0	37,0
35	7,0	10,0	12,0	15,0	18,0	21,0	24,0	27,0	30,0	32,0	35,0
36	6,0	9,0	12,0	15,0	17,0	20,0	23,0	26,0	28,0	31,0	34,0
37	6,0	8,0	11,0	14,0	17,0	19,0	22,0	25,0	27,0	30,0	33,0
38	5,0	8,0	11,0	13,0	16,0	18,0	21,0	24,0	26,0	29,0	32,0
39	5,0	7,0	10,0	13,0	15,0	18,0	20,0	23,0	25,0	28,0	31,0
40	5,0	7,0	10,0	12,0	15,0	17,0	20,0	22,0	25,0	27,0	30,0

© by M. Keimes

1. In der oberen Zeile wird der gewünschte  $pO_2$  gesucht
2. In der linken Spalte wird das verwendete Gasgemisch gesucht
3. Am Schnittpunkt der Spalte und der Zeile findet man die entsprechende maximale Einsatztiefe für das Gasgemisch und den ausgewählten  $pO_2$ .

# Anhang G

## ZNS Tabelle

PO2	0,6	0,7	0,8	0,9	1	1,1	1,2	1,3	1,4	1,5	1,6
Limit pro TG	720	570	450	360	300	240	210	180	150	120	45
Minuten											
2	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	5
4	1	1	1	2	2	2	2	3	3	4	9
6	1	2	2	2	2	3	3	4	4	5	14
8	2	2	2	3	3	4	4	5	6	7	18
10	2	2	3	3	4	5	5	6	7	9	23
12	2	3	3	4	4	5	6	7	8	10	27
14	2	3	4	4	5	6	7	8	10	12	32
16	3	3	4	5	6	7	8	9	11	14	36
18	3	4	4	5	6	8	9	10	12	15	40
20	3	4	5	6	7	9	10	12	14	17	45
22	4	4	5	7	8	10	11	13	15	19	49
24	4	5	6	7	8	10	12	14	16	20	54
26	4	5	6	8	9	11	13	15	18	22	58
28	4	5	7	8	10	12	14	16	19	24	63
30	5	6	7	9	10	13	15	17	20	25	67
32	5	6	8	9	11	14	16	18	22	27	72
34	5	6	8	10	12	15	17	19	23	29	76
36	5	7	8	10	12	15	18	20	24	30	80
38	6	7	9	11	13	16	19	22	26	32	85
40	6	8	9	12	14	17	20	23	27	34	89
42	6	8	10	12	14	18	20	24	28	35	94
44	7	8	10	13	15	19	21	25	30	37	98
46	7	9	11	13	16	20	22	26	31	39	103
48	7	9	11	14	16	20	23	27	32	40	107
50	7	9	12	14	17	21	24	28	34	42	112
52	8	10	12	15	18	22	25	29	35	44	116
54	8	10	12	15	18	23	26	30	36	45	120
56	8	10	13	16	19	24	27	32	38	47	125
58	9	11	13	17	20	25	28	33	39	49	129
60	9	11	14	17	20	25	29	34	40	50	134

# Anhang H

## *ZNS – Halbwertszeiten* Tabelle

Minutes	30	60	90	120	180	240	300	360
Start %								
100	80	63	50	40	25	16	10	7
95	76	60	48	38	24	15	10	6
90	72	57	45	36	23	15	9	6
85	68	54	43	34	22	14	9	6
80	64	51	40	32	20	13	8	5
75	60	48	38	30	19	12	8	5
70	56	45	35	28	18	12	7	5
65	52	41	33	26	17	11	7	5
60	48	38	30	24	15	10	6	4
55	44	35	28	22	14	9	6	4
50	40	32	25	20	13	8	5	4
45	36	29	23	18	12	8	5	3
40	32	26	20	16	10	7	4	3
35	28	23	18	14	9	6	4	3
30	24	19	15	12	8	5	3	2
25	20	16	13	10	7	4	3	2
20	16	13	10	8	5	4	2	2
15	12	10	8	6	4	3	2	1
10	8	7	5	4	3	2	1	1

© by M. Keimes

# Anhang I

## *SAC – Ratio – Factor* Tabelle

ltr/min	30	28	26	24	22	20	18	16	14	12	10	9	8
30	0,67												
28	0,68	0,67											
26	0,69	0,68	0,67										
24	0,70	0,69	0,68	0,67									
22	0,71	0,70	0,69	0,68	0,67								
20	0,72	0,71	0,70	0,69	0,68	0,67							
18	0,73	0,72	0,71	0,70	0,69	0,68	0,67						
16	0,75	0,74	0,73	0,72	0,71	0,70	0,68	0,67					
14	0,76	0,75	0,75	0,74	0,72	0,71	0,70	0,69	0,67				
12	0,78	0,77	0,76	0,75	0,74	0,73	0,72	0,70	0,69	0,67			
10	0,80	0,80	0,79	0,78	0,77	0,75	0,74	0,73	0,71	0,69	0,67		
9	0,82	0,81	0,80	0,79	0,78	0,77	0,75	0,74	0,72	0,70	0,68	0,67	
8	0,83	0,82	0,81	0,80	0,79	0,78	0,77	0,75	0,74	0,72	0,70	0,68	0,67

© by M.Keimes

SRF:	0,67	0,68	0,69	0,7	0,71	0,72	0,73	0,74	0,75	0,76	0,77	0,78	0,79	0,8	0,81	0,82	0,83
BAR																	
100	67	68	69	70	71	72	73	74	75	76	77	78	79	80	81	82	83
110	74	75	76	77	79	80	81	82	83	84	85	86	87	88	90	91	92
120	81	82	83	84	86	87	88	89	90	92	93	94	95	96	98	99	100
130	88	89	90	91	93	94	95	97	98	99	101	102	103	104	106	107	108
140	94	96	97	98	100	101	103	104	105	107	108	110	111	112	114	115	117
150	101	102	104	105	107	108	110	111	113	114	116	117	119	120	122	123	125
160	108	109	111	112	114	116	117	119	120	122	124	125	127	128	130	132	133
170	114	116	118	119	121	123	125	126	128	130	131	133	135	136	138	140	142
180	121	123	125	126	128	130	132	134	135	137	139	141	143	144	146	148	150
190	128	130	132	133	135	137	139	141	143	145	147	149	151	152	154	156	158
200	134	136	138	140	142	144	146	148	150	152	154	156	158	160	162	164	166
210	141	143	145	147	150	152	154	156	158	160	162	164	166	168	171	173	175
220	148	150	152	154	157	159	161	163	165	168	170	172	174	176	179	181	183
230	155	157	159	161	164	166	168	171	173	175	178	180	182	184	187	189	191
240	161	164	166	168	171	173	176	178	180	183	185	188	190	192	195	197	200
250	168	170	173	175	178	180	183	185	188	190	193	195	198	200	203	205	208
260	175	177	180	182	185	188	190	193	195	198	201	203	206	208	211	214	216
270	181	184	187	189	192	195	198	200	203	206	208	211	214	216	219	222	225
280	188	191	194	196	199	202	205	208	210	213	216	219	222	224	227	230	233
290	195	198	201	203	206	209	212	215	218	221	224	227	230	232	235	238	241
300	201	204	207	210	213	216	219	222	225	228	231	234	237	240	243	246	249

# Anhang J

## *EANx – Mixing* Tabelle

P(bar)	30	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150	160	170	180	190	200	210	220	230
O2%																					
21	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
22	0	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2	2	3	3	3
23	1	1	1	2	2	2	2	3	3	3	3	4	4	4	4	5	5	5	5	6	6
24	1	2	2	2	3	3	3	4	4	5	5	5	6	6	6	7	7	8	8	8	9
25	2	2	3	3	4	4	5	5	6	6	7	7	8	8	9	9	10	10	11	11	12
26	2	3	3	4	4	5	6	6	7	8	8	9	9	10	11	11	12	13	13	14	15
27	2	3	4	5	5	6	7	8	8	9	10	11	11	12	13	14	14	15	16	17	17
28	3	4	4	5	6	7	8	9	10	11	12	12	13	14	15	16	17	18	19	19	20
29	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23
30	3	5	6	7	8	9	10	11	13	14	15	16	17	18	19	21	22	23	24	25	26
31	4	5	6	8	9	10	11	13	14	15	16	18	19	20	22	23	24	25	27	28	29
32	4	6	7	8	10	11	13	14	15	17	18	19	21	22	24	25	26	28	29	31	32
33	5	6	8	9	11	12	14	15	17	18	20	21	23	24	26	27	29	30	32	33	35
34	5	7	8	10	12	13	15	16	18	20	21	23	25	26	28	30	31	33	35	36	38
35	5	7	9	11	12	14	16	18	19	21	23	25	27	28	30	32	34	35	37	39	41
36	6	8	9	11	13	15	17	19	21	23	25	27	28	30	32	34	36	38	40	42	44
37	6	8	10	12	14	16	18	20	22	24	26	28	30	32	34	36	38	41	43	45	47
38	6	9	11	13	15	17	19	22	24	26	28	30	32	34	37	39	41	43	45	47	49
39	7	9	11	14	16	18	21	23	25	27	30	32	34	36	39	41	43	46	48	50	52
40	7	10	12	14	17	19	22	24	26	29	31	34	36	38	41	43	46	48	51	53	55
41	8	10	13	15	18	20	23	25	28	30	33	35	38	41	43	46	48	51	53	56	58
42	8	11	13	16	19	21	24	27	29	32	35	37	40	43	45	48	51	53	56	58	61
43	8	11	14	17	19	22	25	28	31	33	36	39	42	45	47	50	53	56	58	61	64
44	9	12	15	17	20	23	26	29	32	35	38	41	44	47	49	52	55	58	61	64	67
45	9	12	15	18	21	24	27	30	33	36	39	43	46	49	52	55	58	61	64	67	70
46	9	13	16	19	22	25	28	32	35	38	41	44	47	51	54	57	60	63	66	70	73
47	10	13	16	20	23	26	30	33	36	39	43	46	49	53	56	59	63	66	69	72	76
48	10	14	17	21	24	27	31	34	38	41	44	48	51	55	58	62	65	68	72	75	79
49	11	14	18	21	25	28	32	35	39	43	46	50	53	57	60	64	67	71	74	78	82
50	11	15	18	22	26	29	33	37	40	44	48	51	55	59	62	66	70	73	77	81	84
51	11	15	19	23	27	30	34	38	42	46	49	53	57	61	65	68	72	76	80	84	87
52	12	16	20	24	27	31	35	39	43	47	51	55	59	63	67	71	75	78	82	86	90
53	12	16	20	24	28	32	36	41	45	49	53	57	61	65	69	73	77	81	85	89	93
54	13	17	21	25	29	33	38	42	46	50	54	58	63	67	71	75	79	84	88	92	96
55	13	17	22	26	30	34	39	43	47	52	56	60	65	69	73	77	82	86	90	95	99
56	13	18	22	27	31	35	40	44	49	53	58	62	66	71	75	80	84	89	93	97	102
57	14	18	23	27	32	36	41	46	50	55	59	64	68	73	77	82	87	91	96	100	105
58	14	19	23	28	33	37	42	47	52	56	61	66	70	75	80	84	89	94	98	103	108
59	14	19	24	29	34	38	43	48	53	58	63	67	72	77	82	87	91	96	101	106	111
60	15	20	25	30	35	39	44	49	54	59	64	69	74	79	84	89	94	99	104	109	114
61	15	20	25	30	35	41	46	51	56	61	66	71	76	81	86	91	96	101	106	111	116
62	16	21	26	31	36	42	47	52	57	62	67	73	78	83	88	93	99	104	109	114	119
63	16	21	27	32	37	43	48	53	58	64	69	74	80	85	90	96	101	106	112	117	122
64	16	22	27	33	38	44	49	54	60	65	71	76	82	87	93	98	103	109	114	120	125
65	17	22	28	33	39	45	50	56	61	67	72	78	84	89	95	100	106	111	117	123	128
66	17	23	28	34	40	46	51	57	63	68	74	80	86	91	97	103	108	114	120	126	131
67	17	23	29	35	41	47	52	58	64	70	76	82	87	93	99	105	111	116	122	128	134
68	18	24	30	36	42	48	54	59	65	71	77	83	89	95	101	107	113	119	125	131	137
69	18	24	30	36	43	49	55	61	67	73	79	85	91	97	103	109	115	122	128	134	140
70	19	25	31	37	43	50	56	62	68	74	81	87	93	99	105	112	118	124	130	136	143

# Anhang K

## *Heli – Air* Tabelle

bar		140	150	160	170	180	190	200	210	220	230	240	250
Mix	%He												
18/14/68	14	19,6	21	22,4	23,8	25,2	26,6	28	29,4	30,8	32,2	33,6	35
17/19/64	19	26,6	28,5	30,4	32,3	34,2	36,1	38	39,9	41,8	43,7	45,6	47,5
16/24/60	24	33,6	36	38,4	40,8	43,2	45,6	48	50,4	52,8	55,2	57,6	60
15/28/57	28	39,2	42	44,8	47,6	50,4	53,2	56	58,8	61,6	64,4	67,2	70
14/33/53	33	46,2	49,5	52,8	56,1	59,4	62,7	66	69,3	72,6	75,9	79,2	82,5
13/38/49	38	53,2	57	60,8	64,6	68,4	72,2	76	79,8	83,6	87,4	91,2	95
12/43/45	43	60,2	64,5	68,8	73,1	77,4	81,7	86	90,3	94,6	98,9	103,2	107,5
11/49/40	49	68,6	73,5	78,4	83,3	88,2	93,1	98	102,9	107,8	112,7	117,6	122,5
10/52/38	52	72,8	78	83,2	88,4	93,6	98,8	104	109,2	114,4	119,6	124,8	130
9/57/34	57	79,8	85,5	91,2	96,9	102,6	108,3	114	119,7	125,4	131,1	136,8	142,5
8/62/30	62	86,8	93	99,2	105,4	111,6	117,8	124	130,2	136,4	142,6	148,8	155
7/67/26	67	93,8	100,5	107,2	113,9	120,6	127,3	134	140,7	147,4	154,1	160,8	167,5
6/72/22	72	100,8	108	115,2	122,4	129,6	136,8	144	151,2	158,4	165,6	172,8	180

© by M. Keimes