

Diplomarbeit

Konstruktion und Programmierung

eines

Unterwasser-Dekompressionsrechners



Technische Universität Darmstadt
Fachbereich Informatik, Fachgebiet Betriebssysteme

von

Alexander von Lünen
(Matr.Nr: 910831)

Prüfer:

Prof. Dr. Peter Kammerer

Betreuer:

Prof. Dr. Oliver Theel

Einreichungsdatum: 13.12.2002

DA-BS-2002-02

Diplomarbeit von Alexander von Lünen

Erklärung zur Diplomarbeit gemäß §19 Abs. 6 DPO/AT

Hiermit versichere ich, die vorliegende Diplomarbeit ohne Hilfe Dritter nur mit den angegebenen Quellen und Hilfsmitteln angefertigt zu haben. Alle Stellen, die aus den Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht worden. Diese Arbeit hat in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner Prüfungsbehörde vorgelegen.

Darmstadt, den 13. Dezember 2002

Kurzzusammenfassung

Die vorliegende Diplomarbeit mit dem Titel „Konstruktion und Programmierung eines Unterwasser-Dekompressionsrechners“ beschäftigt sich mit den zur Konstruktion eines sog. „Tauchcomputers“ notwendigen theoretischen und technischen Grundlagen. Es wird versucht, alle Kenntnisse zu sammeln, bzw. zu erarbeiten, die zur Realisierung eines solchen Gerätes nötig sind.

Ein Schwerpunkt der Arbeit wird auf den physikalischen und physiologischen Grundlagen gesetzt werden, um die Motivation für eine solche Konstruktion zu stiften, und die Problematik, bzw. die Schwierigkeiten, eines derartigen Vorhabens zu verdeutlichen. Der zweite Schwerpunkt liegt auf der technischen Umsetzung des Vorhabens und seiner besonderen Anforderung bzgl. der extremen Umweltbedingungen, unter der die Konstruktion arbeiten soll.

Hinweis: Die Diplomarbeit mit dem oben aufgeführten Titel wurde gemäß dem Datum auf dem Titelblatt eingereicht und im Januar 2003 mit der Note „sehr gut“ (1,0) bewertet. Die Notengebung erfolgte unter fachlichen Gesichtspunkten, also aus Sicht der Informatik. Leider sind nach Abgabe noch Fehler inhaltlicher Art, sowie in der Orthographie aufgefallen. Bei dem vorliegenden Dokument handelt es sich daher um eine revidierte Version der Originalarbeit, die nicht mehr vollständig der eingereichten Diplomarbeit entspricht. Datum der gegenwärtigen Revision: 12. Februar 2003

Abstract

The presented thesis, entitled "Construction and Programming of an Underwater-Decompressioncomputer", deals with the theoretical and technical foundations that are required to implement a so-called "Diving Computer". All required knowledge that is involved for such an implementation is being acquired and processed as necessary.

The one focus of this thesis will be dealing with the physical and physiological foundations, in order to convey the motivation for the construction, and to exhibit the problems and pitfalls in such a project. The other focus will be set on the technical aspects of the implementation, specifically the special constraints that are introduced by the extreme environmental conditions under which the apparatus has to operate.

Inhaltsverzeichnis

1 Motivation	7
1.1 Einführung	7
1.2 Aufgabenstellung	8
1.3 Hinweis: Haftungsausschluß	9
1.4 Danksagungen	9
2 Grundlagen	11
2.1 Terminologie und Einheiten	11
2.2 Physikalische Grundlagen	13
2.2.1 Druck	13
2.2.2 Gesetz von Boyle-Mariotte	15
2.2.3 Gesetz von Dalton	16
2.2.4 Gesetz von Henry	17
2.2.5 Diffusion und Strömung	19
2.2.6 Mechanik der Blasenbildung	20
2.3 Physiologische Grundlagen	22
2.3.1 Herz-/Kreislaufsystem	22
2.3.2 Atmung	28
2.3.3 Körpertemperatur	36
2.4 Zusammenfassung	38
3 Druckdifferenzauswirkung	39
3.1 Begriffe	39
3.2 Dekompressionskrankheit	43
3.2.1 Mechanik	45
3.2.2 Zahlen zur DCS	46
3.2.3 Symptome	47
3.2.4 Komplikationen	49
3.3 Grundlagen der Dekompressionstheorie	53
3.3.1 Historie	53
3.3.2 Haldane-Modell	55
3.3.3 Neo-Haldane-Modelle	59
3.3.4 Entwicklung von Tauchcomputern	69

3.3.5	Grenzen des Haldane-Modells	71
3.3.6	Zweiphasenmodelle	76
3.4	Zusammenfassung	83
4	Implementierung	85
4.1	Benutzte Dekompressionsmodelle	85
4.1.1	Bühlmann	85
4.1.2	Reduced Gradient Bubble Model	88
4.1.3	Abyss/RGBM	91
4.1.4	Flugverbotszeit	93
4.1.5	Deko-Stopps	94
4.1.6	Adaptive Dekompressionsmodelle	96
4.2	Hardware	98
4.2.1	Entwicklungsumgebung	100
4.2.2	Schaltung	101
4.2.3	Beschreibung der Komponenten	104
4.2.4	Besonderheiten	116
4.3	Software	117
4.3.1	Zustand Init	118
4.3.2	Zustand OFP	121
4.3.3	Zustand Menu	122
4.3.4	Zustand TG	124
4.3.5	Zustände „Alarm“ und „Beep“	127
4.4	Testreihen	130
4.5	Zusammenfassung und Ausblick	135
A	Anhänge	137
A.1	Tabellen	137
A.2	Programmstruktur	138
A.3	Programmteile	140
	Bildnachweis	147
	Verzeichnis der Tabellen	148
	Literatur	149

Kapitel 1

Motivation

Obviousness is always the enemy of correctness.
(Bertrand Russel)

1.1 Einführung

Seit über 100 Jahren wird das Tauchen mit Preßluft zu kommerziellen und militärischen Zwecken betrieben, seit ca. 50 Jahren verbreitet sich das Tauchen auch immer stärker als Freizeitbeschäftigung und hat mittlerweile den Charakter eines Breiten-sports angenommen.

Die unter allen Tauchern gefürchtete „Dekompressionskrankheit“ (früher auch einfach ugs. als „Taucherkrankheit“ bezeichnet) ist in den vielen Jahrzehnten des Preßlufttauchens Gegenstand zahlreicher Untersuchungen gewesen. Schon zu Beginn des 20. Jahrhunderts resultierten aus derartigen Forschungen sog. „Austauchtabel-len“ die das Auftauchen aus der Tiefe wesentlich risikoärmer werden ließen.

Die Forschungsbemühungen dauern bis zum heutigen Tage an, bedingt durch die Komplexität der involvierten physiologischen Prozesse und deren Wechselwirkungen. Ungeachtet dessen sind heute eine Reihe von erprobten Strategien zur Vermeidung der Dekompressionserkrankung bekannt und im Einsatz, so daß Tauchen heutzutage als eine der Sportarten mit dem geringsten Risiko eines tödlichen Unfalls (ca. 0,04 Prozent) gilt.

Schon in den 1950er Jahren wurden erstmalig Computer zur Berechnung von Austauchtabel-len benutzt. Dem allgemeinen Trend der Computerindustrie folgend wurden Anfang der 1980er die Mikroprozessoren hinreichend klein und leistungsfähig, so daß nun auch mobile Computer mit angeschlossenen Drucksensoren die Dekompressionsvorschriften in Echtzeit berechnen konnten. Diese sog. „Tauchcomputer“ der ersten Generation behalfen sich dabei z.T. durch ein einfaches „Table-Lookup“-Verfahren, berechneten also die physiologischen Verhältnisse nicht wirklich „live“. Die neuesten Modelle der aktuellen Tauchcomputergeneration sind wesentlich fortgeschrittener.

Die Tatsache allerdings, daß Tauchcomputer einen sehr sensiblen Spezialfall kriti-

scher, eingebetteter Computersysteme darstellen, bleibt davon natürlich unberührt. Die vorliegende Arbeit hat zum Ziel, die Schwierigkeiten der Entwicklung eines solchen Systems aufzuzeigen, indem ein Dekompressionsrechner für den Einsatz unter Wasser konstruiert und programmiert wird. Hierbei ist das Hauptaugenmerk auf der technischen Realisierung eines solchen Gerätes gerichtet und nicht auf die medizinisch bedenkenlose Verwendung in der Tauchpraxis.

An der Technischen Universität Darmstadt wurde bereits ein Projekt zum Themenkomplex *Tauchcomputer* durchgeführt (s. [KH02]). Hierbei lag allerdings der Schwerpunkt weniger auf der praxisnahen Realisierung eines solchen Gerätes, als vielmehr auf der virtuellen Modellierung der beteiligten elektronischen Komponenten zur Simulation eines Tauchcomputers.

Unser Hauptaugenmerk hingegen liegt aber auf der *praxisorientierten Realisierung* eines Tauchcomputers und die hieraus sich ergebenden Schwierigkeiten sowie deren Auflösung.

1.2 Aufgabenstellung

Das Ziel dieser Diplomarbeit ist die Konstruktion und Programmierung eines Tauchcomputers, d.h. eines eingebetteten Systems, das aus analogen Umweltfaktoren wie Druck und Temperatur eine sog. Dekompressionsvorschrift berechnet. Unter einer *Dekompressionsvorschrift* versteht man eine *Auftauchvorschrift*, d.h. eine Vorgabe der Geschwindigkeit des Auftauchens von einer bestimmten Wassertiefe aus, unter Berücksichtigung der physiologischen Faktoren, insbesondere des Sättigungszustandes der Körpergewebe mit Inertgas.

Der Diplomand soll hierzu ein funktionstüchtiges Gerät konstruieren. „Funktionstüchtigkeit“ in diesem Zusammenhang bedeutet, daß die Konstruktion in der Praxis verwendbar ist, also daß das System den Umweltbedingungen standhält (Wasser, Kälte, Überdruck) und die spezifizierte Funktionalität bereitstellt (Berechnung einer Dekompressionsvorschrift).

Der Diplomand wird zu diesem Zwecke die Theorie und Grundlagen erarbeiten und aufbereiten, die zur Implementierung einer Dekompressionsvorschrift notwendig sind. Er wird außerdem die notwendigen Grundlagen präsentieren, die zur technischen Realisierung der Hardware nötig sind. Er soll ferner nach Fertigstellung der Arbeit die Funktionstüchtigkeit des Gerätes praxisnah demonstrieren.

Von dem konstruierten Gerät wird keine Produktionsreife erwartet, d.h., die Konstruktion ist prototypisch. Die vom Gerät berechnete Dekompressionsvorschrift soll den allgemein verfügbaren Erkenntnissen genügen, d.h., zur Validierung genügt der Abgleich mit Daten kommerzieller oder akademischer Anbieter gleichartiger Systeme.

1.3 Hinweis: Haftungsausschluß

Die in dieser Arbeit vorgestellten und diskutierten Algorithmen, sowie die erstellten Konstruktionen, sind lediglich zum Zwecke und im Rahmen eines akademischen Diskurses vorgesehen. Es wurden keine Vorkehrungen getroffen, die den bedenkenlosen Einsatz in der Tauchpraxis rechtfertigen würden. Es wird daher darauf hingewiesen, daß die Benutzung der in dieser Arbeit verwendeten Algorithmen und Konstruktionen auf eigene Gefahr geschieht, und vom Autor, dem Betreuer und dem Prüfer ausdrücklich *nicht* empfohlen wird.

Für Schäden an Leib und Leben, als auch materieller Art, die durch Verwendung der in dieser Arbeit vorgestellten Verfahren eintreten, übernehmen der Autor, der Betreuer und der Prüfer keine Verantwortung.

1.4 Danksagungen

Der Autor möchte folgenden Personen und Institutionen danken:

Prof. Dr. Oliver Theel	für die Betreuung,
Fa. imcos Microcomputersysteme GmbH, Neu-Isenburg	für mat. Unterstützung,
Dipl.-Ing. Frank Weisenberger	für techn. Unterstützung,
Ingenieurbüro Hoch, Buggingen	für techn. Unterstützung,
Heiko's Tauchschule, Rüsselsheim	für techn. Unterstützung,
Dipl.-Phys. Albrecht Salm	für Bildmaterial,
Dr. Bernd Aspacher	für Literatur,
Addis Feleke und Giovanna Nägeler von der Fa. Thomson, Weiterstadt	für das Auflöten des Prozessors.

Kapitel 2

Grundlagen

2.1 Terminologie und Einheiten

Die Literatur zur Tauchmedizin und Dekompressionsforschung ist hauptsächlich amerikanischer und europäischer Herkunft und wurde z.T. von Medizinern und z.T. von Physikern verfasst. In diesen Disziplinen haben sich unterschiedliche Maßeinheiten etabliert, was zusätzlich zu den unterschiedlichen Längen- und Gewichtseinheiten Verwirrung stiftet. Zur Klärung werden in diesem Abschnitt die Maßeinheiten und ihre Umrechnungen vorgestellt.

Einleitend wollen wir eine Aufstellung der grundlegenden SI-Einheiten (s. [Kuc96]) präsentieren:

Einheit	Zeichen	Beziehung	Einheit für...
Kelvin	K	Basiseinheit	Temperatur (T)
Grad Celsius	°C	$T - 273,15K$	Temperatur
Joule	J	$N \cdot m = W \cdot s$	Energie, Arbeit, Wärmemenge
Kilogramm	kg	Basiseinheit	Masse
Meter	m	Basiseinheit	Länge
Mol	mol	Basiseinheit	Stoffmenge
Newton	N	$kg \cdot m/s^2$	Kraft
Pascal	Pa	N/m^2	Druck
Sekunde	s	Basiseinheit	Zeit
Watt	W	J/s	Leistung

Tabelle 2.1: Auflistung einiger Einheiten nach dem Internationalen Einheitensystem („Système International d’Unités”, SI).

Für die vorliegende Arbeit ist die Meßgröße *Druck* wichtig. Hier existieren verschiedene Standards: in der Tauchmedizin herrscht die Maßeinheit *bar* vor, in anderen medizinischen Disziplinen wird häufig die Einheit *Milimeter Quecksilber* (mm Hg) benutzt (z.B. bei Blutdruckmessung). Eine Umrechnung wird wie folgt vorgenommen

(s. [JC93]):

1 Pa	=	1 N/m ²
1 atm	=	1,01325 × 10 ⁵ Pa
1 mm Hg	=	133,3 Pa
1 bar	=	100 kPa
1 psi	=	6895 Pa

Tabelle 2.2: Umrechnung der verschiedenen Einheiten für Druck

In der Dekompressionsforschungsliteratur hat sich die Verwendung von Druck in Beziehung zur Tauchtiefe durchgesetzt, für Simulationen und Demonstrationen ist dies anschaulicher als absolute Druckangaben ist. In der amerikanischen Literatur ist der „Feet-of-Seawater“ (fsw), in der europäischen entsprechend der „Meter-of-Seawater“ (msw) gebräuchlich. Trügerisch ist hierbei der Eindruck, daß es sich um Längeneinheiten handeln könnte. Tatsächlich sind beides aber Druckeinheiten. Der fsw ist wie folgt definiert:

$$1 \text{ fsw} = \frac{1}{33} \text{ atm} = 3,0705 \text{ kPa}$$

Als spezifische Dichte für Meerwasser wird hierbei $1,020 \frac{g}{m^3}$ angesetzt. Für msw gilt:

$$1 \text{ msw} = \frac{1}{10} \text{ bar} = 10 \text{ kPa}$$

Als spezifische Dichte für Meerwasser ist hierbei $1,027 \frac{g}{m^3}$ angenommen.

Eine korrekte Umrechnung wird mit $1 \text{ fsw} = 0,30705 \text{ msw}$, bzw. $1 \text{ msw} = 3,2568 \text{ fsw}$ vorgenommen. Die geringe Abweichung bei der spezifischen Dichte des Meerwassers ist insbesondere deswegen vernachlässigbar, da der atmosphärische Druck täglichen meteorologischen Schwankungen unterliegt. Die amerikanische Literatur definiert den Punkt „Normalnull“ (NN) als 1 atm, also 1,01325 bar (= 760 mm Hg). Die europäische Literatur hingegen definiert als NN = 1 bar, es besteht eine Abweichung von 1,33%. Auch diese Differenz ist durch die erwähnten meteorologischen Schwankungen als vernachlässigbar einzustufen¹. In der vorliegenden Arbeit werden wir das „europäische System“ mit NN = 1 bar benutzen, und „1 bar“ als äquivalent zu „1 atm“ betrachten.

Die Formel zur Konversion $\text{msw} \rightarrow \text{fsw}$ lautet wie folgt (nach ANSI/IEEE Std. 268-1992):

$$1 \text{ msw} = (0,1 \text{ bar}) \times \frac{1 \text{ atm}}{1,01325 \text{ bar}} \times \frac{33 \text{ fsw}}{1 \text{ atm}} = 3,25684678 \text{ fsw} \quad (2.1)$$

¹Interessanter ist die Tatsache, daß die U.S. Navy und das „Journal of Undersea and Hyperbaric Medicine“ $1 \text{ fsw} = \frac{1}{33,08} \text{ atm}$ definiert. Bei der Lektüre dieser Publikationen sollte dies berücksichtigt werden.

Nachdem wir die wichtigsten Maßeinheiten besprochen haben, wollen wir noch ein paar Begriffe, die in der Literatur zur Dekompressionsforschung und Tauchmedizin häufig auftreten, näher erläutern. Denn auch hierbei gibt es Unklarheiten, hinsichtlich des Gebrauches verschiedener Begriffe in unterschiedlichen wissenschaftlichen Disziplinen.

So ist z.B. der Terminus *inert* in der Tauchphysiologie anders im Gebrauch als in der Chemie. Letztere bezeichnet traditionell die Edelgase und -metalle als *inert*, die unter normalen Bedingungen keine Verbindung eingehen. In der Tauchmedizin bezeichnet man als *Inertgase* diejenigen Gase, welche nicht an den biochemischen Reaktionen des Organismus beteiligt sind. Der Stickstoff, als das „klassische“ Inertgas des Tauchens, ist in den meisten Bausteinen des menschlichen Organismus enthalten. Der molekulare Stickstoff der Atemluft wird im menschlichen Organismus allerdings nicht metabolisch umgesetzt, ist deshalb in gewissem Sinne eben *inert*.

In Abschnitt 3.1 werden wir den Begriff *Phasen* für die einzelnen Abschnitte eines Tauchgangs definieren. In Abschnitt 2.2.6 u.a. wird dieser Terminus aber als Synonym für die Aggregatzustände eines Stoffes gebraucht. Insbesondere werden wir bei den Dekompressionsalgorithmen zwei Kategorien kennenlernen: ein- und zweiphasige. Wenn wir von *Phasen* sprechen, beziehen wir uns immer auf die Aggregatzustände. Im Zusammenhang mit den Tauchabschnitten werden wir immer entsprechende Präfixe wählen, die den Kontext identifizieren.

2.2 Physikalische Grundlagen

Während die Ursachen der physiologischen Phänomene, die sich bei Überdruckexposition ergeben, zum großen Teil noch immer im Unklaren liegen, sind die physikalischen Zusammenhänge und Gesetzmäßigkeiten bereits seit geraumer Zeit erforscht und bekannt. Die wichtigsten Gesetze sollen in diesem Abschnitt erläutert werden. Ihre Bedeutung im Kontext des Tauchens gehen über die Dekompressionstheorie hinaus, deswegen erscheint es sinnvoll, diese Gesetze gesondert zu betrachten. Im Abschnitt 3.3 über die Grundlagen der Dekompressionstheorie werden speziellere Gesetze der Physik und anderer naturwissenschaftlichen Disziplinen im jeweiligen Zusammenhang eingeführt.

2.2.1 Druck

Als *Druck* wird das Verhältnis von Kraft zu Fläche bezeichnet:

$$P \equiv \frac{F}{A} \quad (2.2)$$

Die SI-Einheit ist, wie schon erwähnt, in *Pa* angegeben. Als *Dichte* ist das Verhältnis von Masse zu Volumen definiert:

$$\rho = \frac{m}{V} \quad (2.3)$$

Gleichung 2.3 ist jedoch eine Vereinfachung für einen Druck von 1 atm und bei einer Standard-Temperatur. Für allgemeine Fälle gilt:

$$\rho = \rho_0 \left(\frac{P \times 273,15}{P_0 (T + 273,15)} \right) \quad (2.4)$$

Wobei P_0 ein Referenzdruck von 1 atm darstellt, T die Temperatur in °C, P der aktuelle Druck und ρ_0 die Referenzdichte nach Gl. 2.3.

Als *Schweredruck* definiert die Literatur (z.B. [Kuc96]):

$$P = \rho \cdot g \cdot h \quad (2.5)$$

mit ρ als Dichte in $\frac{kg}{m^3}$, g als Erdbeschleunigung ($= 9,81 \frac{m}{s^2}$) und h als die Höhe der Flüssigkeitssäule in Meter. Um nun den *hydrostatischen Druck* definieren zu können, müssen wir uns kurz den *Kolbendruck* vergegenwärtigen: Wird von außen auf eine Flüssigkeit ein Druck ausgeübt, so pflanzt sich dieser auf Grund der Verschiebbarkeit der Moleküle allseitig mit gleicher Stärke fort. Als Kolbendruck unter Wasser ist hierbei der *atmosphärische Druck*, also das Gewicht der Luftsäule zwischen Erdoberfläche und Atmosphärenengrenze, anzusehen. Der *hydrostatische Druck* an einem Punkt B in einer Flüssigkeit ist folglich die Summe von Atmosphären- und Schweredruck:

$$P_B = P_{atm} + \rho \cdot g \cdot h \quad (2.6)$$

Zur Illustration sei auf Abb. 2.1 verwiesen. Um nun die Anwendung des hydrostatischen Druckes zu demonstrieren, wollen wir folgendes Beispiel besprechen (aus [JC93]):

Ein Taucher befindet sich auf 20m Wassertiefe (Meer). Sein Atemgerät muß die Luft entsprechend dem Umgebungsdruck liefern, da sonst ein Unterdruck in der Lunge erzeugt würde, der das Atmen behindern, wenn nicht gar unterbinden würde. Mit welchem Druck muß die Luft geliefert werden?

Antwort: Als P_{atm} ist 101,3 kPa ermittelt und ρ für Meerwasser ist $1030 \frac{kg}{m^3}$. In Gl. 2.6 eingesetzt ergibt sich:

$$\begin{aligned} P &= 101,3 \times 10^3 \text{ Pa} + 1030 \frac{kg}{m^3} \times 9,81 \frac{m}{s^2} \times 20,0 \text{ m} \\ &= 101,3 \times 10^3 \text{ Pa} + 202 \times 10^3 \text{ Pa} \\ &= 303 \text{ kPa} \end{aligned}$$

In Atmosphäreinheiten gerechnet:

$$= 303 \text{ kPa} \left(\frac{1 \text{ atm}}{101,3 \text{ kPa}} \right) = 2,99 \text{ atm} \approx 3 \text{ atm}$$

Das Atemgerät muß die Luft mit einem Druck von ca. 3 Atmosphären liefern, damit der Taucher problemlos atmen kann.

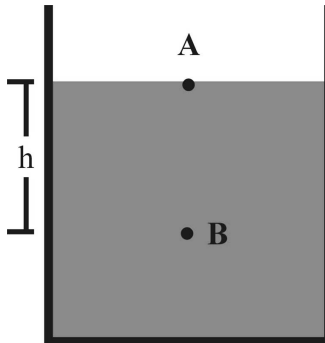


Abbildung 2.1: Illustration zum hydrostatischen Druck. Am Punkt A ist der Druck $P = P_{atm}$, am Punkt B in einer Tiefe h ist der Druck entsprechend Gl. 2.6.

Als „Faustformel“ zum hydrostatischen Druck läßt sich festhalten, daß pro 10 m Wassertiefe der Druck um 1 Bar zunimmt. In 10 m Wassertiefe ist daher ein Umgebungsdruck von ca. 2 bar präsent, weil der Oberflächendruck ca. 1 bar beträgt und noch einmal ca. 1 bar Druck für die 10 m hohe Wassersäule hinzugerechnet wird. Als Faustformel für die atmosphärische Druckabnahme in der Höhe gilt: Pro 1000 m Höhe liegen 0,1 bar weniger Druck vor. Bei zunehmender Höhe wird diese „Regel“ aber extrem ungenau, die Abnahme ist nicht linear.

2.2.2 Gesetz von Boyle-Mariotte

Der englische Naturwissenschaftler Robert Boyle (1627–1691) gilt nicht nur als Begründer der modernen Chemie, sondern ganz allgemein als Vater der modernen wissenschaftlichen Arbeitsweise. Er schuf die Methodik von objektiver Beobachtung und die Validierung wissenschaftlicher Studien durch Laborexperimente. Neben vielen fundamentalen Entdeckungen und Erkenntnissen formulierte er 1660 das *Boyle'sche Gesetz*:

Bei gleichbleibender Temperatur verändert sich das Volumen eines Gases im umgekehrten Verhältnis zu seinem Druck.

Mathematisch wird dieses Gesetz i.d.R. so notiert:

$$p \times V = konst. \quad (2.7)$$

1667 veröffentlichte der französische Physiker Edme Mariotte (1620–1684) in einer Publikation die gleiche Beobachtung, ohne Kenntniss der Formel von Boyle. Aus diesem Grund wird das Gesetz heute das *Gesetz von Boyle-Mariotte* genannt, in vielen Publikationen (z.B. [JC93]) wird es aber einfach als *Gesetz von Boyle* referenziert.

Um nun Gase volumetrisch erfassen zu können, hat sich die Maßeinheit *Barliter* (barl) etabliert. Hiermit ist die Menge eines Gases bezeichnet, die bei einem Druck

von einem Bar das Volumen von einem Liter annimmt. Diese Maßeinheit findet vor allem im Zusammenhang mit dem Gesetz von Henry Verwendung (s. Abschnitt 2.2.4).

Für das Tauchen allgemein, als auch für die Dekompressionstheorie im speziellen, ist das Gesetz von Boyle-Mariotte fundamental zum Verständnis einer Vielzahl von Vorgängen. Ohne an dieser Stelle in Details zu gehen oder den folgenden Erkenntnissen vorgreifen zu wollen, bietet sich zur Illustration ein Beispiel aus der Tauchpraxis an:

Zur Kälteisolation trägt ein Taucher i.a. einen Neoprenanzug. Bei Neopren handelt es sich vereinfacht gesprochen um aufgeschäumtes Gummi, also Gummi mit Luftblaseneinschluß. Das Neopren hat an der Wasseroberfläche einen gewissen Auftrieb, der den Taucher beim Abtauchen je nach Materialstärke mehr oder weniger stark behindert. Um diesen Auftrieb zu kompensieren, führt der Taucher eine bestimmte Menge an Bleigewichten mit. Bei zunehmender Wassertiefe, d.h., bei zunehmenden hydrostatischen Druck, verliert das Neopren an Volumen, da die Lufteinschlüsse komprimiert werden. Damit verliert der Neoprenanzug auch an Auftriebskraft, die Bleigewichte aber natürlich nicht ihre Abtriebskraft. Folglich wird der Taucher tiefer nach unten gezogen, was er durch Schwimmbewegung kompensieren müsste, dies würde zur schnelleren Ermüdung und zu stärkerem Luftverbrauch führen. Deswegen gehört zur Tauchausrüstung eine sog. „Tarierrweste“, in die Luft ein- oder ausgelassen werden kann, um so zusätzlichen Auf- oder Abtrieb zu erzeugen, und eine neutrale Tariierung herzustellen.²

2.2.3 Gesetz von Dalton

Ein weiteres fundamentales physikalisches Gesetz stellt das *Gesetz von Dalton* dar. Der britische Chemiker und Physiker John Dalton (1766–1844) formulierte die Tatsache, daß nicht der prozentuale Anteil, sondern der Partialdruck die entscheidende Größe eines Gasgemisches ist, so:

Der Gesamtdruck eines Gasgemisches ist gleich der Summe der Partialdrücke, d.h. der Summe der Drücke der einzelnen Bestandteile.

Mathematisch wird dieses Gesetz so notiert:

$$p_{\text{Gesamt}} = \sum p_n, \quad (2.8)$$

mit p_n = Partialdruck eines Gases n .

Luft besteht aus 21% Sauerstoff, 78% Stickstoff und 1% Edelgase. Die Partialdrücke auf Meereshöhe sind demnach im Einzelnen: Sauerstoff = 0,21 atm, Stickstoff = 0,78 atm, Edelgase = 0,01 atm. In 10 m Wassertiefe (≈ 2 atm) ergeben sich folgende Werte: Sauerstoff = 0,46 atm, Stickstoff = 1,56 atm, Edelgase = 0,02 atm.

²Unter „neutraler Tariierung“ versteht man einen Zustand, in dem der Taucher weder Auftrieb noch Abtrieb erfährt.

Um den Partialdruck eines Gases bei einem gegebenen Gesamtdruck zu berechnen benutzt man die Formel

$$p_n = q_n \times p_{Gesamt}. \quad (2.9)$$

mit q_n = prozentualer Anteil des Gases n am Gasgemisch.

Wie wir in Abschnitt 2.3.2 besprechen werden, ändert ein Gas mit seinem Partialdruck seine physiologischen Auswirkungen, wodurch das Tauchen je nach Atemgasgemisch entsprechende Tiefenlimits hat. Will man z.B. ermitteln, wie tief man mit normaler Luft tauchen kann, bevor der kritische Sauerstoffpartialdruck von 1,6 bar erreicht ist (vgl. Seite 28), setzt man entsprechend in Gl. 2.9 ein:

$$\begin{aligned} 1,6 &= \frac{21}{100} \times x \\ x &= 1,6 \times \frac{100}{21} \\ x &\approx 7,6 \text{ bar} \\ x &\approx 66 \text{ m} \end{aligned}$$

Um die Bedeutung des Partialdruckes als maßgebliche Größe für eine ausreichende, bzw. überschüssige, Versorgung des Körpers mit einem Gas zu verdeutlichen, betrachten wir einen experimentellen Druckkammertauchgang auf 610 m „Tiefe“ (s. [EHW99]). Der Gesamtdruck war entsprechend 62 bar, als Gasgemisch wurde ein Trimix-Gemisch mit folgender Zusammensetzung gewählt: Sauerstoff = 0,65%, Stickstoff = 0,17%, Helium = 99,15%. Auf Meereshöhe bei 1 atm wäre der Sauerstoffanteil viel zu gering, um den menschlichen Organismus zu versorgen. Rechnen wir jedoch nach Gl. 2.9 aus, so ergeben sich folgende Werte:

$$\begin{aligned} p_{He} &= \frac{99,15}{100} \times 62 = 61,473 \text{ bar}, \\ p_{O_2} &= \frac{0,65}{100} \times 62 = 0,403 \text{ bar}, \\ p_{N_2} &= \frac{0,17}{100} \times 62 = 0,1054 \text{ bar}. \end{aligned}$$

Der Sauerstoffpartialdruck war demnach fast doppelt so groß wie auf Meereshöhe, die Versuchspersonen daher vollkommen ausreichend mit Sauerstoff versorgt.

2.2.4 Gesetz von Henry

Um die Dekompressionsproblematik und -theorie verstehen zu können, müssen wir das *Gesetz von Henry* betrachten. Der englische Arzt und Chemiker William Henry (1775–1836) formulierte 1803:

Die Menge eines in einer bestimmten Flüssigkeit gelösten Gases steht in direktem Verhältnis zum Druck des Gases an der Flüssigkeitsoberfläche.

Das Gesetz von Henry beschreibt die Löslichkeit von Gasen in Flüssigkeiten unter Druck. Ganz allgemein gilt die Beobachtung, daß Gase sich in Flüssigkeiten, die mit ihnen in Kontakt stehen, lösen. Die Gasmoleküle treffen auf die Flüssigkeitsoberfläche und dringen in die Flüssigkeit ein, bis ein Sättigungszustand erreicht ist. Die gelöste Gasmenge steht dann in direktem Verhältnis zum Druck über der Flüssigkeit. Ist der Sättigungszustand erreicht, wird kein weiteres Gas in der Flüssigkeit gelöst.

Erhöht sich der Druck, erhöht sich auch die Menge des gelösten Gases. Umgekehrt gilt analog, daß bei Druckverringering entsprechend weniger Gas in der Flüssigkeit gelöst ist. Das Gesetz von Henry gilt nicht für alle Flüssigkeiten und nur bei niedrigem Gasdruck.³ Ferner müssen Temperatur, Art des Gases und die Art der Flüssigkeit konstant bleiben.

Zudem hat jedes Gas einen unterschiedlichen Lösungskoeffizienten α , welcher meist experimentell bestimmt ist. Dann läßt sich das Gesetz von Henry mathematisch formulieren:

$$Q_j = p_j \times \alpha_{j,k} \times V_k \quad (2.10)$$

Mit Q_j = Menge gelösten Gases j in barl, p_j = Partialdruck des Gases j in bar, $\alpha_{j,k}$ = Löslichkeitskoeffizient des Gases j in der Flüssigkeit k und V_k = Volumen der Flüssigkeit k in Litern (l). Als kleines Zahlenbeispiel ließe sich der Sättigungszustand der Versuchsperson mit Helium aus oben genannten Druckkammertauchgang berechnen. Als Modell wird die Versuchsperson mit 70 kg Körpergewicht angesetzt. Vereinfachend berechnen wir die Sättigung nicht auf Grund der Zusammensetzung der Körpergewebe, sondern modellieren den menschlichen Körper als Öl/Wasser-Gemisch, von 70 kg sind dann 55 l Wasser und 15 l Olivenöl. Die Löslichkeitskoeffizienten sind:

$$\begin{aligned} \alpha_{He,Olivenoel} &= 0,0148 \\ \alpha_{He,H_2O} &= 0,0087 \end{aligned}$$

Die Werte entsprechend in Gl. 2.10 eingesetzt:

$$\begin{aligned} Q_{He(Oel)} &= 0,0148 \times 15 \text{ l} \times 61,473 \text{ bar} \approx 13,65 \text{ barl} \\ Q_{He(H_2O)} &= 0,0087 \times 55 \text{ l} \times 61,473 \text{ bar} \approx 29,41 \text{ barl} \end{aligned}$$

Insgesamt wären bei 1 bar Umgebungsdruck ca. 43 l Helium im Körper gelöst. Bei einer plötzlichen Druckentlastung von 61,473 bar auf 1 bar würden demzufolge ca. 42,3 l Helium aus der Lösung ausperlen, was den sicheren Tod des Tauchers zur Folge hätte. Tatsächlich reichen schon wesentlich geringere Mengen um Schäden zu verursachen (s. Abschnitt 3.3).

³Aus historischen Quellen geht hervor, daß Henry sich das Leben nahm, als diese Tatsache entdeckt wurde.

2.2.5 Diffusion und Strömung

Zwei wichtige Begriffe der Thermodynamik, die zum Verständnis des Gastransports wichtig sind, sind die *Strömung* und die *Diffusion*.

Strömung: Sowohl Temperatur- als auch Konzentrationsunterschiede bewirken in Gasen und Flüssigkeiten Dichteunterschiede. Diese Dichteunterschiede bewirken eine Teilchenbewegung. Wird z.B. Wasser erwärmt, dehnt sich die erwärmte Wasserschicht aus und erfährt wegen seiner gegenüber dem kälteren Wasser geringeren Dichte einen Auftrieb. In dieser Strömung bewegen sich alle Teilchen nahezu gleich schnell in die nahezu gleiche Richtung. Hierbei besteht eine Wechselwirkung zwischen den Teilchen, d.h. Teilchen, die nicht in die gleiche Richtung strömen, werden „mitgerissen“.

Diffusion: Hiermit wird der Teilchentransport, der zwischen Bereichen unterschiedlicher Teilchendichte gleichartiger Teilchen durch die thermische Bewegung dieser Teilchen erfolgt, bezeichnet. Es bewegt sich jedes Teilchen in eine nahezu beliebige Richtung. Aufgrund von Unterschieden in der Konzentration ergibt sich ein Nettofluß in eine Richtung. Zwischen den Teilchen findet nur eine schwache Wechselwirkung statt. Eine Diffusion findet statt, bis ein dynamischer Gleichgewichtszustand (= Fließgleichgewicht) zwischen den Stoffen erreicht ist, danach findet keine Änderung der Gaskonzentration mehr statt.

Die Diffusionsgeschwindigkeit ist umgekehrt proportional zur Wurzel der Teilchenmasse:

$$v \sim \frac{1}{\sqrt{m}} \quad (2.11)$$

Für die Gasaufnahme in der Lunge und den Gastransport zwischen den Geweben ist die Diffusion signifikant. Wenn Gase sich in Flüssigkeiten lösen, so geschieht das Molekül für Molekül. Bei einem Druck von einem atm „prasseln“ ca. $2 \cdot 10^{23}$ Moleküle pro Sekunde mit Geschwindigkeiten von ca. 500 m/s auf jeden Quadratzentimeter der Flüssigkeit. Durch Wärmebewegung gelangen einzelne Gasmoleküle zwischen die Flüssigkeitsmoleküle und führen so die Lösung des Gases in der Flüssigkeit herbei. Wie oben schon erwähnt, ist die Bewegung der Moleküle zunächst einmal rein zufällig. Netto ergibt sich jedoch ein Transport der Moleküle des Stoffes in den anderen Stoff, solange die Moleküle des ersten Stoffes dort seltener sind. Sind in einer Transportrichtung pro Kubikzentimeter erst wenige Moleküle vorhanden, steigt die Wahrscheinlichkeit, daß Moleküle eindiffundieren, während die Wahrscheinlichkeit, daß Moleküle zurückdiffundieren, sinkt. Das *v. Fick'sche Gesetz* definiert diesen Transport aufgrund eines Konzentrationsgradienten wie folgt:

Die Anzahl der pro Zeit dt durch einen bestimmten Querschnitt A hindurchdiffundierenden Teilchen dN eines Stoffes ist der Fläche A und dem Unterschied der Teilchenzahldichte dn längs der Strecke ds proportional.

Als Formel:

$$\frac{dN}{dt} = -DA \frac{dn}{ds} \quad (2.12)$$

Wobei D der Diffusionskoeffizient ist, der durch $D = bkT$ definiert ist, mit $T =$ Temperatur, $k =$ Boltzmann-Konstante und $b =$ Beweglichkeit der Teilchen $= \frac{v_d}{F}$ ($v_d =$ Driftgeschwindigkeit und $F =$ Reibungskraft der Teilchen).

Die Diffusionsgeschwindigkeit (s. Gl. 2.11) muß zusätzlich Temperatur- und Stoffkoeffizienten berücksichtigen. Leichte Gase, deren Moleküle sich rasch bewegen, diffundieren schneller als schwere. Höhere Temperatur führt ebenso zu einer raschen Molekülbewegung.

Zu dieser Thematik siehe auch [DKV84], [EHW99], [Asp00b].

2.2.6 Mechanik der Blasenbildung

Die Dekompressionsproblematik ist ursächlich durch die Entstehung der Blasenbildung bedingt. Wie sich diese Problematik manifestiert, untersuchen wir in Abschnitt 3.2. Es geht nun erst einmal um die Entstehung von Gasblasen in Flüssigkeiten im allgemeinen, ohne die spezifische Blasenbildung im menschlichen Körper zu berücksichtigen.

Als anschauliches, weil aus dem täglichen Leben bekanntes, Beispiel bietet sich hier die Bläschenbildung in einem kohlesäurehaltigen Getränk an (z.B. Limonade, Bier, etc.).

In ein derartiges Getränk wird unter Druck Kohlendioxid (CO_2) hinzugesetzt (s. *Gesetz von Henry* auf Seite 17). Solange das Behältnis (z.B. Flasche mit Schraubverschluß) fest verschlossen ist, herrscht ein Gleichgewicht hinsichtlich des Druckes in der Flüssigkeit und der Luft in dem Behältnis. Sobald das Behältnis geöffnet - und somit ein Druckungleichgewicht herbeigeführt wird - wachsen die CO_2 -Blasen, aufgrund des *Gesetz von Boyle-Mariotte* (s. Seite 15) und dem Fluss von CO_2 von der Lösung in die Blasen (per *Diffusion*) schlagartig an.

Daß die Diffusion hierbei der entscheidende Prozeß ist, veranschaulichen wir uns anhand Abb. 2.2. Ein Glas Bier, das sich auf Meereshöhe befindet, hat an seiner Flüssigkeitsoberfläche einen Druck von 1 atm. Der hydrostatische Druck am Boden des Bieres ist vernachlässigbar, da die Höhe der Flüssigkeit nur gering ist. Dennoch läßt sich beobachten, daß Blasen, die sich in der Flüssigkeit bilden, auf ihrem Weg zur Flüssigkeitsoberfläche bis zur doppelten Größe anwachsen. Nach dem *Gesetz von Boyle-Mariotte* (s. Seite 15) wäre hierzu aber ungefähr ein Halbierung des Druckes notwendig, also eine Reduzierung des Umgebungsdruckes von 1 atm auf 0,5 atm (was einer Höhe von ca. 5000 m über NN entspräche). Eine Zunahme dieser Größenordnung der Bläschen ist nur durch Diffusion erklärbar. Die die Gasblase umgebenden CO_2 -Moleküle diffundieren in die bereits existierende CO_2 -Blase ein und erhöhen so den Innendruck der Blase und damit auch das Volumen (s. [JC93], [Kuc96], [DKV84], [Wie98]).

Der Innendruck P_t gleicht dem Umgebungsdruck P und der Oberflächenspannung

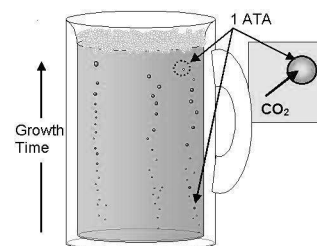


Abbildung 2.2: Bläschen im Bier

der Blase:

$$P_t = P + \frac{2\gamma}{r} \quad (2.13)$$

Mit $r = \text{Radius der Blase}$, $\frac{2\gamma}{r} = \text{Oberflächenspannung der Blase}$.

Der Austritt eines Gases aus der Lösung mit einer Flüssigkeit ist der Übergang von einem Aggregatzustand (flüssig) in einen anderen (gasförmig). Aggregatzustände werden auch *Phasen* genannt. Der Phasenübergang flüssig \rightarrow gasförmig wird verzögert, wenn nicht schon ein minimaler Rest an gasförmigen Stoff in der Flüssigkeit vorhanden ist, der sozusagen als „Pfad“ für die Moleküle dient. Das gelöste Gas ist dann *metastabil*. Die Schwierigkeit der Berechnung von Phasenübergängen besteht darin, die Existenz und Quantität der Reste von gasförmigen Stoffen, der sog. *Gaskeime*, festzustellen. Der Prozeß, der hier beobachtet werden soll heißt *Nukleation*.

Ein *metastabiler Zustand* ist ein Zustand, der sehr nah an einem *stabilen Zustand* liegt, im thermodynamischen Sinne. Der Energieunterschied zwischen metastabil und stabil ist sehr gering. Eine Substanz in einem metastabilen Zustand wird immer in einen stabilen Zustand übergehen. Zum Beispiel wird eine erhitzte Flüssigkeit immer in einen gasförmigen Zustand übergehen. Eine Blasenbildung kann durch einen metastabilen Zustand eines Gases in einer flüssigen Umgebung initiiert werden.

Metastabile Phasenübergänge lagern eine instabile Phase über eine stabile, welche als *Nuklei* dienen. Ein Tropfen Flüssigkeit in einem Dampf wird als „Sammel-punkt“ für neue Tropfen dienen, um ein Beispiel zu nennen. Nuklei in der metastabilen Phase verschwinden nach kurzer Zeit wieder, die in der stabilen Phase bleiben jedoch bestehen. Solche Nuklei formieren sich stochastisch aufgrund thermischer Schwankungen innerhalb des Mediums. Nur ein kleiner Teil der Nuklei erreichen einen *kritischen Radius*, der als Ausgang für eine Größenzunahme der Gasblasen dient.

Für jeden metastabilen Zustand existiert eine minimale Größe, die ein Nuklei in einer stabilen Phase besitzen muß, um vom metastabilen zum stabilen Zustand zu wechseln. Diese Größe wird *kritischer Radius* r_c genannt. Nuklei kleiner als r_c unterstützen den Phasenwechsel eines Stoffes nicht und verschwinden mit der Zeit wieder. Der kritische Radius wird mit

$$r_c = \frac{2\gamma}{P_t - P} \quad (2.14)$$

berechnet.

Ist der Radius r einer Blase kleiner als r_c schrumpft die Blase und kollabiert schließlich. Diese Erkenntnis wird in der Dekompressionsforschung bedeutsam, wenn wir über die sog. „Pyle-Stops“ und die zweiphasigen Modelle sprechen (s. Abschn. 3.3).

Die Blasenbildung ist, wie schon gesagt, ein stochastischer Prozeß. Es läßt sich nicht voraussagen, wo und wann sich eine einzelne Blase bilden wird. Beobachten wir noch einmal unser Beispiel von oben, das mit Bier gefüllte Glas (Abb. 2.2). Es läßt

sich beobachten, daß sich Bläschen fast ausschließlich an der Glaswand bilden. Innerhalb der Flüssigkeit entstehen Bläschen nur bei Erschütterung. Die Bläschen an der Glaswand bilden sich aufgrund von mikroskopischen Unebenheiten. Beide Bläschenbildungen werden durch sog. *Kavitationen* ausgelöst. Wir werden diese Phänomene im Abschnitt 3.2 noch näher beleuchten. Es bleibt festzuhalten, daß die Blasenbildung nie „aus dem Nichts heraus“ auftritt. Hierzu wären Gasspannungen von mehr als 100 bar notwendig, welche beim Tauchen nicht erreicht werden können. Es existieren also Mechanismen, die die Blasenbildung erleichtern. U.a. sind dies die drei Möglichkeiten:

1. Bereits existierende kleinste Gasaggregate,
2. Kavitationen, oder
3. Fremdpartikel als „Gaskeime“.

Eine weitergehende Untersuchung dieser Möglichkeiten erfolgt, wie oben angegeben, zu einem späteren Zeitpunkt (s. Seite 78).

2.3 Physiologische Grundlagen

Mit den Vorgängen der Funktionen im menschlichen (oder tierischen) Körper befaßt sich die *Physiologie*. Im Prinzip ist die Physiologie des Menschen mit der von einzelligen Meeresbewohnern identisch. Bei den Einzellern erfüllt der Ozean die verschiedenen Funktionen, wie die eines Sauerstoffversorgungssystems oder einer Abfallhalde für Stoffwechselendprodukte. Die betreffenden Stoffe werden über die Zellmembran diffundiert. Die Zellmembran ist *semipermeabel*, d.h., durchlässig nur für bestimmte Stoffe. Durch aktive Pumpen in der Membran ist die Zelle nicht nur in der Lage, die Konzentration von Stoffen zu regeln, sondern auch die Konzentration von Ionen. Durch die unterschiedlichen Konzentrationen von Ionen über der Zellmembran entsteht ein elektrisches Potential, das bis zu 50-100 mV erreichen kann. Viele Zelltypen (z.B. Nervenzellen) benötigen dieses Potential zur Signalübertragung.

Die Diffusion läuft über größere Strecken sehr langsam ab. Die Diffusion des Sauerstoffes von der Körperoberfläche zu den inneren Organen des Menschen zum Beispiel würde mehrere Monate brauchen. Höhere Lebewesen haben deshalb ein System entwickelt, das einen effizienteren Transport gewährleistet. Die wichtigsten Komponenten dieses Systems sind die äußeren Atemwege und das Blutkreislaufsystem. Da die Dekompressionsproblematik durch den Gastransport charakterisiert ist, wollen wir diese beiden Komponenten in diesem Kapitel kurz vorstellen.

2.3.1 Herz-/Kreislaufsystem

Das Herz- und Gefäßsystem teilen sich die Aufgabe, alle Körperzellen mit Nährstoffen und Sauerstoff zu versorgen und den Abtransport der Stoffwechselendprodukte von den Geweben zu gewährleisten. Das Herz wirkt als Motor, der das Transportmittel Blut durch das geschlossene Leitungssystem des Gefäßnetzes pumpt.

Ein erwachsener Mensch hat normalerweise ein Blutvolumen von 70 ml pro Kilogramm Körpergewicht, dies ergibt ein Gesamtvolumen von ca. 5 l. Das Blut besteht zu 55% aus *Blutplasma*, welches die Nährstoffe, gelöste Gase (außer Sauerstoff) und andere Chemikalien transportiert. Sauerstoff ist nur sehr schlecht wasserlöslich, deswegen kann Plasma solchen nicht transportieren. Der Sauerstoff wird durch Bindung der Sauerstoffmoleküle an ein Protein der roten Blutkörperchen (= *Erythrozyten*) transportiert, dem *Hämoglobin*.

Abbildung 2.3 zeigt die wichtigsten Arterien und Venen des Menschen. Die Ate-

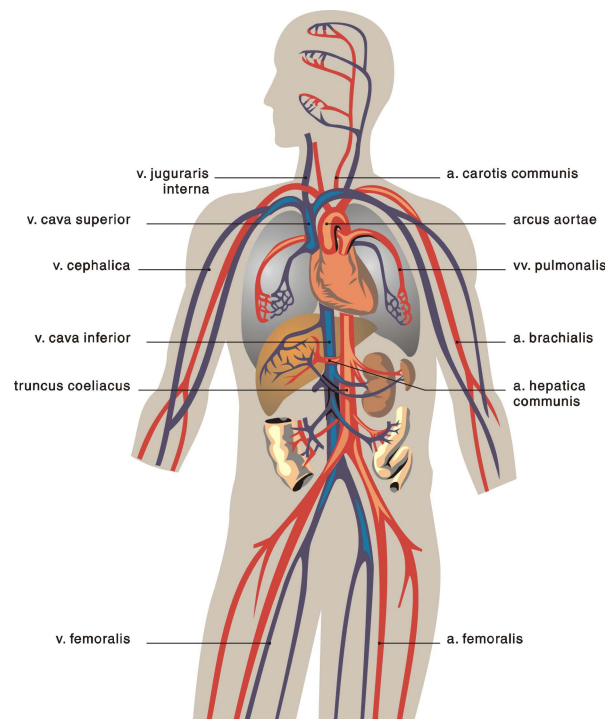


Abbildung 2.3: Die Hauptarterien und -venen des menschlichen Organismus.

rien sind die Gefäße, die das Blut vom Herzen in die Körperperipherie leiten, und als *Venen* werden die Blutgefäße, die das Blut sammeln und zum Herzen zurückführen, bezeichnet. In Abb. 2.3 sind die Arterien rot und die Venen blau eingezeichnet. Vom Blutvolumen eines Erwachsenen befinden sich ca. 30-35% im *arteriellen Kreislauf* (s.u.).

Die rhythmische Kontraktion des Herzmuskels wird durch den Sinusknoten im Gehirn gesteuert, der sozusagen als Schrittmacher des Herzen fungiert. Das Herz ist ein Hohlmuskel, der als Druck- und Ansaugpumpe dient. Durch seine Kontraktion (der *Systole*) pumpt das Herz das Blut in den Kreislauf; während seiner Erschlaffung (der *Diastole*) füllt es sich wieder mit neuem Blut.

Das Herz ist frei beweglich im Herzbeutel (dem *Perikard*) aus Bindegewebe aufgehängt. Zwischen Herzwand und Herzbeutel befindet sich ein schmaler, mit Flüssigkeit gefüllter Spalt, so daß das Herz in seinem Herzbeutel ohne Reibungsverluste schlagen kann. Eine Illustration des Herzens ist in Abb. 2.4, Bild A gegeben.

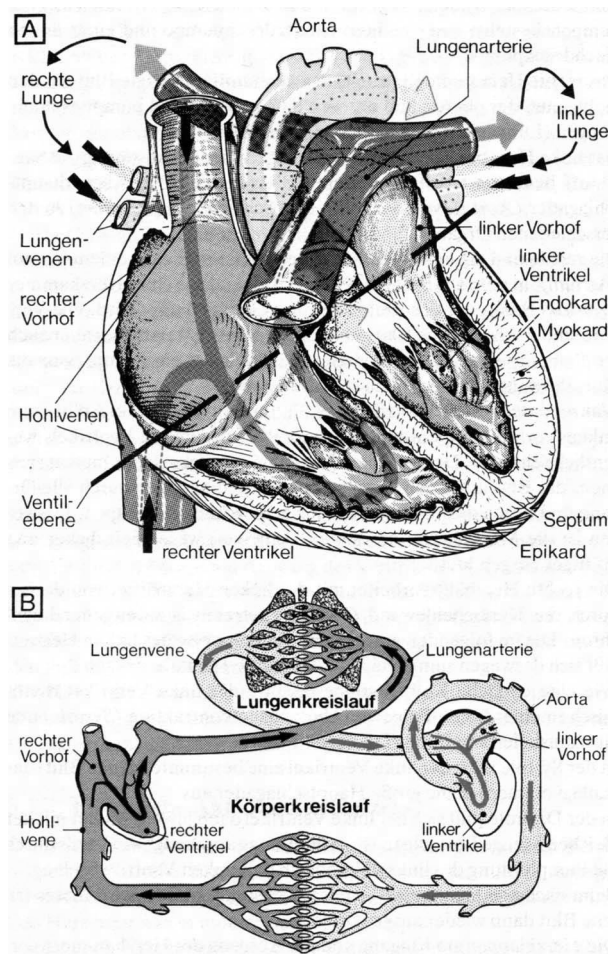


Abbildung 2.4: Bild A: Aufbau des Herzens, Bild B: Linker und rechter Kreislauf.

Das Herz besteht aus zwei Pumpen: einer Niederdruckpumpe (rechtes Herz) und einer Hochdruckpumpe (linkes Herz). Das rechte Herz saugt sauerstoffentsättigtes Blut aus den Hohlvenen und pumpt es in die Lungen (= kleiner Kreislauf). Das linke Herz befördert das in den Lungen wieder vollständig mit Sauerstoff beladene arterielle Blut in die Aorta. Beide Hälften bestehen jeweils aus einem Vorhof (dem *Atrium*), in dem das Blut gesammelt wird, und aus einer Herzkammer (dem *Ventrikel*), aus der das Blut in den Kreislauf gepumpt wird. Es ist anschaulich, daß die

Arbeit des linken Ventrikels wesentlich schwerer ist, da der erzeugte Druck ausreichen muß um unter verschiedensten Bedingungen Blut durch alle Organe und durch die Venen bis zurück zum Atrium zu pumpen.

Während der Systole wirft der linke Ventrikel eine bestimmte Menge Blut (das Schlagvolumen) in die große Hauptschlagader aus. In der Diastole füllt sich der linke Ventrikel wieder mit der gleichen Menge Blut, die teils aus der Lunge angesaugt wird, teils durch die Pumpleistung des linken Atriums dorthin gelangt. Die Herzklappen garantieren, daß das Blut immer nur in eine Richtung strömen kann. Sie funktionieren wie Ventile, auch wenn sie sich nur passiv öffnen oder schließen, einzig in Abhängigkeit von den Druckverhältnissen. Die sog. *Segelklappe* (auch *Mitralklappe*) zwischen Atrium und Ventrikel verhindert dabei in der Systole den Rückstrom des Blutes in das Atrium bzw. in die Lunge. Die *Aortenklappe* schließt sich während der Diastole und verhindert so, daß das einmal in den Kreislauf ausgeworfene Blut in den Ventrikel zurückfließt.

Das linke Herz pumpt, wie bereits erwähnt, das Blut in die Aorta, die sich auf dem Weg in die Körperperipherie in immer feinere Äste verzweigt. Von der Aorta gelangt das Blut in immer kleinere Arterien und schließlich in die *Arteriolen*. Dies sind die kleinsten arteriellen Gefäße, die über die *präkapillären Sphinkter* mit dem Kapillarnetz der Gewebe verbunden sind. Von dort wandert das Blut dann in die *Venulen*, den kleinsten venösen Gefäßen (s. Abb. 2.5).

Die Arteriolen spielen bei der Blutverteilung eine aktive Rolle. Die Arteriolen sind nämlich mit kleinsten Ringmuskel umgeben, die die Weite, und damit den Strömungswiderstand, der Gefäße beeinflussen können. D.h., die Arteriolen können sich aktiv eng stellen (die *Vasokonstriktion*) oder durch den Druck des Blutes erweitert werden (die *Vasodilatation*), je nach Bedarf der betreffenden Organe. Unter Ruhebedingungen sind nur etwa ein Viertel der Kapillaren durchblutet, das Blut fließt dann unter Umgehung des Kapillarnetzes direkt aus den Arteriolen in die Venulen, über die sog. *arteriovenösen Anastomosen*. Dies sind Kurzschlüsse zwischen Arteriolen und Venulen (s. Abb. 2.5). Bei sportlicher Aktivität können die arteriovenösen Anastomosen aktiv zum Verschluß gezwungen werden, so daß mehr Blut, und damit mehr Sauerstoff, in die Muskulatur gezwungen wird.⁴

Die *Herzauswurfleistung* wird in erster Linie durch eine Beschleunigung der Herzfrequenz gesteigert. Ein erhöhter venöser Rückstrom zum Herzen dehnt die Herzmuskelzellen so, daß sie besser Spannung entwickeln bzw. ein größeres Schlagvolumen auswerfen können. Durch Ausdauertraining läßt sich eine Verdopplung der Sauerstofftransportkapazität erzielen, weil das Herz an Größe zunimmt und dadurch seinen Hubraum vergrößert. Durch dieses größere Schlagvolumen kann das Herz dann unter Ruhe oder leichter Belastung sehr viel langsamer, und damit ökonomischer arbeiten. Abbildung 2.6 zeigt die Durchblutungsrate (= *Perfusion*) der verschiedenen Körperregionen unter Ruhe und unter Belastung.

⁴Deswegen ist es z.B. wenig ratsam, vor sportlicher Anstrengung Nahrung zu sich zu nehmen, da dann ein größerer Teil des Blutes in die Verdauungsorgane umgeleitet wird, der dann für sportliche Höchstleistung nicht mehr zur Verfügung steht.

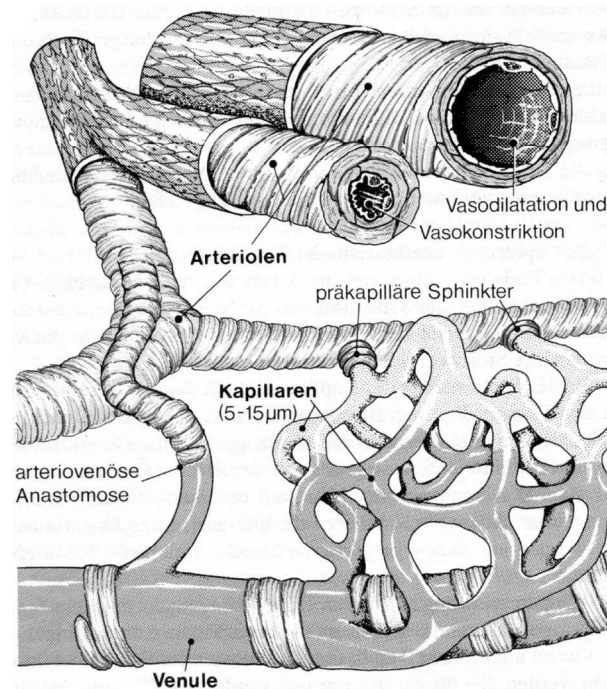


Abbildung 2.5: Arteriolen, arteriovenöse Anastomosen und Venulen.

Abschließend seien noch einige wichtige Begriffe definiert:

Schlagvolumen: (SV) diejenige Blutmenge in Millilitern, die das Herz während einer Systole durch den großen und durch den kleinen Kreislauf pumpt.

Herzfrequenz: (HF) Herzschlagzahl pro Minute.

Herzminutenvolumen: (HMV) diejenige Blutmenge in Litern, die das Herz in einer Minute durch den großen und durch den kleinen Kreislauf pumpt.

$$\text{HMV} = \text{SV} \times \text{HF}.$$

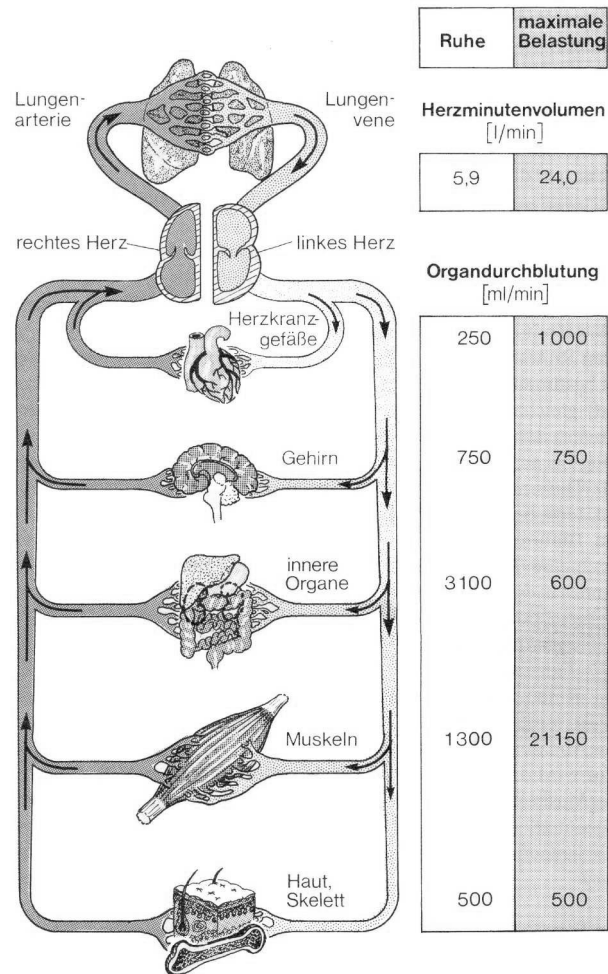


Abbildung 2.6: Durchblutungsverhältnisse im Körper.

2.3.2 Atmung

Da, wie schon erwähnt, die Diffusion nicht ausreicht, um den Organismus größerer Lebewesen mit Sauerstoff zu versorgen, haben diese einen zweiten Transportmechanismus für ihre Atemgase entwickelt, die *Konvektion*. Unter Konvektion versteht man den Teilchentransport durch Mitführung in strömenden Flüssigkeiten oder Gasen. Auf dem Weg der Atemgase aus der Umgebungsluft bis zur Körperzelle und umgekehrt wechseln Konvektion und Diffusion regelmäßig miteinander ab.

Der Sauerstoff gelangt durch Konvektion (dem Einatmen) in die Lungenbläschen (= *Alveolen*) der Lunge. Aus den Alveolen tritt er durch Diffusion in das Blut der Lungenkapillaren über, wo er an die Hämoglobinmoleküle des Blutes gebunden wird. Bis hierhin nennt man diesen Vorgang *äußere Atmung*. Mit dem Hämoglobin wird der Sauerstoff dann per Konvektion über die weite Strecke bis ins Kapillarbett, etwa der Muskulatur, transportiert. Dort diffundiert er dann durch die Gewebsflüssigkeit in die Muskelzelle (o.ä.). Dieser Vorgang nennt sich *innere Atmung*. Der Abtransport von Kohlendioxid geschieht in umgekehrter Richtung (s. Abb. 2.7 und Abb. 2.8 auf der Seite 31 bzw. Seite 32). Die Diffusionskapazität beträgt in Ruhe zwischen 20 ml und 50 ml pro min \times mmHg. Unter körperlicher Belastung kann sie auf 60 ml pro min \times mmHg gesteigert werden. Obwohl die Diffusionskapazität für Sauerstoff bereits ab dem 20. Lebensjahr abnimmt, ist sie keine begrenzende Größe für körperliche Leistung, vor allem weil die Austauschfläche zwischen den ca. 300 Millionen Alveolen und den Lungenkapillaren außerordentlich groß ist (80 m² bis 100m²).

Für die Konvektion zum Transport der Atemgase sind Pumpsysteme notwendig, die die mitführenden Flüssigkeiten, bzw. Gase, hin- und herpumpen. Für den Gastransport im Gefäßsystems des Körpers ist das Herz (s. Abb. 2.3.1) zuständig. Für den Austausch zwischen der Umgebungsluft und der Lunge sorgt ein besonderes Blasebalgsystem, das aus den Lungen, dem knöchernen Brustkorb (= *Thorax*) und der Atemmuskulatur besteht. Auf dem Weg in die Alveolen wird die Luft zudem noch gereinigt, auf Körpertemperatur gebracht und angefeuchtet.

Der wichtigste Atemmuskel ist das Zwerchfell. Dieses bewegt den Brustkorb durch entsprechende Kontraktionen. Zwischen Lungen und Brustkorb befindet sich der flüssigkeitsgefüllte *Pleuralspalt*. Da Flüssigkeiten nicht kompressibel sind, müssen die Lungen passiv den aktiven Atembewegungen des Brustkorbs folgen. In Ruhe verbraucht die Atemmuskulatur wenig Energie, bei Belastung steigt der Anteil am Gesamtenergieumsatz des Körpers jedoch bis auf 10%. Dies wird vor allem dadurch bedingt, daß der Strömungswiderstand in den Luftwegen überproportional ansteigt.

Die Gasaustauschfläche zwischen der Luft in den Alveolen und dem Blut der Lungenkapillare ist sehr groß und hauchdünn, so daß sich venöses Blut innerhalb von 0,3 s annähernd voll mit Sauerstoff beladen und das überschüssige Kohlendioxid abladen kann. Das Hämoglobin ist in Ruhe schon zu ca. 98% mit Sauerstoff beladen. Atemtechniken beziehen sich daher auf die Optimierung der Volumina und Atemfrequenz. *Hyperventilation* kann im Zusammenhang mit Apnoe- oder Schnorcheltauchen die Gefahr des Ertrinkungstodes in sich bergen. Der Atemreflex wird nämlich nicht durch einen O₂-Mangel im Blut, sondern durch den CO₂-Überschuß initiiert.

Durch die beinahe schon optimale Aufladung des Hämoglobins mit Sauerstoff kann die Hyperventilation lediglich eine verstärkte Abnahme der CO_2 -Konzentration im Blut bewirken. Vor dem Abtauchen ausgeführt, führt die Hyperventilation daher tatsächlich eine Verlängerung der Unterwasserphase herbei, da der Atemreflex durch den verringerten Kohlendioxidgehalt im Blut später einsetzt und so der Taucher erst zu einem späteren Zeitpunkt zum Luftholen (also Auftauchen) animiert wird. Hat der Taucher aber zu stark hyperventiliert, d.h., den CO_2 -Gehalt im Blut drastisch reduziert, setzt der Atemreflex so spät ein, daß der Sauerstoffgehalt im Blut bereits nahe eines kritischen Niveau gefallen ist. Die Schwimmbewegung zur Oberfläche verbraucht dann noch einmal so viel O_2 , daß das kritische Niveau unterschritten wird und eine augenblickliche Ohnmacht einsetzt, unter Wasser zieht dies den Ertrinkungstod nach sich.

Ebenso muß erwähnt werden, daß die Atemmuskulatur nicht sehr leistungsfähig ist. Ein geringfügig erhöhter Außendruck um den Brustkorb macht ein reguläres Atmen schon unmöglich. Deswegen sind bspw. die Schnorchel per Norm auf eine Maximallänge beschränkt, da eine Wassertiefe über 112cm bereits einen zu hohen Umgebungsdruck erzeugen würde. Ebenso wäre die Atemmuskulatur nicht instande, das ausgeatmete CO_2 komplett aus einem verlängerten Schnorchel rauszudrücken, um so eine echte Frischluftzufuhr zu gewährleisten.⁵

Zur Bemessung der Atemleistung sind folgende Begriffe definiert:

Atemzugvolumen: (AZV) das Luftvolumen, das bei einem normalen Atemzyklus ein- und ausgeatmet wird. In Ruhe beträgt das AZV ca. 0,5l, unter Belastung bis zu 2,5l. Bei Hochleistungssportlern geht das AZV bis auf 4l.

Inspiratorisches Reservevolumen: (IRV) das Luftvolumen, das nach normaler Einatmung bei vertiefter Atmung zusätzlich eingeatmet werden kann.

Expiratorisches Reservevolumen: (ERV) das Luftvolumen, das nach normaler Ausatmung mit Hilfe der Bauchpresse willentlich noch zusätzlich ausatmen kann.

Vitalkapazität: das Volumen, das nach tiefster Einatmung maximal ausgeatmet werden kann. Also: Vitalkapazität = AZV + IRV + ERV.

Residualvolumen: das Luftvolumen, das selbst bei tiefster Ausatmung noch in der Lunge zurückbleibt. Beträgt bei einem Erwachsenen ca. 1,3l.

Totalkapazität: das Luftvolumen, das sich nach maximaler Einatmung insgesamt in der Lunge befindet. Es besteht der Zusammenhang Totalkapazität = Residualvolumen + Vitalkapazität.

⁵Nach europäischer Norm EN 1772 dürfen deswegen Schnorchel für Personen unter 150 cm Körpergröße nicht länger als 35 cm sein und nicht mehr als 150 cm³ Gesamttinnenvolumen besitzen. Für Personen größer als 150 cm Körpergröße darf der Schnorchel nicht länger als 38 cm sein und ein Gesamttinnenvolumen von 230 cm³ nicht überschreiten. Im Wettkampfschwimmen sind laut EN 1772 Schnorchel mit einer Länge von 48 cm und einem Gesamttinnenvolumen von maximal 230 cm³ zulässig (Europäisches Komitee für Normung (CEN), EN 1772, Stand 1997.).

Atemminutenvolumen: (AMV) diejenige Luftmenge, die in einer Minute ventiliert wird. Unter Ruhe beträgt es bei einem Erwachsenen 6 bis 8 Liter. Eine Erhöhung des AMV wird i.d.R. durch die Erhöhung der Atemfrequenz und des AZV erreicht. Die Atemfrequenz liegt bei Erwachsenen in Ruhe normalerweise zwischen 12 und 16 Atemzügen pro Minute.

Zur Beschreibung der Physiologie siehe auch [Mar01].

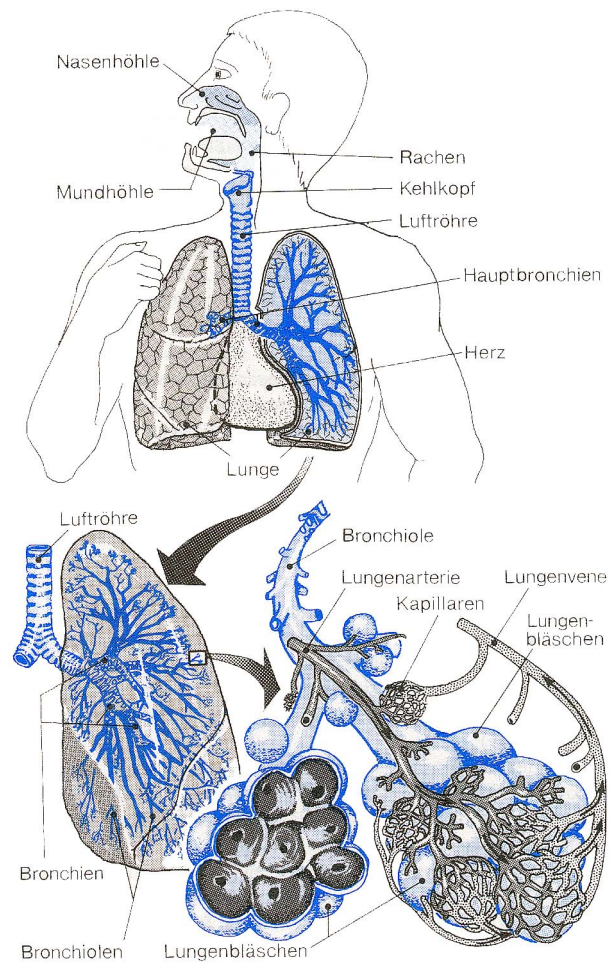


Abbildung 2.7: Aufbau des Atmungssystems.

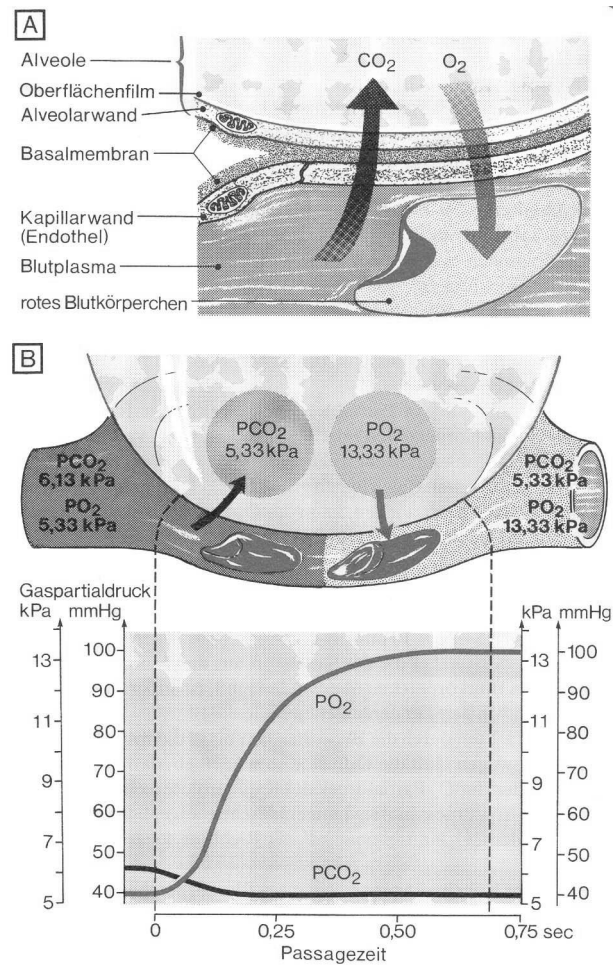


Abbildung 2.8: Bild A: Diffusion aus den Alveolen in die Lungenkapillaren - schematisch, Bild B: wie A, als Zeitdiagramm.

Überdruckauswirkung

Wie schon in Abschnitt 2.2.3 angesprochen, ändern Gase bei Überdruck ihre Auswirkung auf den menschlichen Organismus. Die genauen Ursachen liegen dabei im Unklaren und auch die exakten Grenzwerte sind nur schwer zu definieren. Es haben sich jedoch für das Tauchen Grenzwerte etabliert, die von der Zusammensetzung des benutzten Atemgases abhängen.

Der häufig als „Tiefenrausch“ referenzierte Effekt tritt aufgrund der *Inertgasnarkose*, oder auch *Stickstoffnarkose* ein. Stickstoff wirkt ab einem Partialdruck ab ca. 4 bar narkotisierend, vergleichbar einem Alkoholrausch: verminderte Kritik- und Konzentrationsfähigkeit, „Tunnelblick“, verlangsamte Reaktionszeit und schließlich Ohnmacht. Ungeübte Taucher erfahren die Auswirkungen bereits ab geringeren Tiefen. Der Effekt der Stickstoffnarkose tritt außerdem nicht plötzlich, sondern allmählich mit zunehmender Tiefe ein. Nach Gl. 2.9 läßt sich die kritische Tiefe der Stickstoffnarkose errechnen (bei normaler Luft als Atemgas):

$$\begin{aligned} 4 \text{ bar} &= \frac{79}{100} \times x \\ x &= 4 \text{ bar} \times \frac{100}{79} \\ x &\approx 5 \text{ bar} \\ x &\approx 40 \text{ m} \end{aligned}$$

Der Narkoseeffekt tritt ab einer Tiefe von ungefähr 40 m auf, d.h., ab dieser Tiefe ist mit ernststen Auswirkungen auf die Tauchfähigkeit zu rechnen. Wie aber auch bei Alkoholkonsum ist ein gewisser „Gewöhnungseffekt“ zu beobachten. Geübte Taucher, die regelmäßig Tauchgänge unternehmen sind nicht nur weniger empfänglich, sondern können mit der Einschränkung auch besser umgehen. Für ungeübte Taucher stellt die Stickstoffnarkose jedoch eine große Gefahr dar, da die nachlassende Kritikfähigkeit oft zu unkontrollierten Abstiegen führt, die in Kombination mit der Sauerstofftoxizität (s.u.) zur Ohnmacht u.ä. führen.

Die kritische Grenze für den Sauerstoff hatten wir bereits in Abschnitt 2.2.3 angesprochen und eine Tiefengrenze von ca. 66 m ermittelt. Allerdings gehen hier die Angaben in der Literatur etwas auseinander. Viele Autoren geben nicht 1,6 bar Sauerstoffpartialdruck, sondern 1,4 bar an. Manche geben 1,6 bar an, bei kaltem Wasser reduzieren sie den Wert aber auf 1,4 bar. Zur Diskussion um diese Grenzwerte siehe [BE93]. Eine Bewertung der Korrektheit erscheint uns nur schwer möglich, daher bezeichnen wir allgemein mit 1,6 bar den kritischen Sauerstoffüberdruck, die *Hyperoxie*. Dadurch benutzen wir den *worst-case* aller in der Literatur diskutierten Grenzwerte. Als *Hypoxie* hingegen ist die Sauerstoffunterversorgung bezeichnet, welche ab Sauerstoffpartialdrücken unterhalb von 0,16 bar auftritt. Dieser Wert wird beim normalen Tauchen aber nie erreicht, lediglich beim Tauchen mit Kreislaufgeräten und/oder beim sog. „Mischgastauchen“ kann bei falscher Dosierung ein solcher Effekt auftreten.

Die Hyperoxie ist nicht nur vom Druck, sondern auch von der Expositionszeit abhängig. Grundsätzlich manifestiert sich die Hyperoxie in zwei Formen: der *neuronalen Sauerstoffvergiftung* (Paul-Bert-Effekt) und der *pulmonalen Sauerstoffvergiftung* (Lorraine-Smith-Effekt). Bis heute ist nicht bekannt, wie die neuronale Sauerstoffvergiftung zustande kommt. Medizinische Theorien gehen von einer Verengung der Blutgefäße und einem damit einhergehenden verminderten CO₂-Abtransport aus. Dadurch kommt es zu einer Kohlendioxidvergiftung (s. [Asp00b]).

Zur Ermittlung der maximalen Expositionszeit und einer Strategie zu einer Vermeidung der neuronalen Sauerstoffvergiftung hat die *National Oceanic and Atmospheric Administration* (NOAA) der USA ein Verfahren namens *CNS-clock* eingeführt. Dieses Verfahren ist aber umstritten, da es einer wissenschaftlichen Grundlage entbehrt und individuelle Dispositionen ignoriert. Die Formel der CNS-clock lautet:

$$CNS\% = \sum_{Level} \frac{echteTauchzeit}{max.Tauchzeit} \times 100 \quad (2.15)$$

„Level“ bezeichnet dabei die Tiefe des jeweiligen Tauchgangs (TG) und die maximale Tauchzeit wird aus einer Tabelle der NOAA entnommen (s. Tab. 2.3).

pO ₂ (bar)	max. Zeit pro TG (min)	max. Zeit pro Tag (min)
1,6	45	150
1,5	120	180
1,4	150	180
1,3	180	210
1,2	210	240
1,1	240	270
1,0	300	300
0,9	360	360
0,8	450	450
0,7	570	570
0,6	720	720

Tabelle 2.3: NOAA-Richtlinien zur maximalen CNS%-Zeit für Taucher

Werden die Werte entsprechend Gl. 2.15 eingesetzt, sollte der errechnete Wert 100 nicht überschreiten. Ein Beispiel (aus [Asp00b]):

Tiefe (m)	Zeit (min)	O ₂ /N (in %)	pO ₂ (bar)	max. Zeit	CNS%
36	45	32/68	1,47	120	37,5
6	5	100/0	1,6	45	11,1
3	12	100/0	1,3	180	6,6

Die Summe der CNS%-Werte ergibt ungefähr 55. Will man den Rückgang der CNS%-Werte während der Oberflächenpause zwischen zwei Tauchgängen berechnen, benutzt man folgende Formel:

$$CNS\%(t) = CNS\% \times \left(\frac{1}{2}\right)^{\frac{t}{90}} = CNS\% \times e^{-\frac{t}{130}}$$

Die pulmonale Sauerstoffvergiftung (Lungen- oder Ganzkörpersauerstoffvergiftung) tritt nur bei sehr langen Verweilzeiten unter hyperbaren Sauerstoff auf. Der radikale Sauerstoff führt zu einer Verringerung der Vitalkapazität der Lunge (s.o.) bis zu einer Zersetzung der Lungengewebe. Um diese Form der Sauerstofftoxizität kontrollieren zu können, wurden zwei Methoden, die *Oxygen Tolerance Units* (OTU) und die *Unit Pulmonary Toxicity Dose* (UPTD) eingeführt, welche vom Wert her aber äquivalent sind.

Zur Kontrolle der Wiederholungstauchgänge wird die OTU-REPEX-Methode von Bill Hamilton angewendet (s. [Ham89]):

$$OTU = t \times \left(\frac{pO_2 - 0,5}{0,5}\right)^{0,83} = t \times (2 \times pO_2 - 1)^{0,83} \quad (2.16)$$

mit t = Expositionszeit.

Für einen Tauchtag werden 850 OTU's als akzeptabel betrachten, bei Druckkammerbehandlungen werden bis zu 1440 OTU's erlaubt. Die Grenzwerte verringern sich mit der Zahl der aufeinanderfolgenden Tauchtage (s. Tab. 2.4). Auch zur OTU-Rechnung wieder ein Beispiel (aus [Asp00b]):

Tiefe (m)	Zeit (min)	O ₂ /N (in %)	pO ₂ (bar)	OTU/min	OTU ges.
36	45	32/68	1,47	1,73	78
6	5	100/0	1,6	1,92	10
3	12	100/0	1,3	1,48	18

Die Werte ergeben zusammengenommen 106.

Wir hatten weiter oben bereits die maximale Tauchtiefe für einen Tauchgang mit normaler Luft berechnet die eingenommen werden kann bevor der kritische Sauerstoffpartialdruck erreicht wird. Für das *Mischgastauchen*, d.h., das Tauchen mit veränderten Gasanteilen ist es nun interessant, schnell die veränderte maximale Tauchtiefe zu errechnen. Hierfür stellt man Gl. 2.9 entsprechend um, und erhält so die *Maximum Operation Depth* (MOD) in Meter:

$$MOD = \left(\frac{\max.pO_2}{qO_2} - 1\right) \times 10 \quad (2.17)$$

mit qO_2 = Sauerstoffanteil des Gasgemisches in Prozent.

Um der Narkoseproblematik des Stickstoffes zu entgehen und um auch die Dekompressionszeiten beim Sättigungstauchen zu verkürzen, hat man den Stickstoffanteil am Atemgemisch durch Helium ersetzt, welches keine narkotischen Eigenschaften

Anzahl der Tage	Durchschnittliche OTU's pro Tag
1	850
2	700
3	620
4	525
5	460
6	420
7	380
8	350
9	330
10	310
> 10	300

Tabelle 2.4: OTU-Grenzwerte nach Bill Hamilton's REPEX-Methode

besitzt.⁶ Reduziert man gleichzeitig den Sauerstoffanteil, lässt sich die MOD entsprechend erhöhen. Dazu hatten wir in Abschnitt 2.2.3 ein Zahlenbeispiel geliefert.

Jedoch werden durch den extremen Überdruck in großen Tiefen die Nerven überreizt, was als *High-Pressure-Nervous-Syndrom* (HPNS) bezeichnet wird (s. [BVN02], [BE93]). Dieses tritt ab einer Tiefe von ca. 200 m auf und manifestiert sich z.B. in Krämpfen oder Augenflimmern. Das Heliox alleine bewirkt daher keine grenzenlose Erweiterung der Tauchtiefe. Forscher haben deshalb die Benutzung von *Trimix*, einem Gemisch von Sauerstoff/Helium/Stickstoff, empfohlen. Der „Trick“ dabei ist, das die Übererregung der Nerven durch den Narkoseeffekt des Stickstoff gedämpft wird. Allerdings führt der narkotische Effekt des Stickstoffes wiederum zur Begrenzung der maximal betauchbaren Tiefe.

1988 wurde mit einem Wasserstoff-Helium-Sauerstoffgemisch ein Tiefenrekord im offenen Wasser auf 584 m Tiefe aufgestellt. 1992 gelang ein Druckkammertauchgang auf 701 m Tiefe mit einem gleichartigen Gemisch.

2.3.3 Körpertemperatur

Der Temperaturhaushalt des Körpers wird durch zwei Zonen charakterisiert: 1) durch die *Körperschale* und 2) den *Körperkern*. Die Schale umfaßt die Körperperipherie mit Haut und Muskulatur, während Organe in Kopf und Rumpf den Kern bilden. Im Kern findet der höchste Stoffwechselumsatz statt: er ist mit ca. 70% an der Wärmeproduktion beteiligt (s. Abb 2.9).

Der Kreislauf fungiert als Vermittler zwischen Kern und Schale. Eine Änderung der Temperatur zieht eine Änderung der Kreislaufleistung und damit der Perfusion

⁶Ein sog. *Heliox*-Gemisch, Kunstwort aus *Helium* und *Oxygen*.

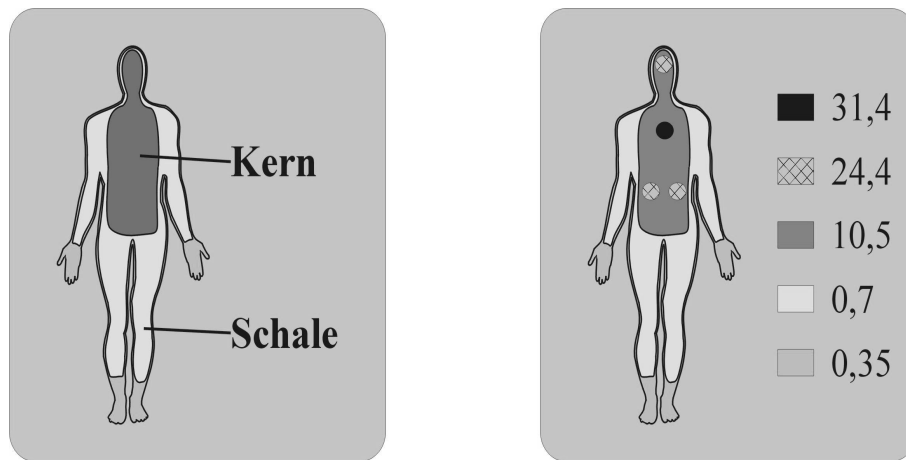


Abbildung 2.9: Schematische Darstellung von Körperkern und Körperschale (links). Sowie die Werte der Wärmeproduktion der einzelnen Regionen in Watt pro Kilogramm im Ruhezustand (rechts).

nach sich. Im Kern wird das Blut erwärmt, und in der Schale wird es gekühlt. Bei Ruhe und normaler Temperatur ist der Kern für chemische Wärmeregulation, die Schale für die physikalische Temperaturregulation verantwortlich.

Findet nun ein Wärmeentzug statt, dann erhöht sich der Stoffwechsel um zur Wärmeproduktion beizutragen. Die Erhöhung hat die Größenordnung von 400% bis 500% des Ruhezustandes. Dies führt zur Steigerung des AMV und einer damit verbundenen erhöhten Sauerstoffaufnahme.

Bei Wärmezunahme findet ein Abtransport der Wärme über den Kreislauf statt. Der Umlauf in der Schale muß dabei erhöht werden. Es kommt zu einer Steigerung des HMV.

Die Schale dient sozusagen als „Kühler“ für den Kern, das Verhältnis von beiden ist aber variabel. Wasser ist ein besserer Wärmeleiter als Luft, weswegen sich für das Tauchen auch in wärmeren Gewässern ein Tauchanzug zur Kälteisolation empfiehlt. Bei einer Wassertemperatur von 20° C etwa, geht die Auskühlung des Körpers bereits vier Mal schneller vonstatten als an der Luft. Dies kann durch die vermehrte Stoffwechselproduktion beim Kältezittern gerade noch kompensiert werden. Unterhalb von 20° C aber kommt es unvermeidlich zu einer Absenkung der Kerntemperatur. Da der Körper im Wasser ständig von Neuem umspült wird, führt vermehrte Bewegung nur kurzzeitig zu einer Erwärmung des Körpers (vgl. [EHW99]).

Da Temperaturänderungen die Perfusionsrate beeinflussen, und die Dekompressionsmodelle auf Basis der Perfusion funktionieren, muß die Temperatur bei einem Tauchcomputer mit adaptiven Deko-Modell berücksichtigt werden.

2.4 Zusammenfassung

Eine Diskussion warum die ausführliche Übersicht über Physik und menschliche Physiologie notwendig war soll das Kapitel beschließen.

Wie wir in Abschnitt 3.3 besprechen werden, hängen die einphasigen Dekompressionsmodelle im wesentlichen von zwei Faktoren ab: der *Diffusion* und der *Perfusion*. Ersteres beschreibt in der Physiologie den Gasaustausch in den Geweben, während letzteres die Durchblutungsrate der Gewebe charakterisiert.

Unumgänglich war deshalb eine Vorstellung der grundlegenden Prinzipien der Fluidmechanik. Insbesondere das *Gesetz von Henry* ist zur Analyse der Dekompressionsproblematik sehr wichtig. Eine erschöpfende Synopse der physikalischen Grundlagen ist zudem geboten, da wir uns auch mit sog. „zweiphasigen“ Dekompressionsmodellen beschäftigen werden, die z.T. sehr komplexe thermodynamische Prozesse involvieren.

Ein bloßer Verweis auf Quellen erscheint uns nicht ausreichend. Die Dekompressionsforschung ist ein interdisziplinärer Forschungszweig, der Physik und Medizin beinhaltet. Werden die Erkenntnisse hieraus, so wie in der vorliegenden Arbeit geschehen, in die Praxis umgesetzt, ist ein fundamentales Verständnis der Dekompressionsphänomene erforderlich. Denn nicht nur, daß die Dekompressionsmodelle auf dererlei Wissen basieren, es muß auch die Komplexität und Unvollständigkeit der Erkenntnisse begriffen werden. Wie die Betrachtung der Dekompressionsmodelle uns im nächsten Abschnitt zeigen wird, reicht ein Einsetzen von Werten in Gleichungen und Formeln nicht aus, um einen Dekompressionsrechner zu konstruieren. Vielmehr müssen Strategien zur Absicherung implementiert werden, die ernste Auswirkungen der Erkenntnislücken verhindern.

Ein Zitat vom Dekompressionsforscher Bill Hamilton soll dies verdeutlichen (aus [Shi02]):

„Well, a little knowledge is always a dangerous thing. Too many people put too much faith in these equations. They're useful tools and they do work, but they're just a way of representing an empirical event. They don't represent what's actually going on in your body.”

Kapitel 3

Druckdifferenzauswirkung

Während wir im vorangegangenen Kapitel die physikalischen und physiologischen Grundlagen der Dekompressionstheorie erörterten, wollen wir nun zur Besprechung der Dekompressionstheorie selber kommen. Hierzu werden erst weitere Grundlagen besprochen und dann verschiedene Dekompressionsmodelle vorgestellt.

3.1 Begriffe

Zur Vereinheitlichung und zum besseren Verständnis werden wir die für dieses Kapitel wichtigen Begriffe besprechen. Beginnen wollen wir mit einer Erörterung der Bezeichner für Druckzustände.

Prinzipiell gliedert sich ein Tauchgang in drei Phasen:

1. Kompression: die Phase des Abtauchens und der damit einhergehenden Druckzunahme
2. Isopression: die Phase gleichbleibenden Druckes, d.h. Tauchen auf gleichbleibender Tiefe
3. Dekompression: die Phase des Auftauchens und damit des Druckabfalls

Die Phasen sind in Abbildung 3.1 dargestellt (vgl. auch [Sch94]). Wie schon früher erwähnt, kann es im Laufe unserer Betrachtungen hinsichtlich des Begriffes „Phasen“ zu Mißverständnissen kommen. Im Kontext des Tauchgangs sind die einzelnen Abschnitte eines solchen bezeichnet, während in der Thermodynamik *Phasen* als Synonym für die Aggregatzustände im Gebrauch sind. Wenn wir im folgenden von „zweiphasigen Dekompressionsmodellen“ sprechen, dann meinen wir damit ein Dekompressionsmodell, das zwei verschiedene Aggregatzustände der Inertgase berücksichtigt und nicht zwei Abschnitte des Tauchgangs.

Für den weiteren Verlauf dieser Arbeit werden wir als „Phasen“ stets die Aggregatzustände referenzieren. Die Abschnitte eines Tauchgangs werden wir mit „Tauchgangsphase“ oder „Phase des Tauchgangs“ etc. konkretisieren.

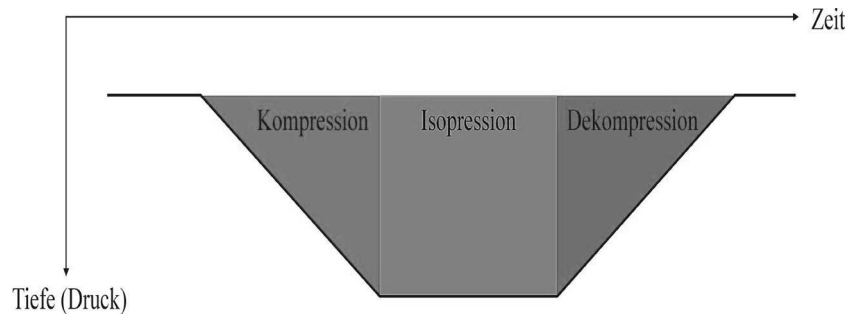


Abbildung 3.1: Die Phasen eines Tauchgangs.

Tauchgänge haben entsprechend ihrer Charakteristik spezielle Bezeichnungen. So wird z.B. ein Tauchgang, der eine geringe Aufnahme an Inertgas verursacht (kurzer, flacher Tauchgang), ein „Nullzeittauchgang“ genannt, oder auch „no-decompression-limit“-Tauchgang (NDL). Die englische Bezeichnung verrät eben das Typische dieser Art von Tauchgängen: Da die Dauer als auch die Tiefe entsprechend klein gewählt werden, ist kein Deko-Stopp notwendig, und der Taucher kann ohne Unterbrechung direkt zur Oberfläche auftauchen. Im Bereich des Sporttauchens werden i.a. nur NDL-Tauchgänge unternommen. Ein „Deko-Stopp“ ist ein Stopp auf einer vorher berechneten Tiefe, auf der der Taucher für eine vorher berechnete Zeit verweilen muß, um ein mit Inertgas übersättigtes Gewebe angemessen zu entsättigen. Die Tiefe des Deko-Stopps wird von der Dekompressionssoftware berechnet. Es wird der Deko-Stopp auch als „Deko-Stufe“ bezeichnet, da i.a. mehr als ein Deko-Stopp notwendig ist, und das aufgezeichnete Tauchprofil dann „stufenartig“ aussieht. Im folgenden werden die Begriffe *Deko-Stopp* und *Deko-Stufe* synonym verwendet, da beide Begriffe den gleichen Umstand beschreiben (Aufauchpause auf einer berechneten Tiefe). Näheres siehe im nächsten Abschnitt.

Als sog. „JoJo-Tauchgang“ bezeichnet man einen Tauchgang mit extremen Variationen der Tauchtiefe. Beim Bergungstauchen kann dies oft vorkommen, wenn ein Taucher mehrmals zur Oberfläche auftaucht und wieder zum Grund taucht, um z.B. Gegenstände an die Oberfläche zu bringen. JoJo-Tauchgänge wohnt ein größeres Risiko der Dekompressionskrankheit (decompression sickness, DCS) inne, da aufgrund der unterschiedlichen Halbwertszeiten der Gewebe bei der Inertgasaufnahme Überlappungen der Auf- und Entsättigungsphase eintreten, also manche Gewebe sich noch mit Inertgas aufsättigen, während andere Gewebe sich bereits entsättigen.

Als „Bounce-Dives“ werden Tauchgänge betitelt, die eine sehr kurze Grundzeit haben, d.h., ein direktes Abtauchen, kurzer Aufenthalt in der Tiefe und ein direktes Auftauchen (evtl. mit Deko-Stopps). Bounce-Dives sind im technischen Tauchen sehr verbreitet. Tieftauchgänge im technischen Tauchen sind meistens von kurzer Dauer, da im Gegensatz zum Berufstauchen weder Motivation noch Ressourcen vorhanden

sind, um eine lange Grundzeit zu realisieren.

Zur Aufzeichnung von Tauchgängen haben sich Zeit/Tiefe-Diagramme etabliert, ähnlich wie in Abbildung 3.1 dargestellt. Wie in dieser Abbildung ersichtlich, werden „theoretische“ Tauchgänge¹ in einem quasi Rechteckprofil aufgezeichnet. Dieses Profil ist aber allenfalls bei Berufstauchern üblich, die abtauchen, an einer Stelle arbeiten und wieder auftauchen. Das Tauchgangsprofil von Sporttauchern entspricht oftmals der Topologie des Tauchplatzes (Korallenbänke, Uferbereich, usw.). Tabellen rechnen aber stets mit einem idealisierten Profil, dem Rechteckprofil. Als Tiefe wird pauschal die tiefste Tiefe des gesamten Tauchgangs zugrunde gelegt, obwohl der Taucher nur wenige Minuten auf dieser Tiefe verweilt und ansonsten flacher tauchte und somit weniger Inertgas im Gewebe gelöst hat. Diesen Umstand kann man als „impliziten Sicherheitspuffer“ ansehen, denn hierdurch wird der Tauchgang konservativer berechnet als nötig. Tauchcomputer realisieren diesen Puffer nicht, denn sie berücksichtigen direkt das reale, konkrete Profil. Aber auch hier existieren Strategien für Sicherheitsmargen (s.u.).

Bei mehreren hintereinander ausgeführten Tauchgängen, werden die Profile hintereinander aufgezeichnet. Die Zeit zwischen zwei Tauchgängen wird „Oberflächenpause“ (OFP), im Gegensatz zur „Grundzeit“ (GZ) unter Wasser, genannt. Während der OFP entsättigen sich die Gewebe entsprechend dem Umgebungsdruck, der Tauchcomputer darf nicht „abschalten“, sondern muß die Entsättigung mitberechnen, um so die Vorsättigung für den nächsten Tauchgang einbeziehen zu können.²

Vom „JoJo-Dive“ ist das „Multi-Level-Tauchen“ zu unterscheiden. Hierbei wird zwar auch die Tiefe gewechselt, dies jedoch aufgrund der Topologie des Tauchplatzes (wie oben erwähnt). Es wird auch immer nur flacher getaucht, d.h. ein Abtauchen nach einem Auftauchen ist nicht vorgesehen (s. Abb. 3.2). Das in Abbildung 3.2 als „inkorrektes“ Multi-Level-Tauchgangsprofil bezeichnete Profil ist nicht prinzipiell falsch. In Sporttaucherkursen mit dem Titel „Multi-Level-Tauchen“ wird dieses Profil als „inkorrekt“ klassifiziert, da eine Berechnung für ein „Sägezahnprofil“ wesentlich aufwendiger ist. Es werden nämlich durch die „Zacken“ im Profil neue Tiefenstufen eingeführt, während im „korrekten“ Profil die Tiefe gehalten wird (waagerechte Linien im Profil). Durch die neuen Erkenntnisse in der Dekompressionsforschung sind „Sägezahnprofile“ aber mittlerweile auch als risikoreicher angesehen. Näheres hierzu in Abschnitt 4.1.2.

Als *Multi-Level-Tauchgang* wird eigentlich auch nicht das Tauchgangsprofil bezeichnet, sondern das stetige Mitrechnen der verbleibenden GZ. Die bei Tauchern üblichen Austausch Tabellen berechnen, wie bereits gesagt, ein idealisiertes Rechteckprofil. Dieses Profil geht von einer konstanten Tauchtiefe aus. Das *Multi-Level-*

¹Als „theoretische Tauchgänge“ werden idealisierte Tauchgänge bezeichnet. In diesen wird zur leichteren Berechnung (etwa bei der Planung eines Tauchgangs) und/oder zur einfacheren Demonstration ein Tauchgang angenommen, der auf einer oder wenigen verschiedenen Tiefen durchgeführt wird.

²Die Berechnung des Sättigungszustandes der Gewebe während der OFP ist prinzipiell die gleiche wie die während eines Tauchganges. Es kann daher gesagt werden, daß der Taucher in der OFP einen „Tauchgang auf Null Meter Tiefe“ unternimmt.

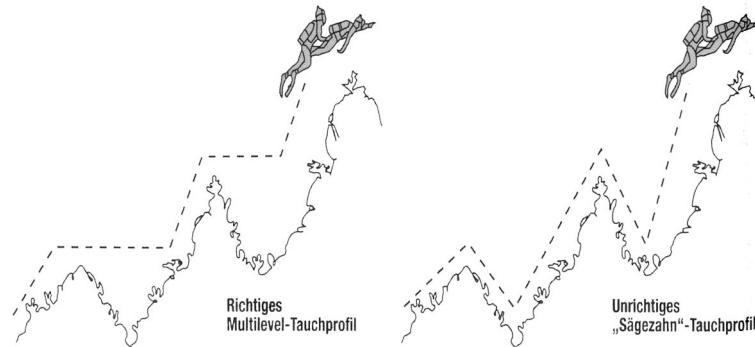


Abbildung 3.2: Beispiele für korrekten Multilevel-Tauchgang (links), und inkorrekten Multi-Level-Tauchgang (rechts).

Tauchen ist nun eine Fertigkeit, die dem Taucher ermöglicht, sein reales Profil während des Tauchgangs mitzurechnen, so daß sich seine GZ erhöht. Eine „Faustformel“ für die Berechnung einer „äquivalenten Stickstoffzeit“ (ASZ) ist (s. [LS93]):

$$ASZ = D_1 \times \frac{T}{D_2}. \quad (3.1)$$

Mit D_1 = Tiefe der ersten Tiefenstufe, T = verbrachte Zeit auf D_1 , D_2 Tiefe der zweiten Tiefenstufe. Zum Abschätzen der auf der zweiten Tiefenstufe erlaubten Verweilzeit subtrahiert man die ASZ von der Nullzeit der Austauschabelle für D_2 . Ist D_2 z.B. 16 m, dann ist die Nullzeit lt. des *Recreational Dive Planner* (RDP) der *Professional Association of Diving Instructors* (PADI) 72 min. Wir wollen nun für 10 min auf 30 m verweilen und dann den Tauchgang auf einer Tiefe von 15 m fortsetzen (Nullzeit für 30 m ist 20 min). Als ASZ ergibt sich: $ASZ = 30 \text{ m} \times \frac{10 \text{ min}}{16 \text{ m}} = 18,75 \text{ min}$. Die ASZ von der Nullzeit für 16 m subtrahiert ergibt: $72 \text{ min} - 18,75 \text{ min} = 53,25 \text{ min}$. Die erlaubte Restnullzeit auf 16 m ist nach dieser Faustformel ca. 53 min. Dies ist natürlich nur eine grobe Näherung. In speziellen Kursen für Sporttaucher werden genauere Techniken, wie z.B. der Gebrauch des „PADI-Wheels“, vermittelt (s. [pad93]). Da Tauchcomputer immer das reale Profil berechnen, ist jeder mit einem Tauchcomputer durchgeführte Tauchgang ein *Multi-Level-Tauchgang*.

Eine weitere Beschreibung eines Tauchprofils erfolgt unter dem Begriff *Reverse Profile Dive* (RPD). Hiermit werden Tauchgänge bezeichnet, die erst in flache Tiefen führen, und dann in größeren Tiefen vollzogen werden. Dieses Schema (erst flach, dann tief) kann sich auf einen Tauchgang beziehen, oder mehrere, hintereinander durchgeführte Tauchgänge (Wiederholungstauchgänge) charakterisieren. Im Sporttauchen werden RPD als ein Sonderfall behandelt, den es zu vermeiden gilt. Einige Sporttauchverbände formulieren dies gar als Tauchgebot, was in manchen Tauchgebieten Sanktionen nach sich zieht. Dadurch wird der Eindruck vermittelt, daß RPD's ein höheres Risiko in sich bergen. Im Berufstauchen oder im militäri-

schen Tauchen wird RPD aber nicht als etwas Spezielles angesehen. RPD's sind dort Tauchgänge wie alle anderen Profile auch. Bei näherer Betrachtung ist der einzige (pragmatische) Grund für die Vermeidung von RPD's die damit einhergehende Verkürzung der Nullzeit (s. Abschn. 4.1.2). Auf einem eigens für die Thematik der *Reverse Profile Dives* 1999 abgehaltenen Workshop der *American Academy of Underwater Sciences* (AAUS) wird daher folgende Schlußformel angegeben (s. [LL00], S. 290, sowie zur Diskussion um RPD [Dav00]):

„We find no reason for the diving communities to prohibit reverse dive profiles for no-decompression dives less than 40 msw (130 fsw) and depth differentials less than 12 msw (40 fsw). ”

Eine Definition der Begriffe *Sporttauchen*, *Technisches Tauchen* (Tek-Diving) und *Berufstauchen* soll den Abschnitt beschließen. *Sporttauchen* beschreibt, wie der Name schon sagt, das Tauchen als sportliche Aktivität. Hauptmerkmal des Sporttauchens ist die Minimierung des technischen Aufwandes, der zum sicheren Tauchen benötigt wird. Als Atemgas soll nur normale, komprimierte Atemluft benutzt werden, die kritischen Partialdrücke der am Gasgemisch beteiligten Gase dürfen nicht überschritten werden und ein direkter Aufstieg zur Oberfläche sollte jederzeit möglich sein. Letzteres bedeutet, daß keine Hindernisse den Weg zur Oberfläche versperren dürfen, wie Höhlen-, Wrack- oder „Deko“-Decken (die Notwendigkeit eines Deko-Stopps beim Aufstieg).

Das *technische Tauchen* sieht diese Extremtauchgänge ausdrücklich vor. Hier werden Tauchgänge mit sehr riskantem Profil, bzw. mit extremen Umweltbedingungen (wie Höhle, extreme Tiefe, etc.) unternommen, wofür ein sehr hoher technischer Aufwand nötig ist. Im Gegensatz zum *Berufstauchen* wird das Tek-Diving aber ohne kommerziellen Hintergrund vorgenommen. Das Berufstauchen kann sehr unterschiedlicher Natur sein, hinsichtlich Dauer, Tiefe und/oder körperlicher Tätigkeit. Eine detaillierte Aufstellung lohnt daher kaum. Betreffs der Dekompressionsproblematik stellen sich zudem die gleichen Probleme wie beim Sport- oder technischen Tauchen.

3.2 Dekompressionskrankheit

Unter der Bezeichnung „Dekompressionskrankheit“ wurden klassischerweise die Symptome des schnellen Druckabfalls subsummiert. Es wurde angenommen, daß die durch den erhöhten Druck des Atemgases zusätzlich im Gewebe gelösten Inertgase auch tatsächlich die ganze Zeit vollständig in Lösung verbleiben. Einzig bei einem rapiden Druckabfall würde eine Blasenbildung mittels Heraustretens der Inertgase aus der Lösung entstehen.

Wie man heute allerdings weiß, entstehen Blasen nicht allein durch bloße Druckminderung. Zudem sind auch bei symptomlosen Tauchgängen die Existenz von Mikrogasblasen nachgewiesen worden. Anscheinend toleriert der Organismus Blasenbildung bis zu einer bestimmten Größe. Neuere Dekompressionsmodelle versuchen

daher neben dem Lösungszustand der Inertgase auch den Zustand der Mikrogasblasen zu modellieren (s.u.).

Aus der Frühzeit des Tauchens sind auch noch andere Bezeichnung für die DCS bekannt. Im englischen Sprachraum ist der Ausdruck „bends“ auch heute noch geläufig. Dieser Begriff leitet sich aus der schmerzgekrümmten Haltung der verunfallten Taucher und Tunnelarbeiter ab. Da eine Vielzahl von Deko-Unfällen im Zusammenhang mit Tauchglocken geschahen, ist die Bezeichnung „Caisson-Krankheit“ weit verbreitet gewesen. Ein *Caisson* ist ein vom französischen Ingenieur Triger 1854 entwickelter nach unten offener Senkkasten, in den von oben Luft eingepumpt wird, so daß durch den hohen Druck von unten kein Wasser eindringen kann. Diese „Tauchglocken“ sind auch heute noch weitverbreitet um Arbeiten auf Gewässerböden durchzuführen, z.B. um Sockel für Brücken zu installieren.

Die im deutschen Sprachraum hervorgebrachte Bezeichnung „Druckfallkrankheit“ konnte sich nicht durchsetzen und auch die z.B. von Haldane benutzte „Compressed Air Illness“ (s. [HBD08]) erfuhr keine große Verbreitung.

Wurde lange Zeit die DCS nach Symptomen in zwei Kategorien klassifiziert (s. Tab. 3.1), mußte man später erkennen, daß dies wenig Realitätscharakter hat. Unter

Typ I (nur Schmerzen)	Typ II (gefährliche Erscheinungen)
Schmerzen in Gelenken oder Extremitäten	Störung des ZNS
Juckreiz	Bewegungsstörungen
Hautrötungen	Innenohrstörungen
Umschriebene Schwellungen	Herzstörungen

Tabelle 3.1: Typisierung der DCS, mittlerweile nicht mehr üblich.

Typ I werden all die Symptome erfasst, die nur durch körperlichen Schmerz allein charakterisiert sind. Unter Typ II sind die anomalen körperlichen Symptome aufgezählt, mit oder ohne Schmerzen, die mit einem Druckabfall im Zusammenhang stehen.

Mittlerweile hat sich anstatt der kategorisierten Bezeichnung „decompression sickness“ der Begriff „decompression illness“ (DCI) eingebürgert. Damit wird eine allgemeinere Sichtweise deutlich, die den englischen Begriff *illness* (= Krankheit) als Oberbegriff setzt und ansonsten individuelle, differenzierte Symptome angibt. Das englische Wort *sickness* bezeichnet i.a. „Beschwerden, Übelkeit“.³

Viele der Mechanismen der DCS beginnt man erst jetzt langsam zu verstehen. Daneben gibt es eine Vielzahl an Komplikationen, die eine DCS mit sich bringt, bzw. diese verschärft. Eine detaillierte Studie der Dekompressionskrankheit würde

³Da in vielen Publikationen der Begriff „decompression sickness“ verbreitet ist, werden wir im weiteren die Abkürzung „DCS“ oder das deutsche Wort „Dekompressionskrankheit“ benutzen.

den Rahmen dieser Arbeit sprengen, daher wollen wir nur einen kurzen Überblick geben, soweit sie für das Verständnis zur Entwicklung von Tauchcomputern nötig ist.

3.2.1 Mechanik

Die Mechanik der DCS ist im Grunde schon mehrfach angesprochen worden. In diesem Abschnitt werden wir aber detaillierter darauf eingehen, um schließlich die Verfahren zur Vermeidung der DCS (die sog. „Dekompressionsmodelle“) vorzustellen.

Prinzipiell löst sich in der Kompressionsphase mehr Gas in den Alveolen der Lunge, aufgrund des *Gesetzes von Henry* (s. Abschnitte 2.2.4 und 2.3.2). Die Aufsättigung des Blutes vollzieht sich in Bruchteilen einer Sekunde, so daß hierfür keine extra Berechnung notwendig wird. Die Druckdifferenz zwischen Blut und Gewebezellen läßt die Gase zwischen diesen beiden diffundieren. Die Geschwindigkeit dieser Auf- oder Entsättigung ist durch das Kapillarenreichtum des Gewebes definiert. Stark durchblutete Gewebe wie Gehirn, Rückenmark oder Nieren tauschen dementsprechend schneller Gas aus als schlecht durchblutete wie Knorpel oder Knochen. Die Diffusion in die Gewebe findet aufgrund der Konzentrationsgefälle statt, die sich durch die Druckänderung einstellt (s. Abschnitt 2.2.5).

Während der Isopressionsphase wird das Gas in dem gleichen Lösungsstand gehalten, während in der Dekompressionsphase Gas aus den Geweben in das Blut diffundiert und in den Alveolen schließlich wieder in seinen gasförmigen Aggregatzustand zurückkehrt. Dies setzt eine langsame Dekompression voraus. Wird die Dekompression zu rasch durchgeführt,⁴ dann perlt das Gas aus seiner Lösung aus und die weiter unten beschriebenen Symptome treten auf.

Allerdings belegen neuere Experimente und praktische Beobachtungen, daß allein eine Dekompression noch kein Ausperlen bedingt, ganz gleich wie rasch diese durchgeführt wird. Forscher haben in einem abgeschlossenen Kreislauf Blut mit Stickstoff unter Druck aufgesättigt und einer rapiden Dekompression mit Druckunterschieden von z.T. 120 atm (s. [MVB95]) unterzogen. Es zeigten sich keine Gasblasen. Eine Beobachtung, die auch schon Erasmus Darwin (1731-1802), Großvater von Charles Darwin (1809-1882), in Experimenten anstellte.

Vielmehr wird die Blasenbildung durch sog. „Kavitationen“ begünstigt. Diese entstehen durch einen Vakuumeffekt zwischen zwei sich gegeneinander verschiebenden Gewebeoberflächen mit viskoser Adhäsion.⁵ Wir hatten diese Mechanik der Blasenbildung bereits in Abschnitt 2.2.6 besprochen. Genau wie in jenem Abschnitt wollen wir das Beispiel einer Cola-Flasche heranziehen. Wir können in dieser Blasen beobachten, wenn wir die Flasche schütteln ohne sie jedoch zu öffnen.

Es ist primär die Erschütterung der Gewebe und nicht die Dekompression an sich,

⁴Mit der angemessenen Dekompressionsgeschwindigkeit beschäftigen sich die Dekompressionsmodelle, die wir im nächsten Abschnitt behandeln.

⁵Das Knacken der Fingerknöchel etwa, wenn man diese in Länge zieht, rührt vom Bilden und Kollabieren einer solchen Blase her.

die eine Dekompressionskrankheit verursachen. Die Erschütterungen lassen Gaskeime entstehen, die durch Druckabfall und eindiffundierendes Gas aus dem Blut zum Wachstum animiert werden. Die Erschütterung der Gewebe ist aber kaum zu verhindern, da die unterschiedlichen Gewebeschichten durch Bewegungen kontinuierlich aneinander reiben und Körperbewegungen beim Tauchen nicht zu vermeiden sind. Die Dekompression ist daher der entscheidende, zu kontrollierende Faktor, da eine Kontrolle bzw. eine Berechnung der Blasenbildung nicht möglich ist. Wie wir später sehen werden, benutzen die zweiphasigen Dekompressionsmodelle die Informationen aus der Dekompressionsphase zur Parametrisierung der Blasenbildung. Allerdings hat sich im Hinblick auf die neueren Erkenntnisse eine andere Strategie etabliert. Galt ehemals ein schnelles Auftauchen zum ersten Deko-Stopp als opportun um die weitere Aufsättigung zu vermeiden, so versuchen neuere Dekompressionsstrategien durch frühe, tiefe Stopps ein Anwachsen der Mikrogasblasen zu minimieren. Zur Thematik dieser *Deep Stops* mehr in späteren Abschnitten.

Wie unscharf das Wissen über die Natur der DCS immer noch ist, illustriert der Wandel der Richtlinien zum Tauchen und körperlicher Anstrengung. Den Helmtauchern früherer Tage wurden noch Gymnastikübungen diktiert um die damit einhergehende stärkere Durchblutung der Gewebe zu fördern, die für eine schnellere Entsättigung sorgen sollte. Aufgrund der neueren Erkenntnisse wurde dann aber das Gegenteil gefordert. Körperliche Aktivität im engen zeitlichen Zusammenhang mit Tauchgängen sollte unterbleiben um die durch Geweberschütterung mögliche Blasenbildung zu vermeiden.

Aktuelle Studien (s. [Mut02],[JNEG97]) zeigen jedoch wiederum Widersprüche zu dieser Theorie auf. In Tierversuchen wurden gänzlich konträre Ergebnisse festgestellt. Ein abschließendes Urteil zur körperlichen Anstrengung während der Dekompression steht noch aus.

3.2.2 Zahlen zur DCS

Die Symptome der DCS treten innerhalb von 24 h auf. Den Beobachtungen verschiedener Marineeinheiten der Welt zufolge treten 60% der Deko-Unfälle vom Typ I und II innerhalb der ersten 30 min auf. Weitere 10% treten in einem Zeitraum von 30 min bis 60 min auf.

DCS Typ I allein tritt extrem selten auf. Sie erfolgt fast immer im Zusammenhang mit Typ-II-Vorfällen. Im Bereich des Sporttauchens ist die Mehrzahl der Unfälle vom Typ II. Zudem sind viele (ca. 15%-20%) tödliche Unfälle darunter (s. [EHW99]). Die tödlichen Unfälle sind häufig durch Lungenüberdruckunfälle ausgelöst (s.u.). Insgesamt birgt Tauchen aber mit einer Unfallrate von 0,04% ein extrem kleines Risiko, tödlich zu verunglücken.

Berufstaucher erleiden zumeist eine DCS vom Typ I. Das rührt wiederum von dem typischen Profil dieser Tauchaktivität her: zumeist werden tiefe und sehr lange Tauchgänge unternommen. Dies führt zu einer starken Aufsättigung auch der „langsamen Gewebe“, d.h., schlecht durchbluteter Gewebe wie Knorpel, Gelenkkapseln etc. Bei typischen Sporttauchertauchgängen, die i.d.R. flach und relativ kurz sind,

sättigen sich diese Gewebe nicht so stark auf.

Laut aktuellen Studien des *Divers Alert Network* (DAN, s. [V⁺02]) sind von 605 verunfallten Tauchern im Jahre 2000, die an DAN als Dekompressionsunfälle gemeldet wurden (im Raum USA und Kanada), 58% vom Typ II, 25% vom Typ I, 8% unspezifische DCS und 5,4% erlitten eine AGE (s.u.).

Für eine Ursachenforschung eignen sich die Zahlen von DAN nur bedingt. So sind z.B. hinsichtlich der Tauchgangsplanung von 603 verunfallten Tauchern 73% mit Tauchcomputern getaucht, 20% mit Tauchtabellen und 7% der Verletzten tauchten in „Divemaster“-Begleitung und überließen diesem die Planung. Daraus den Schluß zu ziehen, daß Tauchen mit Tauchcomputern generell ein höheres Risiko bergen, wäre irrig, sondern drückt einfach nur aus, daß heuer die Mehrzahl der Taucher einen Dekompressionscomputer benutzt.

Ähnlich verhält es sich mit dem Altersdurchschnitt der verunfallten Tauchern. Von 573 erfassten Tauchern⁶ sind 38% im Altersbereich von 30-39 Jahre, 25% im Bereich von 40-49 Jahren, aber nur 4% im Bereich von 10-19 Jahren. Hierdurch ist abermals keine Prädisposition ableitbar, sondern illustriert die Altersverteilung im Sporttauchen. Dies ist keine Trendsportart, in der hauptsächlich jüngere Menschen aktiv sind. Sporttauchen ist eine eher kostspielige Freizeitbeschäftigung, die keinen hohen Grad an körperlicher Leistungsfähigkeit erfordert. Daher sind hier vermehrt Personen mittleren Alters anzutreffen.

Unfallstatistiken geben daher nur ein verzerrtes Bild der Realität wieder. Die genauen Ursachen der Wechselwirkungen von Dekompression und individuellen Dispositionen sind nur durch eine Autopsie der verunfallten Taucher feststellbar. Eine solche Untersuchung wird aber extrem selten vorgenommen.

3.2.3 Symptome

Gasblasen bilden sich bei einer DCS zumeist im venösen Blut, weswegen man auch von einer *venösen Gasembolie* (VGE) spricht. Die Gasblasen verstopfen die Kapillaren der Lunge, wodurch ein „Abatmen“ des überschüssigen Inertgases stark behindert wird. Durch diese Obstruktion gelangen Gasblasen in den arteriellen Kreislauf. Es kommt zu einer *arteriellen Gasembolie* (AGE). Vordergründige Beschwerden sind hierbei Atemnot, Hustenreiz und Zyanosen (rot-bläuliche Verfärbung der Haut infolge Abnahme des Sauerstoffgehalts im Blut). Nimmt der Druck weiter ab, wie bei einem zu schnellen Aufstieg üblich, dann bilden sich größere Blasen in den Geweben. Dort können sie zu Ischaemie (Blutleere, aufgrund großvolumiger Verstopfung der Blutbahnen mit Gasblasen) und Gewebszerreißung führen. Klinisch schlägt sich das in Gelenkarthrosen, Osteonekrosen oder Innenohrstörungen nieder.

Der Übertritt des Inertgases vom venösen in den arteriellen Kreislauf erfolgt in

⁶Die Abweichungen in den Fallzahlen ergeben sich durch unvollständige Daten in der Erhebung. DAN gewinnt einen großen Teil der Daten durch Mitteilung der Taucher oder der behandelnden Druckkammerzentren. Diese sind zur Meldung aber nicht verpflichtet und geben deswegen sehr unterschiedliche Daten an, bzw. gar keine. So sind für manche Fälle genauere Daten wie Alter u.ä. nicht verfügbar.

Folge der Verstopfung der Alveolen durch Gasblasen über die *arterio-venösen Anastomosen* (s. Abschnitt 2.3.1) der Lunge. Diese sind bei normaler Lungenfunktion geschlossen, aber durch die Überlastung des Filtersystems der Lunge durch Gasblasen entsteht eine *pulmonale Hypertonie* (= Erhöhung des Blutdrucks im Lungenkreislauf). Übersteigt der Blutdruck des Lungenkreislaufs etwa 120% des Normalen, öffnen sich die Anastomosen, eine AGE entsteht.

Übersteigt die pulmonale Hypertonie einen Wert von 150%, kommt es nicht nur zu oben genannten Symptomen, es droht auch ein Herzversagen aufgrund eines Kreislaufkollaps.

Äußerlich manifestieren sich die einzelnen Beschwerden z.B. in Hautrötungen und Juckreiz an den betreffenden Stellen. Dies weist auf eine Kapillarverstopfung im Hautgewebe hin. Eine AGE kann aber auch zu schweren Schädigungen des ZNS oder des Gehirns führen, bis hin zu Seh- und Sprachstörungen und anderen Defekten. U.u. sind die Schädigungen so schwerwiegend, daß chronische neurologische Störungen zurückbleiben.

Eine AGE kann auch durch einen extremen „Notaufstieg“ hervorgerufen werden. Dieser wird meistens in einer „keine-Luft-mehr-Situation“ durchgeführt und führt z.B. aus einer Tiefe von 40 m mit einer Aufstiegs geschwindigkeit von mehr als $20 \frac{m}{min}$ zu einem solch extremen Druckabfall, daß schon im arteriellen Blut das Atemgas aus der Lösung tritt.

Eine weitere, häufige Ursache für eine AGE ist der Lungenüberdruckunfall (Barotrauma der Lunge). Dies ist im Sporttauchen insbesondere bei Anfängern ein öfter vorkommendes Fehlverhalten, das meist durch Panik bedingt ist. Viele unerfahrene Taucher entwickeln in Panik die Angewohnheit, die Luft anzuhalten und rasch aufzutauchen, insbesondere in flachen Tiefen. Hier scheint das Risikobewußtsein geringer zu sein, da die geringe Tiefe eine Sicherheit vortäuscht. Hat aber ein Taucher bspw. auf 10 m maximal eingatmet und verschließt nun beim Auftauchen seine Atemwege, dehnt sich aufgrund des *Gesetz von Boyle* die in der Lunge eingeschlossene Luft um ca. das Doppelte aus. Das Lungenvolumen wird hierbei eklatant überstrapaziert, ein Riß des Lungengewebes ist die Folge. Durch diese schwere Verletzung des Lungengewebes ist die Austauschkapazität der Lunge entsprechend stark beeinträchtigt, ein Großteil des Gases im venösen Blut kann nicht abgebaut werden und geht in den arteriellen Kreislauf über, eine AGE tritt ein.

Neben Gasembolien wurden aber auch Fettembolien im Kreislauf beobachtet. Diese stammen wahrscheinlich von Gewebszerreissungen im Fettgewebe und dem fetthaltigen Knochenmark. Sie folgen dem gleichen Weg wie die Gasembolien. Zu den Zerreissungen im Fettgewebe kommt es sehr oft, da Stickstoff in Fett ungefähr viermal löslicher als in Wasser ist, und somit in fettreichem Gewebe mehr Stickstoff gelöst ist.

Generell können die Gasembolien Ödeme im Körper verursachen und damit eine Vielzahl an Symptomen hervorrufen. Eine Diagnose der DCS ist daher nicht immer einfach zu führen, da diese insbesondere bei zeitlicher Verzögerung nicht als kausal für die Symptome erkannt wird.

3.2.4 Komplikationen

Wir wollen nun einige Umstände aufführen, die zu einer Komplikation der DCS führen, in dem Sinn, daß sie die Disposition für eine DCS erhöhen oder aber die Symptome der DCS verschlimmern. Manche dieser Faktoren können in adaptiven Dekompressionsmodellen berücksichtigt werden (s. Abschn. 4.1.6).

Patent Foramen Ovale

Neben bekannten individuellen Prädispositionen für eine Dekompressionskrankheit wie z.B.

- Übergewicht bzw. Fettleibigkeit
- Dehydration
- schlechter körperlicher Trainingszustand
- Alkoholkonsum
- Kälte
- Verletzungen
- vermehrte Arbeit

ist seit einigen Jahren ein häufig anzutreffender Herzfehler in den Mittelpunkt des Interesses gerückt: das funktional offene *Foramen ovale*. Dies bezeichnet eine Öffnung der Herzscheidewand in den Vorhöfen des Herzens (s. Abb. 3.3).

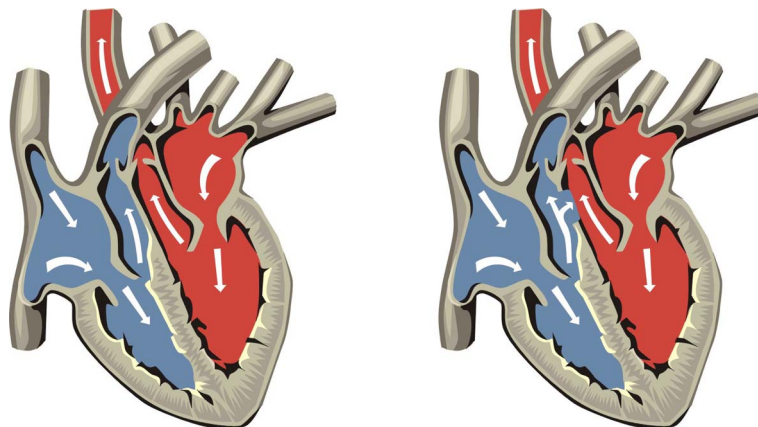


Abbildung 3.3: „Normales“ Herz (links), funktional offenes Foramen ovale (rechts).

Das *Patent Foramen Ovale* (PFO), das funktional offene Foramen Ovale, wird mittlerweile für die große Anzahl der unerklärlichen Fälle von DCS verantwortlich gemacht (s. [KB01]). Bei einer Auswertung des *Divers Alert Network* (DAN), einer gemeinnützigen Organisation zur Erfassung und Erforschung von Tauchunfällen, stellte sich heraus, daß ca. 50% der verunfallten Taucher innerhalb der Regeln ihrer Tabellen oder Tauchcomputer geblieben waren und auch sonst kein Fehlverhalten oder eine Prädisposition erkennbar war. Ein Zusammenhang mit dem PFO ist nach heutigem Stand der Forschung als die Ursache ausgemacht. Schätzungen gehen davon aus, daß etwa 25% der Menschen ein PFO besitzen. Hierbei handelt es sich, wie gesagt, um eine Öffnung im Septum der Vorhöfe von linker und rechter Herzhälfte. Diese Öffnung stellt einen Kurzschluß beider Kreisläufe in der pränatalen Phase her, da der Fötus im Mutterleib komplett durch die Nabelschnur versorgt wird und der Lungenkreislauf noch nicht benötigt wird. Direkt nach der Geburt schließt sich für gewöhnlich diese Öffnung durch den höheren Druck im arteriellen Kreislauf. Bei eben jenen ca. 25% der Menschheit geschieht dies nicht oder nur teilweise. Unter normalen Tauchbedingungen ist dies kein Problem, da durch die Druckverhältnisse im Blut (arterielles Blut hat einen höheren Druck als das venöse, s. Abschnitt 2.3.1) ein Übertritt vom venösen ins arterielle System verhindert wird. Steigt aber nun durch einen DCS-Vorfall und einer damit einhergehenden venösen Gasembolie der Partialdruck im venösen Kreislauf, entsteht ein „Kurzschluß“ zwischen venösem und arteriellen Kreislauf, ein Zustand der AGE tritt ein.

Schock

Eine weitere Komplikation stellt die Möglichkeit eines Schockzustandes nach einer DCS dar. Ein Dekompressionsunfall kann von sich heraus eine Veränderung des Gerinnungssystems bewirken. Bei Experimenten mit Hunden wurde 1962 nachgewiesen, daß es bei rascher Dekompression zu einer Verringerung des Blutplasmavolumens um ca. 32% kommt, der sog. *Hypovolämie* (s. [EHW99]). Die Viskosität des Blutes nimmt zu, die Strömungsgeschwindigkeit des Blutes ab. Hierdurch, und durch die Fettembolie (s.o.), wird die Gerinnungsneigung des Blutes verstärkt. Durch das Zusammenspiel von verlangsamer Strömungsgeschwindigkeit, Streß und eventuellen Blutgerinnseln entsteht ein Sauerstoffdefizit, das zum Schock und letztendlich zum Tod führt.

Zudem führen die Gasblasen, da sie vom Organismus als Fremdkörper angesehen werden, zu einer Überreaktion des Immunsystems, welches die Entstehung eines Schockzustandes begünstigt. Involviert ist hier die unspezifische Infektionsabwehr durch das *Komplement-System*, eine Gruppe im Blut zirkulierender Proteine.

Isobare Gegendiffusion

Eine *Gegendiffusion* bedeutet, daß zwei verschiedene Gase durch dieselbe Membran in entgegengesetzter Richtung diffundieren. Wie in Abschnitt 2.2.5 besprochen, verursachen Konzentrationsgefälle eines Gases in zwei durch eine *permeable* (= durchlässi-

ge) Trennwand eine Diffusion vom Ort der höheren in den Ort der niedrigeren Konzentration. Dies geschieht natürlich für jedes Gas singular. Sind in zwei durch eine durchlässige Membran getrennten Körpern zwei verschiedene Gase, so diffundiert jedes für sich in den jeweils anderen Körper, sofern dort die Konzentration des Gases niedriger ist. Zur Illustration sei auf Abbildung 3.4 verwiesen.

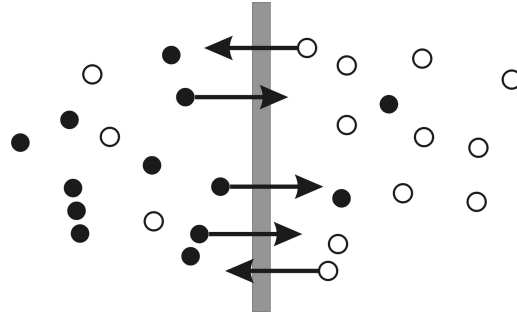


Abbildung 3.4: Illustration zur Gegendiffusion.

Aus unserer Einlassung in Abschnitt 2.3.2 zum menschlichen Atmungssystem ist anschaulich geworden, daß die Gegendiffusion ein normaler, sogar notwendiger, Vorgang der Atmung ist. In den Alveolen als auch in den Kapillaren wird per Gegendiffusion Sauerstoff und Kohlendioxid ausgetauscht. Beim Tauchen mit normaler, komprimierter Luft als Atemgas stellen sich daher auch keine Probleme ein.

Für das sog. *Mischgastauchen*, also das Tauchen unter Verwendung eines Atemgases, das nicht der originalen Zusammensetzung der Luft entspricht, wurde das Risiko einer DCS im Zusammenhang mit der *isobaren Gegendiffusion*⁷ vielfach diskutiert. Die DCS ist durch Druckabfall bedingt. Insofern erscheint die Frage, ob eine DCS bei isobaren Verhältnissen eintreten kann, verwirrend. In der älteren, aus den 1960er und 1970er Jahren stammenden, Literatur wird die Frage verneint. Neuere Forschungen bestätigen jedoch das Risiko (s. [Asp00b], [EHW99]).

Beim Mischgastauchen werden die Mischverhältnisse im Atemgas verändert um negative Auswirkungen der Gase bei kritischen Partialdrücken zu unterlaufen (s. Abschnitt 2.3.2). Um z.B. den Narkoseeffekt des Stickstoffs ab einem Partialdruck von 4 bar zu mindern, wurde der Gebrauch von *Nitrox*⁸ empfohlen. Hierbei wird der Stickstoffanteil zugunsten des Sauerstoffanteils verringert. Dadurch wird die sog. „Nullzeit“ (s.u.) verlängert, da jetzt weniger Stickstoff pro Zeiteinheit im Gewebe aufgenommen wird. Allerdings sinkt durch den erhöhten Sauerstoffanteil die MOD, so daß Nitrox für Tieftauchgänge ungeeignet ist. Deswegen hat sich die Verwendung von Helium etabliert, das keine narkotischen Eigenschaften besitzt. Zur Mischung

⁷ *Isobar* = bei gleichbleibendem Druck

⁸ Kunstwort aus *Nitrogen* (= Stickstoff) und *Oxygen* (= Sauerstoff)

von Gasen und die Problematik von kritischen Partialdrücken sei auf die Beispiele und Diskussionen in Abschnitt 2.3.2 verwiesen.

Bei Tieftauchgängen wird aber i.d.R. nie nur ein Gasgemisch benutzt. Zumeist wird in flacheren Tiefen (unter 40 m) Nitrox benutzt. In größeren Tiefen wird auf Trimix (Stickstoff, Sauerstoff, Helium) gewechselt (beim Aufstieg dann wieder anders herum). Die Zusammensetzung des Trimix kann hierbei für die Tiefen variieren. Zur besseren Kälteisolation wird häufig auch noch Argon in die Trockentauchanzüge gefüllt, da dieses weniger Wärmeleitfähigkeit besitzt als Luft oder Helium und somit die Auskühlung des Tauchers stärker verzögert.

Bei einem Wechsel des Atemgases (z.B. von Trimix auf Nitrox) kann es zu einer Übersättigung in der Summe der beiden Inertgaspartialdrücke kommen, da das neue Inertgas schon anflutet, während das zuletzt geatmete Gas noch in hoher Konzentration im Gewebe vorhanden ist. Im Extremfall kann dieser Vorgang *ohne* vorherigen Druckabfall zur Gasblasenbildung führen.

Ein Tierversuch (berichtet in [Asp00b]) mit einem Schwein illustriert dies. Das Tier bekam Lachgas (N_2O) zu atmen, welches in Fettgewebe sehr gut löslich ist. In einer Hülle, die dem Schwein über den Fuß gestülpt wurde, befand sich Wasserstoff. Wasserstoff hat die höchste Diffusionsgeschwindigkeit. An der Übergangsstelle wurde die Blutbahn punktiert, dies hatte ein massenhaftes Ausperlen von Blasen zur Folge.

Mit Hilfe von Gleichung 2.11 können wir die Diffusionsgeschwindigkeit eines Gases berechnen. Helium hat eine Molekülmasse von 4 mol, Stickstoff von 28 mol und Argon von 40 mol. Die Diffusionsgeschwindigkeit von Helium ist somit proportional zu 0,5, Stickstoff proportional zu 0,19 und Argon proportional zu 0,16. Helium ist ein „schnelleres Gas“ als Stickstoff oder Argon. Wechselt man von einem schnellen Gas auf ein langsames Gas, so diffundiert letzteres schneller in das Gewebe als das erste ausdiffundieren kann. Zwar wird ein unkritischer Sättigungszustand der Gewebe wieder erreicht, es kann aber zwischenzeitlich zu einer Übersättigung kommen.

Abbildung 3.5 veranschaulicht die Problematik: Ein Tauchgang wird mit normaler Luft, bzw. Nitrox begonnen. Zu einem bestimmten Zeitpunkt sind die Gewebe mit dem Inertgas Stickstoff gesättigt. Wird nun auf ein Atemgas mit Helium-Anteilen gewechselt, dann kommt es für einen kurzen Zeitraum zu einer Übersättigung des Gewebes mit Inertgas. Das „schnelle“ Inertgas Helium diffundiert in das Gewebe (aufgrund des Konzentrationsgefälles zwischen Blut und Gewebe). Das „langsame“ Inertgas Stickstoff kann aber nicht in der gleichen Zeit aus den Geweben ins Blut diffundieren. Extremer wäre eine Verwendung von Argon (sehr „langsam“) als erstes Inertgas. Ein Wechsel auf das „schnelle“ Helium würde eine starke Übersättigung der Gewebe mit Inertgas herbeiführen. Der Druckausgleich der Gewebe könnte nur durch eine Blasenbildung stattfinden.

Benutzt ein Taucher ein Gas G_1 zur Isolation im Anzug und Gase G_2 und G_3 zur Atmung, so sollte bei einem Wechsel des Atemgases G_3 „langsamer“ als G_2 sein. G_1 muß dagegen langsamer sein als G_2 oder G_3 , da ein schnelles Diffundieren aus den mit G_2 oder G_3 gesättigten Hautgeweben in die Umgebung eine Blasenbildung begünstigt.

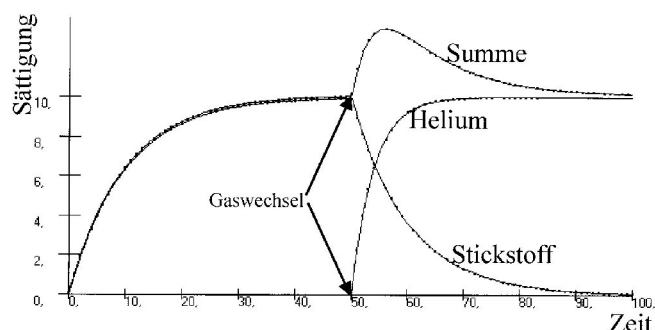


Abbildung 3.5: Illustration zur Problematik der isobaren Gegendiffusion.

DCS durch Rekompensation

Jean Imbert hat (in [Asp02] und [Asp00b]) auf die Gefahr einer neuronalen Dekompressionskrankheit durch Rekompensation hingewiesen. Unter „Rekompensation“ versteht man eine erneute Kompression nach einer Dekompression, also bspw. ein tiefes Abtauchen nach einem Auftauchen.

Eine DCS vom Typ II kann nach Imbert oft durch eine Rekompensation ausgelöst werden, da wegen dem „Rechts-Links-Shunt“ (s.u.) die Inertgasabgabe durch Verstopfung der Lungenkapillaren erheblich erschwert ist. Mittels der erneuten Kompression werden die „hängengebliebenen“ Blasen in der Lunge wieder zusammgedrückt und dadurch aus den Lungenkapillaren zurück in den Kreislauf gedrängt. Es kann hierdurch eine AGE auftreten.

Diese Rekompensation kann nicht nur per erneutem Abtauchen ausgelöst werden. Da die Gasblasen in der Lunge „festhängen“, kann mit einem temporären Überdruck in der Lunge der eben beschriebene Wiedereintritt der Gasblasen in den Kreislauf provoziert werden. Ein solcher Überdruck wird z.B. durch starkes Husten oder ein „Valsalva-Manöver“ verursacht. Letzteres ist ein Verfahren zum Druckausgleich in den Tuben der Ohren. Hierbei hält sich der Taucher die Nase zu und preßt bei geschlossenem Mund Luft in seinen Mund- und Rachenraum. Da die Luft nicht entweichen kann, wird ein Teil der Luft in die Hohlräume im Kopf gedrückt (Nasennebenhöhle, Ohrenhöhle), welches den erwähnten Druckausgleich herbeiführt.

3.3 Grundlagen der Dekompressionstheorie

3.3.1 Historie

Bereits 332 v. Chr. berichtete Aristoteles (384 – 322 v. Chr.) von Skelletveränderungen bei Schwamm- und Perlentauchern, welche heutzutage als chronische Veränderung der Knochen bei häufiger Überdruckexposition erklärbar sind.

Die folgenden Jahrhunderte brachten allerlei Versuche mit Tauchglocken und Tauchanzügen mit sich. Überliefert sind u.a. Unternehmungen mit einer Tauchglocke von Alexander dem Großen. Außerdem sind aus der Antike die Einsätze von „Kampfschwimmern“ dokumentiert, die sich schwimmend/tauchend an feindliche Schiffe annähern, um diese zu sabotieren.

In der Renaissance und im Barock wurden neben allerlei Tauchglocken auch tauchanzugähnliche Konstruktionen gefertigt. Hierbei handelte es sich um tonnenartige Gebilde, die ähnlich wie Tauchglocken mit Luft gefüllt waren und Durchgänge für die Arme enthielten, letztendlich aber wenig praktikabel waren.

Im 19. Jahrhundert kamen dann die Helmtauchanzüge auf, welche innerhalb von wenigen Jahren eine rasante Verbreitung erfuhren. Hauptunfallursachen waren hierbei eher Fehler bei der Handhabung und Mängel in der Konstruktion. Von 1860–1864 entwickelten Benôit Rouquayrol und Auguste Denayrouze aus Frankreich den ersten „Atemregler“ - ein durch eine Membran gesteuertes Ventil, durch das der Taucher die Luft mit Umgebungsdruck atmen konnte. Dadurch wurde die schwierige Luftversorgung von der Oberfläche wesentlich verbessert. Auch an einen autonomen Lufttank hatten die beiden Erfinder gedacht. Aufgrund der starken Verbreitung der Helmtauchanzüge, die sich für Unterwasserarbeiten besser eigneten,⁹ brauchte der Atemregler einige Zeit bis zu seinem Siegeszug (s. [Ode01]).

Rouquayrol und Denayrouze erfuhren schon bald von Problemen, die bei Arbeiten mit den Atemreglern auftraten. Vor allem bei schnellen Aufstiegen kam es zu Todesfällen, weswegen sie in ihren Gebrauchsanweisungen den Hinweis hinzufügten, langsam aufzutauchen, ohne sich jedoch über die Ursachen im Klaren zu sein.

Bereits 1670 hatte Robert Boyle (s. Abschnitt 2.2.2) bei Versuchen mit Unterdruck das Anwachsen einer Gasblase im Auge einer Schlange beobachtet. Da er aber keinerlei Erklärung hierfür finden konnte, notierte er das Phänomen ohne diesem weiter nachzugehen.

1870 traf Denayrouze dann den französischen Physiker Paul Bert (1833 – 1886). Nach umfangreichen Forschungen erkannte dieser, daß sich (aufgrund des Gesetzes von Henry, s. Seite 17) unter dem Wasserdruck mehr Gase im Körper lösen. 1878 veröffentlichte er seine Untersuchungen in dem Artikel „La pression barometrique“, in der er langsames Auftauchen und nötigenfalls Rekompansionsabstiege vorschreibt. Ebenso erkannte er die Toxizität von reinem Sauerstoff unterhalb einer Tiefe von 7 m.

Anfang des 20. Jahrhunderts beauftragte die britische Marine dann den Professor für Physiologie John Scott Haldane (1860 – 1936), umfangreiche Forschungen zu Tauchunfällen anzustellen. Paul Bert's Forschungen hatten zwar die Mechanik der Unfälle verdeutlicht, aber die Strategien zur Vermeidung derselben waren sehr unscharf. Haldane forschte nun in Druckkammern mit Ziegen, die er „Testtauchgänge“ in der Kammer unternehmen ließ, um die Auswirkungen rasch aufeinanderfolgender Druckdifferenzen zu untersuchen (s. [HBD08]). Das Ergebnis waren sog. „Tauchta-

⁹Die Atemregler hatten keinen Helm und Tauchermasken waren noch nicht erfunden. Daher war in Salz- oder Schmutzwasser die Sicht und der Komfort stark beeinträchtigt.

bellen”¹⁰, die Strategien zum korrekten Auftauchen definierten, womit sich erstmals Tauchgänge bis 60 m Tiefe sicher unternehmen ließen. Haldanes Modell ist bis zum heutigen Tage, wenn auch mit zahlreichen Modifikationen, aktuell. Daher wollen wir die theoretischen Grundlagen des Modells eingehender untersuchen.

3.3.2 Haldane-Modell

Haldane entwickelte während seiner Forschungen ein Modell theoretischer Gewebe, der sog. *Kompartimente*. Hierzu kam er aufgrund der Tatsache, daß die Volumina der Gewebe und die Menge der darin gelösten Gase nur schwer exakt zahlenmäßig erfassbar sind. Generell interessiert uns der aktuelle Lösungszustand der Gase im Gewebe. Dieser Partialdruck der Lösung wird auch *Gasspannung* genannt. Hiermit wird derjenige Angebots-Partialdruck bezeichnet, bei dem die zum interessierenden Zeitpunkt im Gewebe gelöste Gasmenge Q_i gerade die Sättigung eines Gewebes i ergibt. Die Gleichung für die Gasspannung ergibt sich aus dem *Gesetz von Henry* (s. Gl. 2.10):

$$p_g = \frac{Q_i}{V_k \times \alpha_{i,k}} \quad (3.2)$$

Da nun aber, wie erwähnt, weder Q_i noch V_k eines realen Organismus zahlenmäßig bekannt sind, wird die Gasspannung unter Zugrundelegung bestimmter Modellvorstellungen berechnet. Es ist hierbei naheliegend, daß diese Kompartimente nur grob die realen Gewebe abbilden. Allerdings ist es einleuchtend, daß eine Blasenbildung erst dann eintritt, wenn die Gasspannung höher als der Umgebungsdruck ist.

Grundlage für das Modell von Haldane ist die Perfusion (= Durchblutungsrate) der Gewebe. Jedes der Kompartimente besitzt eine bestimmte Halbwertszeit t_h , d.h., nach Ablauf von t_h ist die Hälfte der maximalen Sättigung des Gewebes erreicht. Die Halbwertszeit ist experimentell für das jeweilige theoretische Gewebe ermittelt. Als Auf- und Entsättigungszeit der Gewebe benutzte Haldane das Exponentialgesetz, das vielfach zur Beschreibung natürlicher Phänomene benutzt wird (z.B. radioaktiver Zerfall, Abkühlung von Stoffen, etc.). Haldane benutzte zur Berechnung seiner Tabellen 5 Kompartimente mit Halbwertszeiten von 5 min, 10 min, 20 min, 40 min und 75 min. Wie man sich den Vorgang der Auf- und Entsättigung der Gewebe vorzustellen hat, verdeutlichen Abbildungen 3.6 und 3.7.

Abbildung 3.6 zeigt die Aufnahme des Inertgases in die Gewebe über einen Zeitraum Δt . Im unteren Teil der Abbildung sind die Gewebe vollständig gesättigt. Nach dem Prinzip der Halbwertszeit ist dies nicht möglich, da das Halbwertszeitprinzip eine Konvergenz beschreibt. In der Praxis bezeichnet man daher nach einem Ablauf von sechs Halbwertszeiten die Gewebe als „gesättigt“. Nach Ablauf dieser Zeit ist eine Sättigung von 98,5% erreicht, und somit einer vollständigen Sättigung hinreichen nahe.

¹⁰auch „Austauchtabellen“ genannt

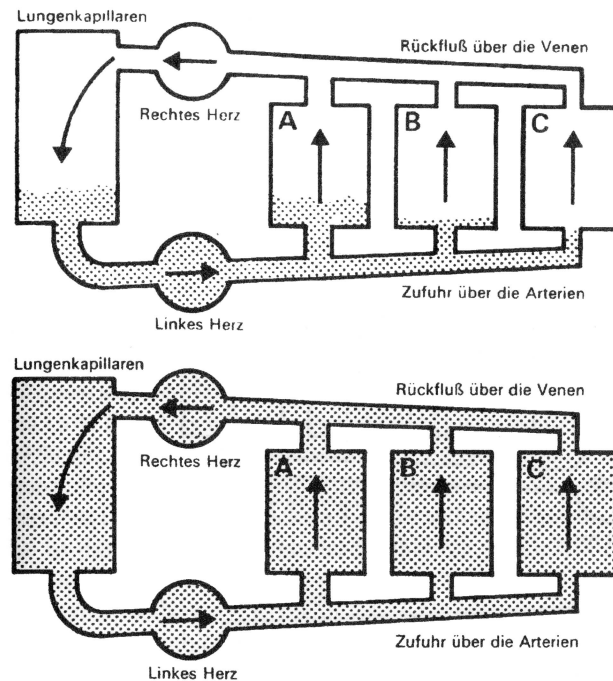


Abbildung 3.6: Vorgang der Aufsättigung der Gewebe. Aufsättigung dreier Kompartimente A, B und C mit unterschiedlichen Halbwertszeiten nach einer Zeitspanne Δt .

Sinnbildlich kann man sich den angedeuteten Kreislauf in den Abbildungen 3.6 und 3.7 wie einen ventilgesteuertes Wasserpumpensystem vorstellen. Das Herz fungiert als Pumpe und in der Lunge werden Zusätze ins Wasser gegeben. An den Zuflüssen zu den Geweben sind Ventile angebracht, die die Zuflußmenge ins jeweilige Gewebe steuern (die Halbwertszeiten). Die Ventile der „schnellen“ Gewebe (= kurze Halbwertszeit) sind dann weiter geöffnet als die der „langsamen“ Gewebe. Wird die Konzentration des Zusatzes geändert, benötigen die „langsamen“ Gewebe mehr Zeit als die „schnellen“ Gewebe um ein gleiches Konzentrationsniveau zu erreichen.

In der Lunge wird aber auch der Zusatz wieder herausgefiltert. Nimmt daher die Menge an Zusatz ab, wird die Konzentration des Zusatzstoffes in den Geweben allmählich „verdünnt“. Wie in Abbildung 3.7 verdeutlicht, geht die Konzentration mit unterschiedlicher Geschwindigkeit vonstatten. Man kann sagen, daß die Gewebe wie „Inertgasspeicher“ funktionieren. Die Menge an gespeichertem Inertgas ist vom Druck abhängig, während die Speicher- und Löschgeschwindigkeit durch die Halbwertszeit definiert ist.

Um nun das Modell herzuleiten, wollen wir uns anhand Abbildung 3.8 den Vorgang der Sättigung eines Kompartiments verdeutlichen. Ein Gewebe K hat zu einem Zeitpunkt t entsprechend einem Gaspartialdruck P eine Menge s_2 an Gas gelöst. Befinden wir uns bspw. für einen längeren Zeitraum auf Meereshöhe, so sind unsere

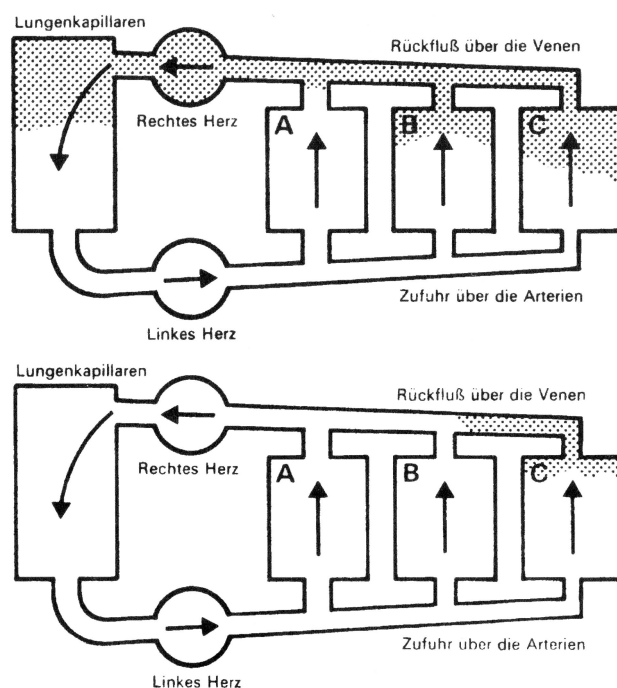


Abbildung 3.7: Vorgang der Entsättigung der Gewebe. Entsättigung dreier Kompartimente A, B und C mit unterschiedlichen Halbwertszeiten nach einer Zeitspanne Δt .

Gewebe entsprechend einem Partialdruck von 0,79 atm mit Stickstoff gesättigt, da der Stickstoffpartialdruck auf NN eben 0,79 atm beträgt. Dieser Sättigungszustand wird von außen an das Gewebe „herangetragen“, und zwar durch den Druckgradienten zwischen Blut und Gewebe. Atmen wir Luft mit einem Druck entsprechend dem Umgebungsdruck, so wird wegen dem *Gesetz von Henry* aufgrund des Luftdruckes in der Lunge eine bestimmte Menge Gas im Blut gelöst (vgl. Abschn. 2.3.2). Die Gasspannung des Blutes wird mit P_0 bezeichnet, die Lösung im Blut mit s_1 . Ändert sich der Atemgasdruck in der Lunge, wird weniger oder mehr Gas im Blut gelöst. Die Gasspannung des Blutes trifft nun auf die Gasspannung des Gewebes, wo wiederum aufgrund des *Gesetzes von Henry* eine zusätzliche Auf- oder Entsättigung stattfindet.¹¹ Um den Sättigungszustand des Gewebes zu berechnen, müssen wir die Entwicklung von $\Delta P = P_{t_E} - P_{t_0}$ über einen Zeitraum $\Delta t = t_E - t_0$ berechnen, mit $t_0 =$ Anfang der Exposition, $t_E =$ Ende der Exposition. Die Lösung s_2 im Kompartimentvolumen K bei einer Gasspannung P ist im Verhältnis zum Druckgradienten

¹¹per Diffusion über die Gewebezellen, deswegen geschieht die Aufsättigung nicht sofort und vollständig, sondern mit der entsprechenden Verzögerung

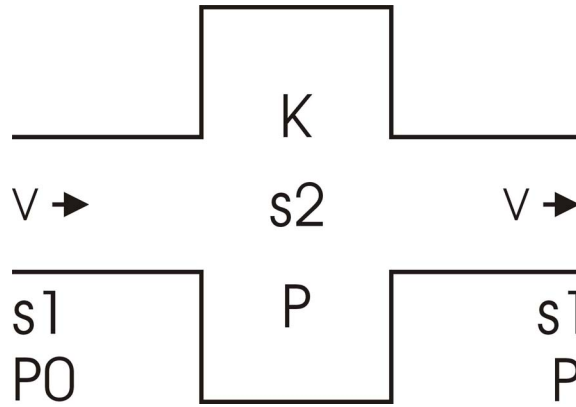


Abbildung 3.8: Illustration der Sättigungsvorgänge eines Kompartiments.

$(P_0 - P)$, der Lösung s_1 im Blutvolumen v über einen Zeitraum Δt (s. [BE93]):

$$\begin{aligned} \Delta P s_2 K &= (P_0 - P) s_1 v \Delta t \\ \Leftrightarrow \frac{\Delta P}{\Delta t} &= (P_0 - P) \frac{s_1 v}{s_2 K} \\ \text{(weil } \frac{s_1 v}{s_2 K} \text{ konstant:)} \quad \frac{dP}{dt} &= k(P_0 - P) \\ \Leftrightarrow \frac{dP}{P_0 - P} &= k dt \end{aligned}$$

Nach den bekannten Regeln der Integralrechnung (s. [BSMM01]) ist $\int \frac{dx}{x} = \ln x$, wenn $x \neq 0$, daher:

$$\begin{aligned} -\ln(P_0 - P) &= kt + c \\ \Leftrightarrow P_0 - P &= ce^{-kt} \end{aligned}$$

Wenn $t = 0$, dann ist auch $P = 0$. Hieraus folgt $P_0 = ce^0 = c$. Entsprechend umgeformt ergibt sich die *Haldane-Formel*:

$$P = P_0(1 - e^{-kt}). \quad (3.3)$$

Wie oben schon erörtert, sind v, K, s_1, s_2 unbekannte Größen, die im Modell durch Halbwertszeiten ersetzt werden. Für k ergibt sich hierdurch:

$$k = \frac{\ln 2}{t_h} \approx \frac{0,69315}{t_h}.$$

Neben der Modellbildung durch Kompartimente war ein weiterer wichtiger Forschungspunkt, die kritische Übersättigung eines Gewebes zu ermitteln. Wir hatten

oben schon erwähnt, daß eine Blasenbildung im Gewebe eintritt, wenn die Gasspannung des Gewebes höher als der Umgebungsdruck ist. Wenn nun der Taucher hinreichend lange unter Überdruck unter Wasser verweilt, sind die Gewebe entsprechend ihrer Halbwertszeiten gesättigt. Wird der Taucher zu rasch an die Oberfläche gebracht, ist der Druckgradient im Gewebe zu groß und das Gas tritt aus der Lösung und perlt aus. Haldane konnte in seinen Experimenten mit Ziegen aber nachweisen, daß ein gewisser Gradient vom Gewebe symptomlos toleriert wird, es also zu keinen Symptomen der DCS kommt. Durch Experimente ermittelte er eine „Supersaturation Ratio“ von 2:1, d.h. eine Halbierung des Umgebungsdruck würde symptomlos toleriert. Sind die Gewebe entsprechend 20 msw gesättigt, könnte der Taucher gefahrlos bis auf 10 msw aufsteigen und müßte dort eine Pause einlegen (die sog. „Deko-Pause“ oder „Deko-Stopp“) um die Gewebe entsprechend 10 msw zu entsättigen.

Haldane hat hier mehrere vereinfachende Annahmen vorgenommen, welche durch die Praxis später widerlegt wurden. Nichtsdestotrotz reduzierte sich die Zahl der Unfälle bei Tauchern und Caisson-Arbeitern durch die Haldane-Tabellen dramatisch, so daß Haldanes Formel bis in die 1930er Jahre aktuell blieben. Haldane zweifelte selber die Brauchbarkeit seiner Tabellen bei Tiefen über 60 m an, da er in diesen Tiefen keine Experimente vornehmen konnte. Nachfolgende Generationen von Wissenschaftlern verbesserten aber die Theorien von Haldane. Die wichtigsten Revisionen wollen wir in den nächsten Unterabschnitten besprechen.

Die exponentielle Auf- und Entsättigung verdeutlicht uns noch einmal Abbildung 3.9. Hierbei ist die Auf- und Entsättigung der 16 Kompartimente des Bühlmann'schen ZHL16-Modells (s.u.) für einen theoretischen Tauchgang aufgezeichnet. Für diesen wird ein Abtauchen auf 100 m Tiefe in 5 min angenommen, sodann eine Grundzeit von 5 min auf 100 m Tiefe und schließlich ein Auftauchen zur Oberfläche in 10 min.

3.3.3 Neo-Haldane-Modelle

Eine der falschen Annahmen, denen Haldane unterlag, war die Einbeziehung des Sauerstoffs im Atemgas in die Dekompressionsberechnung. Sauerstoff wird im menschlichen Organismus metabolisch verbraucht (s. Abschn. 2.3.2), das anfallende CO₂ hat stets einen geringeren Partialdruck als die nicht verbrauchten Inertgase, daher ist es für die Dekompression irrelevant, da durch den geringeren Druck des Kohlendioxid dieses stets wieder vollständig aus den Geweben abtransportiert wird. Daher müßte die „Supersaturation Ratio“ von Haldane eigentlich 1,58 : 1 betragen.¹²

1935 kamen Hawkins *et al.* bei Forschungen für die U.S. Navy zu dem Schluß, daß für unterschiedliche Gewebe unterschiedliche Übersättigungswerte gelten. Für „schnelle“ Gewebe mit Halbwertszeiten von 5 min etwa, gaben sie eine Rate von 4,35 : 1 an. Erst bei Gewebahalbwertszeiten über 40 min kamen sie zu der 1,58 : 1 Rate. 1937 erstellte Yarbrough neue Tabellen für die U.S. Navy und sah etwas gerin-

¹²Uns interessiert die Gasspannung der Inertgase, welche 79% des Atemgasgemischs ausmachen. Wenn nun die Halbierung des Umgebungsdruckes erlaubt ist, ist daher auch nur der Inertgaspartialdruck entscheidend ($0,79 \text{ atm}$ bei 1 atm Umgebungsdruck), eben $2 \times 0,79 = 1,58$.

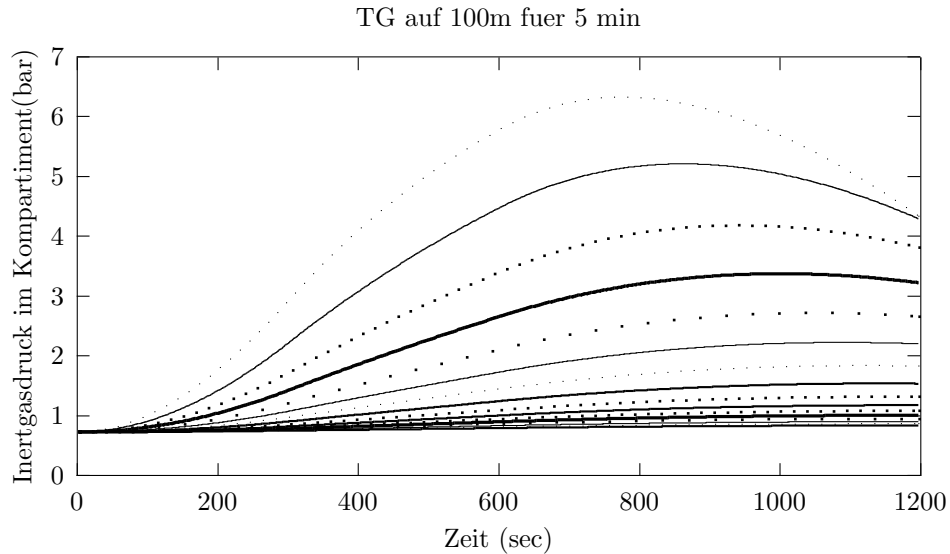


Abbildung 3.9: Gewebesättigungsverhalten. Die Kurven von oben nach unten beginnen mit der kürzesten Halbwertszeit bis zur längsten Halbwertszeit.

gere Werte für die Übersättigungsrate vor, außerdem sah er die „schnellen“ Gewebe mit 5 min, bzw. 10 min Halbwertszeit als vernachlässigbar an.¹³ Grund für die geringeren Werte war die Einbeziehung der vermehrten Anstrengung bei Unterwasserarbeiten, welche stärkere Durchblutung der Muskelgewebe nach sich zieht und folglich mehr Inertgasaufnahme bedingt.

Aber auch die neuen Tabellen hatten ihre Unzulänglichkeiten, weswegen die Forschungen fortgesetzt wurden. Die meisten Tauchgänge fanden innerhalb der „Nullzeit“ (NDL, no-decompression-limit) statt oder benötigten nur sehr kurze Deko-Stops. Für diese Art der Tauchgänge boten die Experimente von Haldane und nachfolgende Untersuchungen hinreichende Sicherheit. Bei sehr langen Verweilzeiten unter Wasser stellten sich jedoch neuerlich zahlreiche Fälle von DCS ein. 1956 analysierten Des Granges *et al.* die Tauchgangsdaten der U.S. Navy und revidierten die Werte von Yarbrough grundlegend. Yarbrough hatte die Neuerung eingeführt, daß die Übersättigungstoleranzen zeitabhängig sind. Für die Praxis stellte sich dies als unzureichend heraus. Des Granges *et al.* brachten zusätzlich die Tiefenabhängigkeit der Dekompressionsstops mit ein, dies hatte tiefere, frühere Deko-Stops zur Folge. Außerdem hielten sie an der Relevanz der „schnellen“ Gewebe fest. Wichtiger war aber noch die Berücksichtigung sehr „langsamer“ Gewebe mit 120 min Halbwertszeit,

¹³Bei langen Unterwasserarbeiten trifft dies auch zu. Für das Sporttauchen stellt sich dies anders dar, wie wir noch diskutieren werden.

was bis dato als nicht notwendig erachtet wurde.

Die neuen Tabellen von Des Granges *et al.* waren algorithmisch einfach, erforderten jedoch aufwendige Rechnungen. Die Probleme bei tiefen, sehr langen Tauchgängen (z.B. länger als 1 h, tiefer als 40 m) eliminierten die neuen Tabellen aber auch nicht. Die Verbreitung der Tabellen war dessen ungeachtet jedoch enorm. Insbesondere für das Sporttauchen fanden sie bis in die 1990er Jahre Verwendung (zur Geschichte der Dekompressionsforschung s. [BE93]).

Workman

Anstatt die „Supersaturation Ratio“ (= Übersättigungsrate) zu benutzen, hat Workman das Konzept der *M-Values* (von „Maximum Values“) eingeführt. Diese spiegeln die lineare Beziehung zwischen toleriertem Überdruck des Inertgases im Gewebe und dem aktuellen Umgebungsdruck wider.

Mitte der 1960er Jahre begann Robert Workman, Mediziner im Rang eines Captain bei der U.S. Navy, eine Methode zur einfachen Berechnung von Dekompressionsprozeduren zu entwickeln. 1965 publizierte er die Ergebnisse (s. [Wor65]) und stellte sein Modell des erlaubten Inertgasüberdruck für jedes Gewebe anstelle einer Übersättigungsrate vor.

Die Erstellung einer linearen Gleichung war ein wichtiger Schritt in der Dekompressionsforschung, allein schon weil das Konzept der *M-Values* ein sehr flexibles Modell ist, um neue Erkenntnisse und Werte in die Dekompressionsrechnung einzubringen.

Die lineare Gleichung folgt der Standardform $y = mx + b$, der M-Value wird wie folgt berechnet:

$$M = \Delta M \times D + M_0. \quad (3.4)$$

Mit ΔM = Steigung der M-Value Kurve, D = Tiefe und M_0 = Schnittpunkt der M-Value Kurve mit der NN-Druck-Achse (M-Value bei $D = 0$). Der resultierende M-Value ist der maximal tolerierte Inertgasüberdruck des betrachteten Gewebes. In Abbildung 3.10 ist der Sachverhalt grafisch dargestellt. Die Diagonale ist das 1:1-Verhältnis zwischen Inertgasdruck des jeweiligen Gewebes und dem Umgebungsdruck. Betrachten wir den Inertgasdruck eines Gewebes P zu einem bestimmten Zeitpunkt t , muß P zwischen der Diagonale und der M-Value-Linie liegen, um Symptome der DCS zu vermeiden. Allerdings ist die M-Value-Linie keine scharfe Grenze, die zwischen „Symptome“ und „keine Symptome“ trennt. Dekompressionsstrategien müssen stets unterhalb der M-Values bleiben. Der Wert der Unterschreitung ist durch den gewünschten Risikofaktor variierbar. Hier zeigt sich auch klar die Stärke des Workman-Modells: Sicherheitsmargen, Adaptive Algorithmen, u.ä. lassen sich durch Veränderung von M_0 und ΔM sehr leicht realisieren, ohne daß die Formel als solche beeinträchtigt wird.

Haldane hat seine Formel (s. Gl. 3.3) für den Zeitraum $t_0 = 0$ bis t_E hergeleitet. Workman hat die Formel entsprechend eines beliebigen Intervalls aus der Expositionszeit aufgestellt:

$$P = P_0 + (P_i - P_0)(1 - e^{-kt}) \quad (3.5)$$

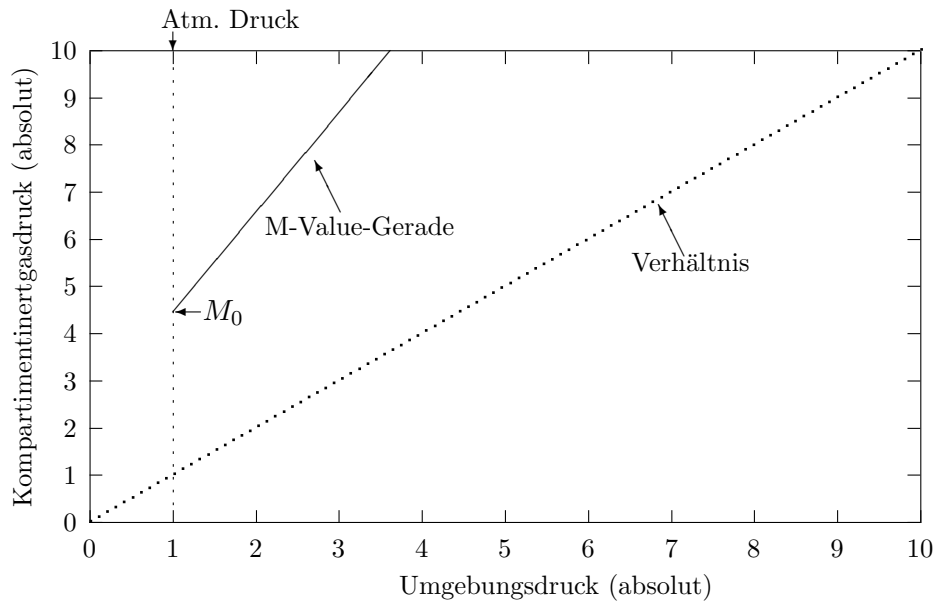


Abbildung 3.10: M-Value Graph nach Workman. Der aktuelle Inertgasdruck eines Gewebes muß zwischen der diagonalen Mittellinie und der M-Value-Linie liegen.

Mit P = Inertgasdruck des Kompartiments am Ende des Intervalls, P_0 = Inertgasdruck des Kompartiments zu Beginn des Intervalls, P_i = Inertgasdruck des Atemgases, sonst wie oben.

Will man nur NDL-Tauchgänge durchführen, so genügt es, den Wert für P für alle Gewebe unterhalb von M_0 zu halten, d.h. so lange alle Werte für P niedriger als M_0 sind, kann gefahrlos direkt zur Oberfläche aufgetaucht werden, ohne Deko-Stopps einlegen zu müssen. Für Tauchgänge mit Dekompressionsstopps wird der Wert von ΔM notwendig, da dieser den maximal erlaubten Druckunterschied für das jeweilige Kompartiment definiert. Hiermit kann die Tiefe des nächsten Deko-Stopps ermittelt werden, sowie die Zeit, die der Taucher auf der jeweiligen Stufe verweilen muß (dazu später mehr).

Um M_0 und ΔM zu bestimmen, bedient man sich experimenteller Methoden („trial-and-error“). In Testtauchgängen werden die symptomlos tolerierten Überdrücke ermittelt, dabei wird in 3-Meter-Schritten aufgetaucht. Hat ein Testtauchgang z.B. ergeben, daß der Taucher gefahrlos den Umgebungsdruck von 12 msw auf 9 msw reduzieren kann, sollte man annehmen, daß dergleichen auch für die Reduzierung von 6 msw auf 3 msw gilt. Es werden dann die Inertgasdrücke der Kompartimente berechnet und die Werte entsprechend extrapoliert. M_0 ist der M-Value für die Stufe bei 3 msw, da eine weitere Reduzierung um 3 msw eben den Druck an der Oberfläche darstellt. ΔM ist durch die lineare Steigung der M-Values aller Stufen gegeben. Ta-

belle 3.2 zeigt die von Workman ermittelten M-Values für Tauchgänge mit normaler Luft.

	Tiefe des Deko-Stopps in Meter									
D(m)	3	6	9	12	15	18	21	24	27	30
A(m)	13	16	19	22	25	28	31	34	37	40
H(min)	M (msw)									
5	31,7	37,2	42,7	48,2	53,6	59,1	64,6	70,1	75,6	81,1
10	26,8	31,7	36,6	41,5	46,3	51,2	56,1	61,0	65,8	70,7
20	21,9	26,5	31,1	35,7	40,2	44,8	49,4	53,9	58,5	63,1
40	17,1	21,3	25,6	29,9	34,1	38,4	42,7	46,9	51,2	55,5
80	16,5	20,4	24,4	28,3	32,3	36,3	40,2	44,2	48,2	52,1
120	15,8	19,5	23,2	26,8	30,5	34,1	37,8	41,5	45,1	48,8
160	15,5	19,2	22,6	26,2	29,6	33,2	36,6	40,2	43,6	47,2
200	15,5	18,9	22,3	25,6	29,0	32,3	35,7	39,0	42,4	45,7
240	15,2	18,6	21,9	25,3	28,7	32,0	35,4	38,7	42,1	45,4
H(min)	5	10	20	40	80	120	160	200	240	
ΔM	1,8	1,6	1,5	1,4	1,3	1,2	1,15	1,1	1,1	

Tabelle 3.2: M-Value-Tabellen nach Workman (oben). Die ΔM -Werte (unten) ergeben sich aus der Steigung der M-Werte. $D(m)$ ist die Tiefe in Metern, $A(m)$ ist die absolute Tiefe ($A(m) = D(m) + 10m$). Die Werte sind recht „krumm“, da sie von fsw nach msw umgerechnet wurden.

Um nun für einen Tauchgang die Deko-Pausen zu ermitteln geht man nach Workman wie folgt vor:

1. Berechne die Tiefe, zu der der Taucher gefahrlos auftauchen kann, d.h., ermittle die Gewebesättigung und prüfe mittels ΔM bis zu welchem Vielfachen von 3 m ein Auftauchen toleriert wird.
2. Ermittle die absolute Tiefe des Stopps ($D + 10m$) und berechne den Inertgasdruck des Atemgases auf dieser absoluten Tiefe, also $(D+10) \times F$, mit $F = 0.79$ falls normale Luft geatmet wird.
3. Berechne P für jedes Gewebe, und M für den nächstflacheren Stopp (mittels Gl. 3.4). Ermittle nun die Differenz zwischen den Inertgasdrücken der Kompartimente und dem Inertgasdruck des Atemgases am Stopp, d.h., $P - [(D + 10) \times F]$.
4. Berechne, wieviel Inertgas jedes Gewebe abbaut und ermittle hieraus den Zeitpunkt, wenn ein Auftauchen zum nächstflacheren Deko-Stopp möglich ist. Hierfür wird folgende Formel benutzt:

$$f = \frac{P - M}{P - [(D + 10) \times F]} \quad (3.6)$$

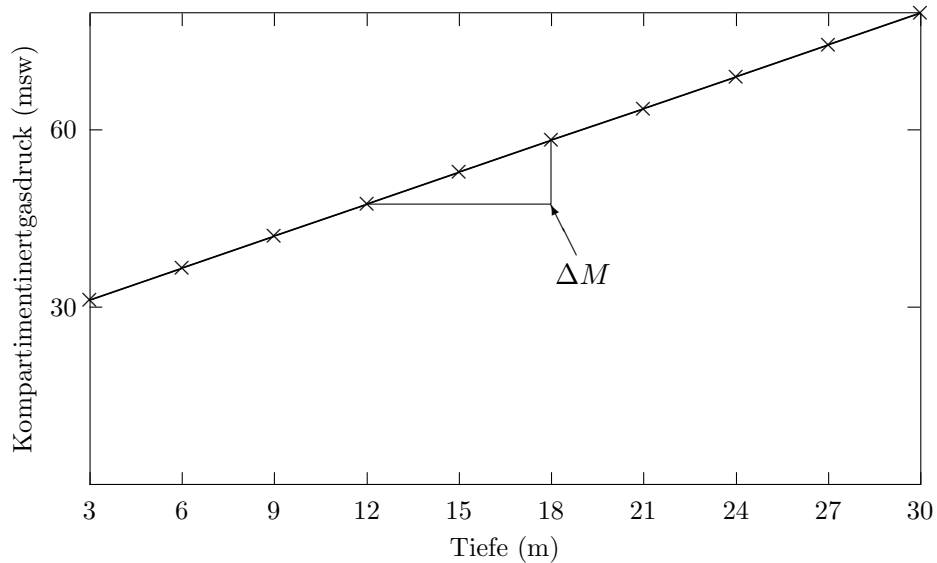


Abbildung 3.11: Ermittlung von M_0 und ΔM (grafisch). Aufgezeichnet sind die M -Values für das 5-Minuten-Kompartiment.

Mit f = Anteil des Inertgasdruckes, der abgebaut werden soll. In aller Regel ist f aufgrund der Tiefe des nächsten Deko-Stopps bekannt, d.h. f muß so vorgegeben werden, daß ein weiteres Auftauchen zum nächsten Stopp gefahrlos möglich ist.

5. Tauche 3 m höher und wiederhole die obigen Berechnungen, bis beim letzten Deko-Stopp auf 3 m der Wert von M_0 erreicht ist.

Schreiner

Ein signifikanter Nachteil sowohl der Formel von Haldane (s. Gl. 3.3) als auch der von Workman (s. Gl. 3.5) ist, daß sie unter der Annahme eines konstanten P_i integriert werden. D.h. der Druck im Atemgas, und damit die Tauchtiefe, bleiben während des kompletten Zeitraumes t konstant, was natürlich in der Realität nicht zutrifft. In Berechnungen wird deshalb das reale Tauchprofil in ein „Treppenprofil“ umgewandelt, zumeist wird das Tauchprofil in Abschnitte von wenigen Sekunden zerlegt (s. Abb. 3.12).

Um die damit einhergehenden Fehler zu vermeiden, als auch die Berechnung von Simulationen und Tauchtabellen zu vereinfachen, haben Schreiner & Kelley in einem Konferenzbeitrag 1971 die Formel $\frac{dP}{dt} = k(P_i - P)$ nach einem sich konstant änderndem P_i integriert. D.h., die Änderung der Tauchtiefe (Auf- und Abstieg)

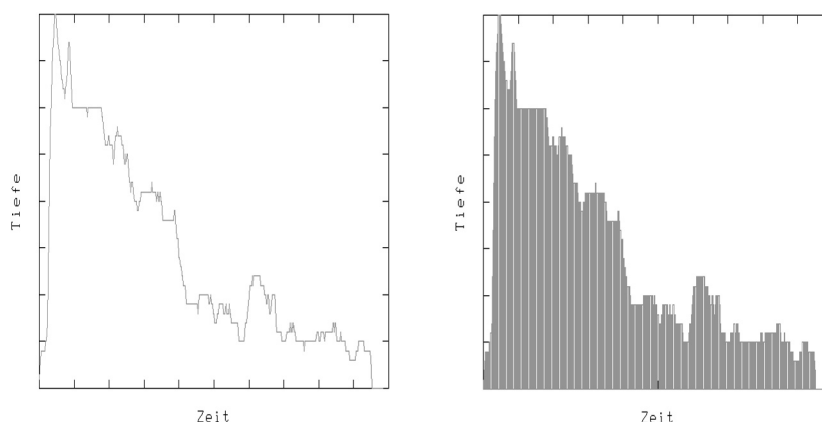


Abbildung 3.12: Beispiel für eine Annäherung mittels „Treppenprofil“. Links der aufgezeichnete Tauchgang, rechts der angenäherte.

erfolgen mit konstanter Geschwindigkeit. Sie kommen in ihrem Aufsatz (s. [SK71]) zu folgendem Ergebnis:

$$P = P_i + c \left(t - \frac{1}{k} \right) - \left[P_i - P_0 - \left(\frac{c}{k} \right) \right] e^{-kt} \quad (3.7)$$

Mit c = Geschwindigkeitsrate, sonst wie oben.

Zur Veranschaulichung, wie stark die Berechnung vereinfacht wird, folgendes Beispiel:

Wir wollen einen Tauchgang auf 20 msw vornehmen, wobei wir für dieses Beispiel der Tauchgang nur aus Ab- und Aufstieg bestehen soll. Für die Annahme einer konstanten Tauchtiefe benutzen wir die Formel von Workman, d.h., Gleichung 3.5, und vergleichen die Anzahl der notwendigen Rechenschritte mit der „Schreiner-Gleichung“ 3.7. Für die „Workman-Gleichung“ wählen wir ein Raster von 3 sec und eine Geschwindigkeitsrate $c = 10 \frac{\text{m}}{\text{min}}$. Also dauert der Tauchgang insgesamt 2 min. Dies ergibt eine Iterationszahl von 40, da wir in 120 sec alle 3 sec eine Berechnung (pro Kompartiment) durchführen. Wenn wir mit einem Modell von 5 Kompartimenten arbeiten, müssten wir $40 \times 5 = 200$ mal die „Workman-Formel“ berechnen.

Benutzen wir die „Schreiner-Gleichung“, müssen wir Gleichung 3.7 einmal für den Abstieg, und einmal für den Aufstieg berechnen. Bei 5 Kompartimenten also $2 \times 5 = 10$ Berechnungen. Ist $c = 0$, d.h., die Tauchtiefe konstant, wird wieder die „Workman-Gleichung“ für den konstanten Abschnitt benutzt. Gleichung 3.7 ist daher der allgemeine Fall

der Gleichung 3.5. Legen wir ein einfaches Tauchgangsprofil mit Abstieg, konstante Tiefe und Aufstieg zugrunde, müssen wir mit Hilfe der „Schreiner-Gleichung“ nur drei Berechnungen pro benutztem Kompartiment durchführen. Benutzen wir nur die „Workman-Gleichung“, müssen wir stets $\frac{t}{\text{Raster}} \times \text{Anzahl der Kompartimente}$ berechnen.

Für die Berechnung von Simulationen und Tabellen, bei denen idealisierte Tauchprofile (s.o) benutzt werden, ist die „Schreiner-Gleichung“ eine fundamentale Rechnerparnis. Für die Programmierung eines Echtzeit-Dekompressionsrechners ist sie jedoch eher eine Verlangsamung, da zu jedem Berechnungszeitpunkt (i.d.R. alle 3 sec) die Auf-/Abstiegsgeschwindigkeit berechnet werden muß. Durch die kurze Intervallzeit von 3 sec ist der Approximationsfehler akzeptabel gering, da in dieser kurzen Zeit in der Tauchpraxis ohnehin keine großen Druckdifferenzen erreichbar sind.

Anders als andere Forscher versuchen Schreiner und Kelly, ihr Dekompressionsmodell auf der Grundlage der Physiologie und weniger durch die Physik herzuleiten. Die beiden Autoren erklären ihr Modell mit detaillierten Darstellungen und Überlegungen zur Löslichkeit von Gasen in Körperflüssigkeiten, die Zusammensetzung der Gewebe mit ihrem Fettgewebeanteil, dem Gastransport in der Blutbahn oder dem alveolaren Inertgaspartialdruck. Als weitere fundamentale Erkenntnis berichten sie, daß der totale Inertgaspartialdruck eines Gewebes die Summe der Partialdrucke aller Inertgase in dem Gewebe ist, auch wenn die Gase unterschiedliche Halbwertszeiten besitzen.

Bühlmann

Hauptverdienst des schweizerischen Pathologen Albert A. Bühlmann war neben umfangreichen klinischen und realen Tests (Druckkammer- und „echten“ Tauchgängen) die Veröffentlichung seines Buches „Tauchmedizin“ (s. [BV90], [BV95] und [BVN02]). Sein Dekompressionsmodell basiert gänzlich auf dem von Workman (s.o.), lediglich die Parameter sind anders bezeichnet. Aufgrund seiner über 20-jährigen Forschungsarbeit entwickelte Bühlmann aber einen Satz M-Values, die äußerst praxiserprobt sind. Während seine Werte durch umfangreiche klinische Untersuchungen untermauert sind, führt die Notation von Bühlmann leicht zu Irritationen. Bernd Aspacher hat in einem Artikel (s. [Asp00a] und [Asp00c]) diesen Umstand analysiert und auf mögliche Mißverständnisse bei der Berechnung von Trimix-Tauchgängen hingewiesen.

Bühlmann hat aber auch eine Reihe eigener Beiträge zur Dekompressionsberechnung geleistet. So hat er das aus der Chemie bekannte *Gesetz von Graham* mit dem Prozess der *Effusion* verbunden, einer Unterfunktion der Diffusion, wenn Gase durch eine feinporige Membran passieren. Das *Gesetz von Graham* besagt, das die Variation in den Halbwertszeiten zweier Gase zur Variation der Diffusionsgeschwindigkeiten der beiden Gase proportional ist (s. Gl. 2.11). Damit lassen sich prinzipiell

Tauchtabellen für jedes beliebige Atemgasgemisch erstellen.¹⁴

Desweiteren hat Bühlmann formuliert, daß der tolerierte Partialdruck zwischen zwei Gasen im selben Kompartiment aufgrund ihrer Löslichkeit im Transportmedium (Blutplasma) variiert. Außerdem variiert der totale M-Value in einem Kompartiment mit verschiedenen Gasen (jedes Gas hat einen anderen M-Value) proportional zum Anteil des jeweiligen Gases im Kompartiment.

Bühlmanns Buch ist insbesondere ein wichtiges Werk, weil es als einziges im Bereich der Dekompressionsforschung eine nahezu vollständige Referenz zur Implementierung eines Dekompressionsmodells bietet. Infolgedessen basieren heutzutage die Mehrzahl der Tauchcomputer und PC-basierten Dekoprogramme auf Bühlmanns Arbeit. Neben vielen physiologischen Details behandelt er die Struktur und Elemente von Tauchcomputern. Er gibt Beispiele zur Tabellenberechnung, liefert die Formeln zur Berechnung von Mischgastauchgängen, behandelt Tauchen in größeren Höhen (also nicht auf Meereshöhe sondern in Bergseen) und widmet sich der Problematik von Wiederholungstauchgängen.

Sein Algorithmus ist, wie schon erwähnt, letztlich der von Workman. Allerdings benutzt Bühlmann neben einer anderen Notation auch eine andere Darstellung der M-Values. Während Workman einen M-Value als normale lineare Gleichung der Form $y = mx + b$ angibt, stellt Bühlmann die Gleichung nach x um, d.h. seine M-Values entsprechen der Form $x = \frac{y-b}{m}$. Als Bezeichnung für M_0 benutzt Bühlmann a , und für die reziproke Steigung verwendet er b . Tabelle 3.3 zeigt die Unterschiede der Notation Workman/Bühlmann und entsprechende Umrechnungsformeln. Die Umrechnung zwischen beiden Notationen wird wichtig, weil ein Teil der Dekompressionsforscher¹⁵ die von Workman benutzt, während der andere Teil die Bühlmann'sche Notation verwendet. Da wir Erkenntnisse aus verschiedenen Forschungsergebnissen kombinieren wollen, müssen wir an manchen Stellen eine Umrechnung von einer Notation in die Andere vornehmen.

Aufgrund seiner umfangreichen Tests gibt Bühlmann für die Werte von a und b Formeln an:

$$a := 2 \times (t_h)^{-\frac{1}{3}}$$

$$b := 1,005 - (t_h)^{-\frac{1}{2}}$$

mit t_h = Halbwertszeit des jeweiligen Kompartiments.

Für „sein“ Dekompressionsmodell ZHL-16 („ZH“ für *Zürich*, „L“ für *Linear* und „16“ für die Anzahl der benutzten Kompartimente) gibt Bühlmann folgende Formel an:

$$p_{ti.g.}(t_E) = p_{ti.g.}(t_0) + [p_{I.g.} - p_{ti.g.}(t_0)] \times \left[1 - 2^{-\frac{t_E}{t_h}} \right] \quad (3.8)$$

¹⁴Aus technischen Gründen ist aber nur Helium als Inertgas interessant. Die Zusetzung von Wasserstoff erbringt zwar größere Vorteile, aber ein Wasserstoff/Sauerstoff-Gemisch ist extrem explosiv und wird daher i.d.R. vermieden.

¹⁵insbesondere die amerikanischen

Workman	Bühlmann
$y = mx + b$	$x = \frac{y-b}{m}$
$M = \Delta M \times D + M_0$	$P_{t.tol.}(i.g.) = \frac{P_{amb}}{b} + a$
$TolDepth = \frac{P-P_0}{\Delta M}$	$P_{amb.tol.} = (P_t(i.g.) - a) \times b$
$M_0 = a + \frac{P_{amb0}}{b}$	$a = M_0 - \Delta M \times P_{amb0}$
$\Delta M = \frac{1}{b}$	$b = \frac{1}{\Delta M}$

Tabelle 3.3: Umrechnungen zwischen den Notationen von Workman und Bühlmann

Mit $p_{t.i.g.}(t_0)$ = Inertgasdruck im Gewebe zu Beginn der Exposition, $p_{t.i.g.}(t_E)$ = Inertgasdruck im Gewebe am Ende der Exposition, $p_{I.i.g.}$ = Inertgasdruck im Atemgas, t_E = Expositionszeit in Minuten, t_h = Halbwertszeit des Kompartiments.

Die Äquivalenz zum Workman-Modell ist augenfällig, wobei Bühlmann mit absolutem Druck und nicht mit der Relation zum atmosphärischen Druck arbeitet. Sein Parameter a ist nicht wie Workman's Parameter M_0 der Schnittpunkt der M-Value-Geraden mit dem Wert des atmosphärischen Druckes (1 bar), sondern mit dem absolutem Druck gleich Null (0 bar). Dies verdeutlicht Bühlmanns Einbeziehung von Bergseetauchgängen. Während Workman Tabellen für die U.S. Navy berechnete, deren Tauchgänge ausschließlich auf Meereshöhe stattfinden, ist Bühlmann durch die Schweizer Bergseelandschaft geprägt. Dadurch, daß Bühlmann sich auf den absoluten Druck bezieht, ist ein Berechnen von Bergseetabellen leicht möglich, während beim Modell von Workman immer der Bezug zur Normalnull gegeben ist, welches ein solches Unternehmen erschwert.

Zwar erwähnten wir die Praxistauglichkeit der Bühlmann'schen Tabellen. Allerdings sind aus konservativer Sicht deren Werte eher riskant. Die Werte der Tabellen von Max Hahn („DECO2000“, Tabellen für den Verband Deutscher Sporttaucher e.V., VDST, s. [EHW99]) oder Hamilton *et al.* (RDP für PADI, s. [HRPV94]) sind z.T. erheblich konservativer. Die Nullzeiten des RDP sind z.B. teilweise um die Hälfte kürzer als die originalen Bühlmann'schen Tabellen!

Max Hahn mutmaßte einst, daß diese Tatsache aus der beruflichen Tätigkeit Bühlmanns herührte. Als Arzt hätte Bühlmann wohl nur zwischen „Symptome/keine Symptome“ unterschieden und auf Grund dieser Einstellung seine Tabellen berechnet. Moderne Tabellen wie der RDP o.ä. verfolgen die Strategie, auch keine frühen, symptomlosen Stadien der DCS zuzulassen. Hamilton *et al.* haben zur Entwicklung des RDP eine Reihe von Tauchern Testtauchgänge unternehmen lassen und in direk-

ter Folge die aufgetauchten Probanden mit Hilfe einer „Doppler“-Ultraschalluntersuchung auf die Existenz „stiller Blasen“ getestet. Das Kriterium für den RDP war hierdurch nicht, ob Symptome einer DCS vorlagen, sondern ob eine gehäufte Zahl „stiller Blasen“ nachzuweisen war. Hierdurch ist natürlich die resultierende Dekompressionsvorschrift wesentlich konservativer. Max Hahn brachte dies einmal etwas polemisch auf den Punkt (zit. nach [Asp02]):

„Bei Bühlmann war eine Person erst gefährdet, wenn sie im Sterben lag.“

3.3.4 Entwicklung von Tauchcomputern

Wie bereits erwähnt (s. Abschn. 3.3.1), wurde schon in den 1950er Jahren versucht, Austausch Tabellen mit Hilfe von Computern zu berechnen. Als bald entwickelten Ingenieure dann auch die erste Möglichkeit, Dekompressionsvorschriften „live“ während des Tauchgangs dem Taucher zu vermitteln. So verkaufte in den 1960er Jahren die Firma SOS den *Automatic Decompression Meter*, einen pneumatischen (mechanischen) „Deko-Rechner“ (s. Abb. 3.13).

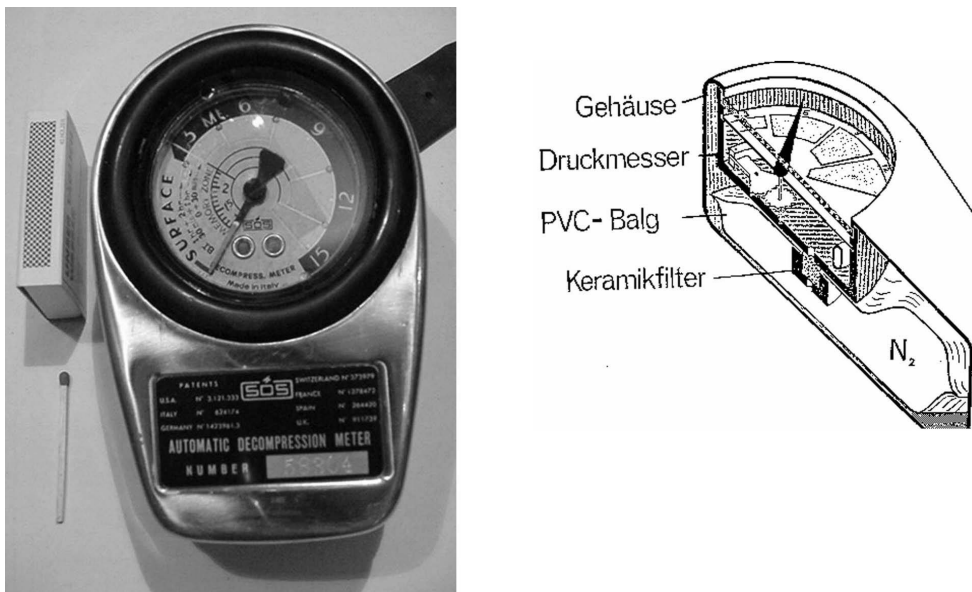


Abbildung 3.13: Der „Automatic Decompression Meter“ (links), und dessen schematischer Aufbau (rechts).

Dieses Gerät funktioniert über einen Federmechanismus und simuliert lediglich ein Kompartiment. Darüberhinaus waren die Anzeigen nicht sehr konsistent, d.h. bei zwei Tauchgängen mit identischem Profil wurden zwei verschiedene Austauschvorschriften angegeben. Dennoch stellt dieses auch als „Deko-Ei“ (wegen seiner Bauform) bezeichnete Produkt einen ersten interessanten Versuch zur Unterwasser-Dekompressionsberechnung dar.

Im Jahre 1979 begann mit dem „Dacor-Dive-Computer“ (DCC) die Entwicklung der elektronischen Dekompressionsrechner. Der DCC kam jedoch nie über den Status eines Prototypen hinaus, da die Probleme mit den ICs und der Stromversorgung nicht gelöst werden konnten. Die gleichen Probleme erfuhren auch der 1981 erschienene „Cyber-Diver“ und der aus dem Jahr 1982 stammende „Sea Comp“.

1983 brachten ORCA Industries Inc. in den USA dann den ersten kommerziellen Tauchcomputer auf den Markt, dessen Berechnungen auf dem Dekompressionsmodell der U.S. Navy beruhte (s. Abb. 3.14). Dieser unter dem Namen „Edge“ (wie *Electronic Dive Guide*) verkaufte Rechner hatte ein grafisches Display und war in ein Aluminiumgehäuse eingebaut. Vom Design her war dieses Instrument damit seiner Zeit weit voraus, wengleich Probleme mit der Abdichtung des Batteriefachs sowie eine Tiefenbeschränkung von 57 m weniger verkaufsfördernd wirkten.

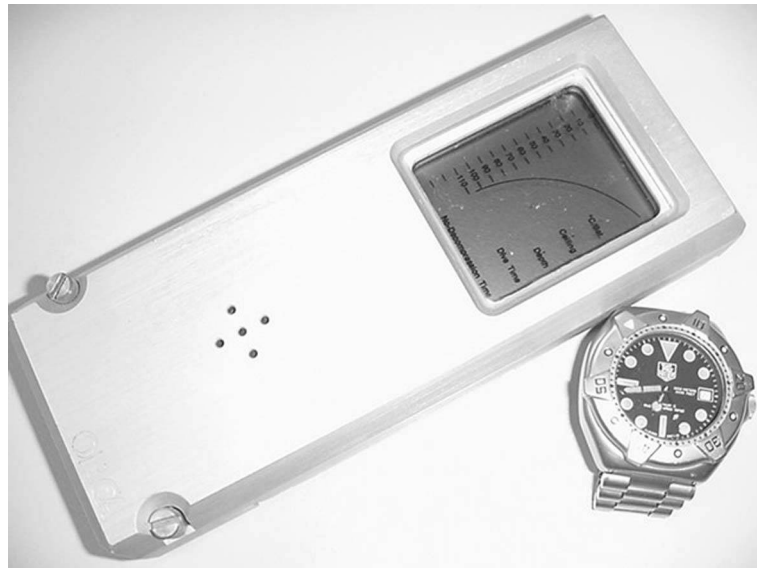


Abbildung 3.14: Der Tauchcomputer „Edge“ von ORCA, 1983.

1984 führte die schweizerische Firma Divetronic den „Hans Hass DECO BRAIN“ in den Markt ein (s. Abb. 3.15). Die erste Version benutzte ein Interpolationsverfahren, um die Deko-Werte aus einer Tabelle abzulesen. Die zweite Version von 1985 benutzte dann aber das ZHL-16 von Bühlmann.

Über die Jahre verlief die Entwicklung der Tauchcomputer ähnlich rasant wie der Markt für digitale Elektronik im allgemeinen. Mitte der 1990er kam von der Firma Uwatec der „Aladin Pro“ auf den Markt, der als erster Tauchcomputer ein adaptives Dekompressionsmodell implementierte. Dieses Modell, das ZH-L8ADT von Albert Bühlmann und Ernst Völm, bezieht die Temperatur, die Arbeitsleistung und die Existenz der „stillen Blasen“ mit in seiner Berechnungen ein (s. [Völ94]). Moderne



Abbildung 3.15: Albrecht Salm mit dem „DECO BRAIN“, Anfang der 1980er Jahre.

Tauchcomputer bieten neben einer hohen Sicherheit zudem zahlreiche Zusatzfunktionen wie Logbuch, Planungsmodus und/oder Luftverbrauchsberechnung. Auch damit folgen die Tauchcomputer dem Trend der eingebetteten Systeme, indem sie immer mehr Funktionalität in das System integrieren.

Zur Historie der Tauchcomputer siehe [Göb01a] und die Homepage von Albrecht Salm (<http://home.t-online.de/home/ASalm/>).

3.3.5 Grenzen des Haldane-Modells

Die Haldane-Modelle (original und Neo-Haldane-Modelle) fußen auf rein experimentellen Werten. Hieraus läßt sich nicht auf die Allgemeinheit der Tauchgänge, und vor allem nicht auf die Allgemeinheit der Taucher schließen. Weiter ist zu fragen, ob es Unzulänglichkeiten in der eigentlichen Formel von Haldane gibt. Wir untersuchen hierzu die Formel von Workman (s. Gl. 3.5), die exemplarisch die Problematik der (Neo-)Haldane-Modelle wiedergibt.

Mathematische Grenzen

Zur besseren Veranschaulichung wollen wir Gleichung 3.5 so umstellen, daß wir die „Nullzeit“ eines Tauchgangs berechnen können (s.o.). Wir lösen erst einmal nach t auf (s. [Bak01a]):

$$\begin{aligned}
 P &= P_0 + (P_i - P_0)(1 - e^{-kt}) \\
 \Leftrightarrow \frac{P - P_0}{P_i - P_0} &= 1 - e^{-kt} \\
 \Leftrightarrow e^{-kt} &= 1 - \frac{P - P_0}{P_i - P_0} \\
 \Leftrightarrow e^{-kt} &= \frac{P_i - P_0}{P_i - P_0} - \frac{P - P_0}{P_i - P_0} \\
 \Leftrightarrow e^{-kt} &= \frac{(P_i - P_0) - (P - P_0)}{P_i - P_0} \\
 \Leftrightarrow e^{-kt} &= \frac{P_i - P}{P_i - P_0} \\
 \Leftrightarrow \ln(e^{-kt}) &= \ln\left(\frac{P_i - P}{P_i - P_0}\right) \\
 \Leftrightarrow -kt &= \ln\left(\frac{P_i - P}{P_i - P_0}\right)
 \end{aligned}$$

Nach t aufgelöst ergibt sich:

$$t = \left(-\frac{1}{k}\right) \times \ln\left(\frac{P_i - P}{P_i - P_0}\right) \quad (3.9)$$

Um nun die Nullzeit zu ermitteln, setzen wir für P einfach M_0 ein, denn ein NDL-Tauchgang bedeutet ja, zu jedem Zeitpunkt des Tauchgangs gefahrlos auftauchen zu können. Damit dies gewährleistet ist, muß $P < M_0$ sein, also:

$$t = \left(-\frac{1}{k}\right) \times \ln\left(\frac{P_i - M_0}{P_i - P_0}\right) \quad (3.10)$$

Die Darstellung der Workman-Formel gemäß Gleichung 3.10, bzw. 3.9 läßt uns sofort die Abhängigkeit von t vom Logarithmus erkennen. Da wir den Logarithmus eines Bruches berechnen, ist folgendes offenbar:

1. Ist $P_i = P_0$ ist der Bruch nicht definiert, da dann der Nenner gleich Null ist.
2. Ist der Wert des Bruches gleich 0, ist der Logarithmus nicht für uns verwertbar, da gilt:

$$\log_b 0 = \begin{cases} -\infty & \text{für } b > 1 \\ \infty & \text{für } b < 1 \end{cases}$$

(s. [BSMM01]). Dieser Fall tritt ein, g.d.w. $P_i = M_0$, bzw. $P_i = P$.

3. Liefert der Bruch einen negativen Wert, dann ist der Logarithmus nicht für uns verwertbar, da der Logarithmus einer negativen reellen Zahl eine Lösung nur im Komplexen hat. Der Bruch ergibt eine negative reelle Zahl g.d.w.:

(a) $M_0 > P_i > P_0$

(b) $M_0 < P_i < P_0$

Berechnen wir keinen NDL-Tauchgang, dann muß für M_0 entsprechend P eingesetzt werden.

4. Ist der Wert des Bruches eine positive reelle Zahl größer 1, dann ist t negativ, was ebenfalls nicht als Nullzeit verwertbar ist. Der Bruch ist größer 1, g.d.w.:

(a) $M_0 < P_i > P_0$

(b) $M_0 > P_i < P_0$

Um einen gültigen Wert für die Berechnung der Nullzeit zu erhalten müssen somit folgende Bedingungen erfüllt sein:

i. $P_i > M_0 > P_0$ (Aufsättigung)

ii. $P_i < M_0 < P_0$ (Entsättigung)

Wir hatten diese Fälle nur kurz behandelt. Daß Fall 1 und 2 nicht berechenbar sind, ist evident. Eine weiterführende Diskussion der Fälle 3 und 4 ist aber nötig, um die Konsequenzen für die Programmierung zu verdeutlichen.

Mathematisch kann der Logarithmus einer negativen Zahl mit Hilfe der komplexen Zahlen berechnet werden. Hierzu wird für die komplexen Zahlen die *Exponentialdarstellung* (s. [BSMM01]) gewählt:

$$z = r \cdot e^{i(\phi+k \cdot 2\pi)}$$

Mit $0 \leq \phi < 2\pi$ und $k \in \mathbb{Z}$. Der Logarithmus einer komplexen Zahl ist dann:

$$\ln z = \ln r + i(\phi + k \cdot 2\pi)$$

Die Schwierigkeit liegt in der *Vieldeutigkeit* des komplexen Logarithmus. Es gibt unendlich viele Werte für einen solchen, die sich alle nur in der Konstante k unterscheiden. In der Literatur wird daher als *Hauptwert* eines komplexen Logarithmus für $k = 0$ angenommen:

$$\text{Ln } z = \ln z + i\phi$$

Mit $0 \leq \phi < 2\pi$. Für andere k erhält man die *Nebenwerte* des Logarithmus.

Diese Vieldeutigkeit macht eine Verwertung des Logarithmus für unsere Berechnungen schwierig. Prinzipiell muß zur Verwertung ein geeignetes k gefunden werden, sowie eine adäquate Rücktransformation in die reellen Zahlen.

Die zusätzlichen Berechnungen für den komplexen Logarithmus erhöhen die Belastung für die Berechnung der Nullzeit nur unwesentlich. Das Ziel bei eingebetteten

Systemen ist, unnötige Rechenschritte zu umgehen, um die meist knappen Systemressourcen zu schonen. Es stellt sich daher die Frage, ob und wie der Aufwand für die Berechnung zu rechtfertigen wäre.

Betrachten wir abermals die zwei Fälle, in denen wir einen Logarithmus eines negativen Arguments berechnen müssten. Fall 1: $M_0 > P_i > P_0$. Diese Ungleichung charakterisiert einen frühen Abschnitt eines Tauchgangs, bei dem der tolerable Inertgasdruck im Gewebe M_0 eben noch über dem alveolaren Inertgasdruck P_i liegt, und jener wieder über dem aktuellen Gewebeinertgasdruck P_0 . In diesem Fall ist offenbar, daß keine kritische Situation vorliegt. Es genügt, dem Taucher eine hinreichend große Nullzeit anzuzeigen. In kommerziellen Tauchcomputern wird die Nullzeit i.d.R. zweistellig angezeigt, für „nicht-berechenbare“ Fälle, bei denen aber von einer ausreichenden Nullzeit ausgegangen werden kann, wird dann normalerweise „99“ angezeigt.¹⁶

Fall 2: $M_0 < P_i < P_0$. Hier liegt trivialerweise der umgekehrte Fall vor. Sowohl der tolerable Inertgasdruck als auch der alveolare Inertgasdruck übertreffen die Gewebeinertgasspannung, eine Situation die indiziert, daß der die Nullzeit abgelaufen ist. Dies wiederum bedeutet aber eben auch, daß wir die NDL-Formel nicht mehr berechnen müssen/können. Also ist wie im Fall 1 die Berechnung eines komplexen Logarithmus unnötig.

Für den Fall, daß das Argument des Logarithmus eine Zahl größer 1 ist, der Wert des Logarithmus also eine negative Zahl ergibt, hatten wir zwei Bedingungen festgestellt: 1) $M_0 < P_i > P_0$. 2) $M_0 > P_i < P_0$. Auch hier lohnen sich ein paar kurze Überlegungen.

Die erste Bedingung sagt nichts anderes aus, als das die Nullzeit abgelaufen ist. Denn aus der Tatsache, daß der inspiratorische Inertgasdruck P_i sowohl größer als die Inertgasspannung P_0 als auch der tolerierte Inertgasüberdruck im Gewebe M_0 ist, wird ja die Definition der Nullzeit abgeleitet (s.o.): $M_0 > P \rightsquigarrow$ *Kein Deko-Stopp erforderlich*. Trifft dieser Fall zu, muß die Nullzeitberechnung abgebrochen und mit der Berechnung des ersten Deko-Stops fortgefahren werden.

Die zweite Bedingung ist – ähnlich wie im Falle eines negativen Argumentes für den Logarithmus – in einem sehr frühen Stadium des Tauchgangs erfüllt. Auch hier kann keine Nullzeit berechnet werden, aber die Kompartimente sind ebenfalls noch sehr gering mit Inertgas gesättigt, so daß kein Risiko besteht, eine „fiktive“ Nullzeit wie „99“ anzuzeigen.

Es zeigt sich, daß die betrachteten Fälle zwar mathematische Grenzen des Modells definieren, aber diese können durch Fallunterscheidungen problemlos ausgeglichen werden. Flankierend zu den Unterscheidungen sollte die Berechnung des maximal tolerierten Umgebungsdruckes $p_{amb.tol.}$ durchgeführt werden, die zu jedem Zeitpunkt möglich ist. Hiermit kann auch bei nicht-berechenbarer Nullzeit ein gefahrloses, di-

¹⁶Eine Berechnung der NDL mit Hilfe des komplexen Logarithmus ergäbe eine Aussage der Größenordnung „Verbleibende Nullzeit: 4000 Minuten“, was für die Praxis wenig relevant ist, da für einen solchen Fall die Tiefe sehr gering ist (ca. 3-4 Meter). I.a. wird die Tiefe aber rasch zunehmen, und ergo sich die Nullzeit rapide verkürzen, bzw. in einem Bereich liegen, für den der komplexe Logarithmus nicht angewendet werden muß.

rektes Auftauchen festgestellt werden, in dem das Maximum aller $p_{amb.tol.}(i)$ (mit i = Gewebe) ermittelt und mit dem zu Beginn gespeicherten Oberflächendruck p_s verglichen wird. Liegt $p_{amb.tol.}$ unterhalb von p_s , kann direkt zur Oberfläche aufgetaucht werden. Ansonsten wird mit der Berechnung der ersten Deko-Stufe fortgefahren.

Physiologische Grenzen

Neben den Grenzen der Modelle hinsichtlich der Berechenbarkeit stellt sich die Frage, ob sie die physiologischen Zusammenhänge und Mechanismen der Dekompression zufriedenstellend abdecken können. Nach unseren Betrachtungen zur Dekompressionskrankheit in Abschnitt 3.2 muß diese Frage klar verneint werden. Insbesondere die erwähnten Komplikationen als natürlich auch die individuellen Dispositionen sind mathematisch schwer zu erfassen und kaum vorhersagbar. Durch Workmans Konzept der *M-Values* ist es aber ohne große Schwierigkeiten möglich, zusätzliche Sicherheitsmargen einzuführen. Ohnehin ist die Empfehlung der Forschung, eine Schwelle bei 80% des M-Values vorzusehen (s. [KB01]). Sogenannte „Adaptive Algorithmen“ passen die Werte entsprechend der Parameter für Wassertemperatur oder vermehrte Arbeit an (s. [Völ94]).

Neben temporären Faktoren wie Temperatur oder Arbeit werden aber auch andere, permanente Einflüsse nicht berücksichtigt. So geht z.B. das Modell von Haldane und dessen Neuauflagen davon aus, daß die Sättigungsvorgänge der einzelnen Gewebe unabhängig voneinander vonstatten gehen. D.h., angrenzende Gewebe würden sich nicht gegenseitig beeinflussen. Dies ist natürlich nicht realistisch. Reale Knorpelgewebe z.B. sind nicht kapillarisiert, werden also vom umliegenden Gewebe mit Blut versorgt. Für die theoretischen Gewebe, die Kompartimente, wird dieser Vorgang nun so modelliert, als wenn das Knorpelgewebe autonom versorgt würde. Eine entsprechend hohe Gewebehalbwertszeit soll dies simulieren. In der Praxis hat sich diese Vorgehensweise als tauglich erwiesen. Das sagt aber selbstverständlich nichts über die Allgemeinheit aus.

Ein weiterer Punkt ist der sog. *intrapulmonale Rechts-Links-Shunt*. Wie in Abschnitt 3.2 erwähnt, bilden sich bei jedem Tauchgang Mikrogasblasen, die vom Organismus symptomlos toleriert werden (sog. „stille Blasen“). Aber auch in diesem Stadium führen die Blasen zu einer Verstopfung der Lungenkapillaren und damit zu einer verlangsamten Inertgasabgabe. Die (Neo-)Haldane-Modelle postulieren, daß die Aufnahme und Abgabe der Inertgase gleich schnell abläuft. Durch den Shunt wird die Inertgasabgabe aber erheblich verzögert, laut Bühlmann (s. [BVN02]) beträgt die Verzögerung bei Ruhe 5% – 10% des HMV (s. Abschnitt 2.3.1).

Die mit der Obstruktion der Lungenkapillare einhergehenden Shuntphänomene spielen insbesondere bei Wiederholungstauchgängen und Flugverbotszeiten eine tragende Rolle, da hier die Vorsättigung eine entscheidende Größe ist. Die Verzögerung der Entsättigung durch Shuntphänomene läßt die Vorsättigung entsprechend größer ausfallen. Neuere Tabellen wie z.B. die „DECO-2000“ von Max Hahn haben im Vergleich zu den Bühlmann-Tabellen folgerichtig längere Oberflächenpausen vorgesehen.

3.3.6 Zweiphasenmodelle

Wie schon mehrfach erwähnt, gehen die (Neo-)Haldane-Modelle von einer Blasenfreiheit bei normaler Dekompressions aus. Diese sollen nur erscheinen, wenn ein kritischer Übersättigungskoeffizient überschritten wird. Wir hatten aber auch schon mehrfach erwähnt, daß die Theorie der „stillen Blasen“ ein anderes Bild der Dekompression ergibt. In der Praxis kam es zu zahlreichen Fällen von DCS, weil dieser Umstand nicht berücksichtigt wurde. Der Druckabfall an sich ist eine notwendige, aber keine hinreichende Bedingung der DCS.

Diese Beobachtung führten zur Entwicklung von sog. „zweiphasigen Modellen“, d.h., Modellen, die nicht nur eine Phase eines Stoffes berücksichtigen. Im Falle der Dekompressionsforschung sind dies der flüssige und der gasförmige Aggregatzustand der Inertgasstoffe. Parallel zur Berechnung der Übersättigung der Gewebe wird hierbei das Anwachsen der Gasblasen berechnet. Der Aufstieg zur Oberfläche wird nicht nur durch die Übersättigung kontrolliert, sondern auch durch den „kritischen Radius“ der Gasblasen (s. Abschnitt 2.2.6). Da die Entstehung und das Anwachsen der Gasblasen extrem schwierig vorherzusagen sind, wird in den Dekompressionsmodellen mit Vereinfachungen gearbeitet. Die Schwierigkeit besteht vor allem in der Berechnung der Diffusion von Inertgas aus der Umgebung in die Blase, insbesondere bei zusätzlichen Barrieren, wie sie durch die fibrino-proteinösen Kokons um die Blasen existieren, die durch die Blutgerinnung verursacht sind (s. Abschnitt 3.2).

Die Kontrolle des Aufstiegs durch den *kritischen Radius* der Blasen anstelle des Sättigungszustandes des *Leitgewebes*¹⁷ bringt tiefere erste Deko-Stopps mit sich, da die Strategie der zweiphasigen Algorithmen das Anwachsen der „stillen Blasen“ verhindern will. Also wird ein Umgebungsdruck für den Deko-Stopp gewählt, der die Blasen unterhalb des *kritischen Radius* hält. Unterstützt wird dies durch empirische Erfahrungen aus dem Bereich des technischen Tauchens. Hier sind seit einigen Jahren die sog. „Pyle-Stopps“ in der Diskussion, benannt nach ihrem „Entdecker“ Richard Pyle. Der amerikanische Meeresbiologe Pyle unternahm oft tiefe Tauchgänge (tiefer als 100 m), um Tiefseefische lebend zu fangen. Beim Auftauchen mußte er schon früh anhalten um die Schwimmblase der gefangenen Fische zu entlüften, da diese sonst platzten (aufgrund des Druckabfalls). Er bemerkte ein subjektiv besseres Wohlbefinden nach diesen Tauchgängen mit tiefen Stopps als z.B. bei Tauchgängen, bei denen er keine Fische fing und daher ohne frühe Stopps zum regulären ersten Deko-Stopp auftauchte. Diese „Pyle-Stopps“ oder „Deep-Stopps“ entbehren zwar einer wissenschaftlichen Grundlage, da sie weit unter denen der zweiphasigen Deko-Modelle liegen. In der Tauchergemeinschaft sind diese Stopps aber mittlerweile sehr verbreitet. Die oft beklagte Müdigkeit in Verbindung mit Kopfschmerzen nach Tauchgängen mit regulären, flacheren Deko-Stopps rühren nach Ansicht der Mediziner wahrscheinlich von einem frühen Anfangsstadium der DCS her, die aber keine ernsthaften Symptome mit sich bringt und auch ohne Behandlung wieder vergeht. Die Tiefe der „Pyle-Stopps“ ist ebensowenig nach wissenschaftlichen Gesichtspunkten ermittelt,

¹⁷Als „Leitgewebe“ bezeichnet man das Gewebe, das zum aktuellen Zeitpunkt den niedrigsten Umgebungsdruck symptomlos toleriert.

Pyle gibt als Faustregel folgendes Verfahren an (s. [Bak98a], [Pyl96]):

1. Berechne Dein Dekompressionsprofil mit der Software/Methode Deiner Wahl.
2. Auf der Hälfte zwischen tiefster Tiefe des Tauchgangs und der Tiefe des ersten errechneten Deko-Stopps, führe einen zusätzlichen Stopp von ca. 2-3 Minuten durch.
3. Berechne das Deko-Profil neu, indem Du den zusätzlichen Stopp mitberücksichtigst.
4. Wenn die Distanz zwischen der Tiefe des ersten zusätzlichen Stopps und der Tiefe des ersten „vorgeschriebenen“ Deko-Stopps mehr als 10 m beträgt, füge einen zweiten zusätzlichen Stopp auf der halben Strecke zwischen erstem zusätzlichem Stopp und Deko-Stopp hinzu.
5. Wiederhole den vorherigen Punkt, bis weniger als 10 m zwischen letztem zusätzlichem Stopp und erstem „vorgeschriebenen“ Deko-Stopp liegen.

Wird z.B. ein Trimix-Tauchgang auf 100 m geplant und die Planungssoftware verlangt den ersten Deko-Stopp auf 30 m, so fügt man zusätzliche Stopps (für ca. 2 min) auf 67 m, 50 m und 42 m ein. Wie erwähnt ist das Verfahren von Pyle nicht wissenschaftlich, aber im Zuge der empirischen Forschung zur Blasenbildung beim Tauchen und der Entwicklung zweiphasiger Dekompressionsmodelle wurde die Idee von Pyle prinzipiell anerkannt. Organisationen, die Sporttaucher vertreten (d.h. jene Taucher, die eigentlich keine dekompensationspflichtigen Tauchgänge unternehmen sollten), haben in ihren Ausbildungsrichtlinien schon länger die Empfehlung, einen Sicherheitsstopp von 3 min auf 5 m Tiefe während der Auftauchphase vorzunehmen, obwohl eigentlich kein Stopp vorgeschrieben ist. Untersuchungen haben aber ergeben, daß diese Sicherheitsstopps das Risiko einer DCS z.T. erheblich mindern (s. [HRPV94]).

Entwicklung der zweiphasigen Modelle

1966 stellte B.A. Hills in seiner Doktorarbeit an der Universität von Adelaide (Australien) ein thermodynamisches Dekompressionsmodell vor, welches mehrere Effekte einbezieht: den Gasaustausch der Gewebe, die Phasenseparation (Phasenübergang von „flüssig“ nach „gasförmig“) und die Limitierung der Blasen volumina. Es wird ein Gleichgewicht zwischen gelöstem Gas und Mikrogasblasen angenommen und die Auf- und Entsättigung der Gewebe über Perfusion und Diffusion modelliert. Das Modell ist äußerst komplex und erfordert hohe Rechenkapazitäten.

In den 1970er Jahren liegen die Anfänge des „Varying Permeability Model“ (VPM) von David Yount. Er entwickelte sein Dekompressionsmodell auf Grund von Experimenten mit Flüssigkeiten und Gelantine (s. [YH86]). Sein Algorithmus, das VPM, postuliert die Existenz von Blasenkeimen, die klein genug sind, daß sie in der Lösung bleiben, aber stark genug sind, um nicht aufgelöst zu werden. Von außen

wirken Oberflächenspannung und Umgebungsdruck auf die Blase, von innen hält der Blaseninnendruck dagegen. Gas kann in beide Richtungen in die, bzw. aus der Blase diffundieren. Die Veränderung des Blasenradius wird durch den Umgebungsdruck berechnet. Der Inertgastransport in die und aus den Geweben wird wie bei den Haldane-Modellen berechnet. Beim VPM beeinflusst der Abstieg aber auch den Aufstieg. Eine schnellere Dekompression ist genau dann erlaubt, wenn der Abstieg schnell war. Yount zufolge werden dann die Blasen stärker zusammengepresst als bei einem langsamen Abstieg, da die Druckdifferenz zwischen Blasen und Umgebung nicht durch Diffusion ausgeglichen werden kann.

Der Aufstieg berechnet sich durch den kritischen Druckgradienten, da dieser unmittelbar mit der Geschwindigkeit des Blasenwachstums zusammenhängt (über die Diffusionskonstante). Ein erheblicher Nachteil des VPM ist seine iterative Berechnung, d.h., das Tauchprofil wird mehrfach berechnet, bis ein Resultat vorliegt. Diese Eigenschaft disqualifiziert VPM für einen Einsatz in Echtzeit-Dekorechnern und ist für uns daher nur als Grundlage für andere Modelle interessant.

Das „Reduced Gradient Bubble Model“ (RGBM) von Bruce Wienke von 1990 (s. [Wie90]) ist besser geeignet. Denn Wienke erweitert das Konzept von VPM auf Repetitivtauchgänge und eliminierte die Notwendigkeit von mehreren Iterationen über das Tauchprofil. Das RGBM ist ein modernes und sicheres Dekompressionsmodell. Es sind bislang im Zusammenhang mit der Benutzung des RGBM keine Dekompressionsunfälle bekannt. Außerdem ist das RGBM sehr ausführlich dokumentiert (s. [Wie00], [Wie98], [Wie90]) und daher für uns besser nachvollziehbar. Dies ist ein Umstand, den andere Modelle nicht bieten.

Da wir dieses Modell in unserer Konstruktion implementieren wollen, werden wir es im nächsten Abschnitt 4.1.2 näher vorstellen. Vorerst aber eine genauere Vorstellung des VPM.

Varying Permeability Model

Die Blasenkerne werden als *Nuklei* bezeichnet. Hierbei handelt es sich um mikroskopische, spheroidale, physikalische Strukturen, die natürlicherweise in allen flüssigen Medien vorkommen. Die Nuklei sind gasgefüllt und haben eine Hülle um den Bereich, der den Übergang zwischen gasförmiger und flüssiger Phase bildet. Diese Hülle besteht aus einer oder mehreren Schichten unlöslicher oberflächenaktiver Moleküle, sog. *surfactants*. Die Surfactants reduzieren die Oberflächenspannung der Hülle und stabilisieren so die Struktur.

Die Hülle ist von uniformer Dicke. Sie ist relativ klein im Vergleich zum Nukleiradius. Für gewöhnlich ist die Hülle durchlässig für diffundierendes Gas. Die Surfactants bestehen aus Molekülen, die als *amphiphilische Monomere* bezeichnet werden.

Während der Dekompressionsphase, wenn der interne Druck P_i (s. Abb. 3.16) des Nukleus den externen Druck P_a übersteigt, wird angenommen, daß die Kompression der Hülle H die Oberflächenspannung des Wassers teilweise aufhebt und so die Arbeit reduziert, welche nötig wäre um die Größe des Nukleus zu erhöhen. Wichtig ist, daß

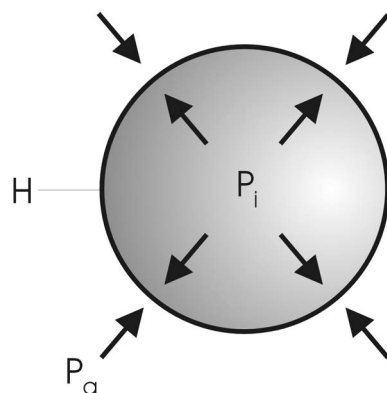


Abbildung 3.16: Gasnukleus

während des Tauchgangs weder Nuklei erzeugt noch zerstört werden. Weiter wird postuliert, daß es keine „stabilen Phasen“ der Nuklei gibt, die Blasen daher entweder nach einem bestimmten Zeitraum kollabieren oder anwachsen, aber nicht konstant bleiben.

Yount und Hoffmann geben in ihrem VPM als Auftauchkriterium an, daß die Volumina der Mikrogasblasen unter einem kritischen Radius liegen müssen, damit diese nicht Anwachsen können: $V < V_{\text{crit.}}$. Daraus leiten die beiden Autoren ab, daß es eine Blasenanzahl N_{safe} geben muß, die vom Organismus symptomlos toleriert wird, unabhängig von der Übersättigung der Gewebe mit Inertgas (mit P_{SS} bezeichnet). Der Körper muß in der Lage sein in ausreichender Geschwindigkeit „freies“ Gas abzubauen. Dieser Abbau geschieht über die Abatmung über die Lunge und ist proportional zu N_{safe} und P_{SS} .

Die eigentliche Zahl kritischer Nuklei N_{act} kann vorübergehend den Wert von N_{safe} übersteigen, ohne daß ernste Auswirkungen zu befürchten sind. Daher kann eine Wachstumsgröße in einer Geschwindigkeit proportional zu $P_{SS}(N_{\text{act}} - N_{\text{safe}})$ erlaubt werden.

Die Formel zur Ermittlung der Größenänderung bei einer Umgebungsdruckveränderung von P_0 nach P_1 spezifizieren Yount und Hoffmann wie folgt:

$$\frac{1}{r_1^{\text{min}}} = \frac{1}{r_0^{\text{min}}} + \frac{P_1 - P_0}{2(\gamma_c - \gamma)} \quad (3.11)$$

mit

γ = Oberflächenspannung

γ_c = Hüllenkompression

r_0^{min} = min. anfänglicher Radius

r_1^{min} = Radius des Nukleus nach der Druckveränderung

Während eines Zeitintervalls t_R regeneriert sich der Nukleusradius, wenn der Umgebungsdruck P_1 dabei konstant bleibt:

$$r(t_R) = r_1^{min} + (r_0^{min} - r_1^{min}) \left[1 - \exp\left(\frac{-t_R}{\tau_R}\right) \right] \quad (3.12)$$

mit τ_R = Zeitkonstante für die Regeneration der „zerstörten“ Nuklei.

Der VPM-Algorithmus berechnet dann die minimale Inertgasübersättigung, die erlaubt werden darf, um ein Anwachsen der Nuklei zu verhindern:

$$P_{SS}^{min} = \frac{2 \left(\frac{\gamma}{\gamma_c} \right) (\gamma_c - \gamma)}{r(t_R)} \quad (3.13)$$

Der Algorithmus berechnet, wie oben angesprochen, über mehrere Iterationen ein Dekompressionsprofil. Der Wert P_{SS}^{min} aus Gleichung 3.13 wird gespeichert und mit Hilfe des Werts ein vorläufiges Dekompressionsprofil mit einer Dekompressionszeit t_D errechnet. Für die nächste Iteration wird berechnet:

$$P_{SS}^{new} = \frac{b + (b^2 - 4c)^{\frac{1}{2}}}{2} \quad (3.14)$$

mit

$$b = P_{SS}^{min} + \frac{\lambda \gamma}{\gamma_c \left(t_D + \frac{H}{0,693} \right)} \quad (3.15)$$

und

$$c = \frac{\left(\frac{\gamma}{\gamma_c} \right)^2 \lambda (P_1 - P_0)}{t_D + \frac{H}{0,693}} \quad (3.16)$$

mit

λ = Größe, die die temporäre Überschreitung von N_{act} über N_{safe} angibt. Groß für kurze Tauchgänge, klein für lange.

H = Gewebelhalbzeit

Die Berechnungen werden über mehrere Iterationen vorgenommen bis t_D und P_{SS}^{min} konvergieren. Die Konvergenz impliziert dann, daß die Differenz von V_{max} und V_{crit} akzeptabel klein ist.

Die Vorhersagen des Modells hängen ausschließlich von den Verhältnissen $\frac{\gamma}{\gamma_c}$ und $\frac{2\gamma}{r_0^{min}}$ ab. Für die Konstanten $\gamma, \gamma_c, r_0^{min}, \tau_R, \lambda$ setzten Yount und Hoffman folgende Werte ein:

$$\begin{aligned}
\gamma &= 17,9 \frac{dyn}{cm} \\
\gamma_c &= 257 \frac{dyn}{cm^{-1}} \\
r_0^{min} &= 0,8 \mu m \\
\tau_R &= 20160 \text{ min} \\
\lambda &= 7500 \frac{fsw}{min}
\end{aligned}$$

P_{SS}^{min} kann als Kriterium zum sicheren Auftauchen angesehen werden, basierend auf dem Wert der kritischen Blasenanzahl. Die „kritische Volumen“-Hypothese wird jedoch durch P_{SS}^{new} in den Gleichungen 3.14, 3.15 und 3.16 ersetzt. Diese Gleichungen sind heuristisch hergeleitet, während Gleichung 3.13 direkt aus dem VPM folgt. Die heuristischen Herleitungen beinhalten folgende *ad-hoc* Annahmen:

1. $V < V_{crit}$ gilt zu jedem Zeitpunkt t . Die „Inflationsrate“ der gasförmigen Phase wird als proportional zu $P_{SS}^{new}(t)(N_{act} - N_{safe})$ angesehen. Das Kriterium für die Dekompressionsvorschrift ist dann:

$$\int_0^t P_{SS}^{new}(t)(N_{act} - N_{safe})dt \leq \alpha V_{crit} \quad (3.17)$$

2. N_{act} und N_{safe} werden durch den ersten Deko-Schritt bestimmt und bleiben danach konstant. Das Kriterium für eine risikoarme Dekompression ist dann:

$$\alpha V_{crit} = (N_{act} - N_{safe}) \int_0^{t_{max}} P_{SS}^{new}(t)dt \quad (3.18)$$

Zur Auswertung von Gleichung 3.18 wird angenommen, daß $P_{SS}^{new}(t)$ konstant und danach exponentiell auf Null abfällt. Das ist eine sehr konservative Annäherung, da Menschen bei atmosphärischen Druck „inhärent ungesättigt“ sind (ca. 54 mmHg Differenz), und $P_{SS}^{new}(t)$ einen negativen Wert annehmen würde. Weil $P_{SS}^{new}(t)$ exponentiell gegen Null geht und in dieser Formulierung nicht negativ wird, erreicht das Integral aus Gleichung 3.18 sein Maximum wenn, $t_{max} \rightarrow \infty$ geht. Daraus ergibt sich:

$$\begin{aligned}
\alpha V_{crit} &= (N_{act} - N_{safe}) \left(\int_0^{t_D} P_{SS}^{new} dt + int_{t_D}^W P_{SS}^{new} \times \exp \left[\frac{t_D - t}{H^*} \right] dt \right) \\
&= (N_{act} - N_{safe}) P_{SS}^{new}(t_D + H^*)
\end{aligned} \quad (3.19)$$

mit $H^* = \frac{H}{0,693}$.

Die Größenverteilung der Gas-Nuklei im Menschen ist unbekannt, also wird sie experimentell bestimmt:

$$N_{\text{act}} = N_0 \times \exp\left(\frac{-\beta_0 S r_0^{\text{new}}}{2kT}\right) \quad (3.20)$$

$$N_{\text{safe}} = N_0 \times \exp\left(\frac{-\beta_0 S r_0^{\text{min}}}{2kT}\right) \quad (3.21)$$

mit

- β_0 = VPM-Konstante
- N_0 = Normalisierungskonstante
- S = Flächenkonstante eines Surfactant-Moleküls
- k = Boltzmann-Konstante
- T = Körpertemperatur (konst.)

Das Dekompressions-Kriterium läßt sich somit wie folgt formulieren:

$$P_{SS}^{\text{new}} = \frac{\alpha V_{\text{crit}}}{(N_{\text{act}} - N_{\text{safe}})(t_D + H^*)} \quad (3.22)$$

mit

$$N_{\text{act}} - N_{\text{safe}} = N_0 \times \exp\left(\frac{-\beta_0 S r_0^{\text{new}}}{2kT}\right) - \exp\left(\frac{-\beta_0 S r_0^{\text{min}}}{2kT}\right) \quad (3.23)$$

Es wird nun angenommen, daß die exponentiellen Argumente sehr klein sind, und daher ergibt sich:

$$N_{\text{act}} - N_{\text{safe}} \simeq N_0 \left(\frac{\beta_0 S r_0^{\text{new}}}{2kT}\right) \left(1 - \frac{r_0^{\text{new}}}{r_0^{\text{min}}}\right) \quad (3.24)$$

Die Radii r_0^{new} und r_0^{min} können durch die VPM-Gleichungen ersetzt werden:

$$\begin{aligned} r_0^{\text{min}} &= \frac{2(\gamma_c - \gamma)}{\beta_0} \\ &= \frac{2\gamma(\gamma_c - \gamma)}{\gamma_c \left[P_{SS}^{\text{min}} - (P_1 - P_0) \left(\frac{\gamma}{\gamma_c} \right) \right]} \end{aligned} \quad (3.25)$$

$$r_0^{\text{new}} = \frac{2\gamma(\gamma_c - \gamma)}{\gamma \left[P_{SS}^{\text{new}} - (P_1 - P_0) \left(\frac{\gamma}{\gamma_c} \right) \right]} \quad (3.26)$$

Setzen wir Gl. 3.25 und Gl. 3.26 in Gl. 3.22 ein, ergibt sich:

$$\alpha V_{\text{crit}} \simeq \frac{N_0 \left[\frac{(\gamma_c - \gamma) S}{kT} \right] (P_{SS}^{\text{new}} - P_{SS}^{\text{min}}) P_{SS}^{\text{new}} (t_D + H^*)}{P_{SS}^{\text{new}} - (P_1 - P_0) \left(\frac{\gamma}{\gamma_c} \right)} \quad (3.27)$$

Die Gleichungen 3.14, 3.15 und 3.16 können jetzt durch Auflösung nach P_{SS}^{new} hergeleitet werden. Die Konstante λ kann zudem durch

$$\lambda = \left[\frac{\gamma_c kT}{\gamma N_0 (\gamma_c - \gamma) S} \right] \alpha V_{\text{crit}} \quad (3.28)$$

dargestellt werden.

3.4 Zusammenfassung

Was im letzten Kapitel schon angedeutet wurde, haben wir in diesem Kapitel verdeutlicht: Die Modellierung einer Dekompressionsvorschrift birgt viele Unwägbarkeiten.

Diese Unklarheiten und Lücken im Wissen um die physiologischen Vorgänge bringen eine Reihe notwendiger Vorsichtsmaßnahmen mit sich. Wie diese konkret zu gestalten sind, werden wir im nächsten Kapitel zeigen. Allgemein läßt sich aber sagen, daß die Dekompressionsphänomene nur approximativ modelliert werden können. Die Faktoren, die bei diesen Phänomenen eine Rolle spielen, sind nicht alle bekannt bzw. sind nur extrem schwer vorhersagbar. Allen Dekompressionsmodellen ist deswegen gemein, daß sie eine „großzügige“ Sicherheitsmarge implementieren, d.h., die berechneten Werte erhalten einen Sicherheitszu- oder -abschlag der ausreichend Abstand zum jeweiligen Wert läßt.

Eine Betrachtung der verschiedenen Modelle war deshalb nötig, um die Schwierigkeiten der Modellbildung zu illustrieren. Damit wird nicht nur die Notwendigkeit von Sicherheitsstrategien vermittelt, sondern auch allgemeiner die Leistungsanforderungen an einen Tauchcomputer formuliert. Wichtigste Erkenntnis ist, daß jede noch so aufwendig modellierte Dekompressionsvorschrift nicht ohne ausgiebige klinische Tests in die Praxis umgesetzt werden darf. Die optimale Dekompressionsvorschrift wäre daher eine für jeden individuellen Taucher experimentell ermittelte Tabelle. Dieser Weg wird z.B. im sog. *Maximum likelihood*-Modell (MLM) eingeschlagen. Hierbei wird aus einer großen Datenbank mit tausenden von Tauchgängen und deren exakten Profilen und Dekompressionsstrategien das Auftreten einer DCS ermittelt. Der Taucher kann dann aus den statistischen Auswertungen ein Tauchprofil/eine Dekompressionsvorschrift zusammenstellen, die ihm Auskunft über das damit verbundene Risiko einer DCS gibt. Zur Implementierung in einen Tauchcomputer eignet sich dieses Modell weniger, da hierzu eine große Speichermenge benötigt wird. Zur Verifikation eines Dekompressionsmodells eignet es sich aber gut. Hierzu wird für einen simulierten Tauchgang die Auftauchvorschrift nach dem fraglichen Algorithmus berechnet. Für die gelieferten Werte wird mittels des MLM das DCS-Risiko gesucht.

Unsere Überlegungen und Betrachtungen zur Dekompression, Dekompressionskrankheit und Dekompressionsvorschrift lassen sich im Zusammenhang mit dem MLM so zusammenfassen:

„Es gibt keine Nullzeit!“

Dieses Zitat von Bernd Aspacher (s. [Asp02]) sagt aus, daß der Begriff „Nullzeit“ lediglich eine Risikoabschätzung zum Ausdruck bringt, die die „Unschärfe“ der Dekompressionsmodelle hervorhebt. Es gibt keine exakte Berechnung der Deko-Kriterien und somit auch keine risikolose Dekompressionsvorschrift.

Die Qualität eines Modells hängt im Wesentlichen nicht vom Modellierungsaufwand ab, sondern von den Sicherungsstrategien der Implementierung desselben.

Kapitel 4

Implementierung

Zuerst werden wir uns den Dekompressionsalgorithmen zuwenden ohne auf die Implementationsdetails einzugehen. Dies werden wir erst im darauf folgenden Abschnitt vornehmen.

Wir wollen erst einmal die von uns benutzten und implementierten Algorithmen zusammenfassend aufführen, um eine Referenz für die spätere Diskussion zu erstellen. Die Algorithmen wurden z.T. in früheren Abschnitten vorgestellt, daher wird auf eine detaillierte Darstellung an dieser Stelle verzichtet. D.h., es wird eine Zusammenstellung der Algorithmen präsentiert. Dies geschieht in einer anderen Notation als in früheren Abschnitten. Dadurch stellen wir eine einheitliche Referenz zur Verfügung, auf die wir dann im Rest des Kapitels verweisen.

Der entwickelte Programmcode wird in den entsprechenden Abschnitten zur Hard- und Software fragmentarisch vorgestellt. In Anhang A.2 ist die Struktur der Software aufgeführt, in Anhang A.3 die C-Quelltexte die aus Platz- oder Organisationsgründen nicht in diesem Kapitel aufgelistet wurden.

4.1 Benutzte Dekompressionsmodelle

4.1.1 Bühlmann

In unserer Implementierung werden wir als Grundlage das ZHL-16-Modell von Albert Bühlmann benutzen (s. Abschn. 3.3.3). Die Motivation hierzu liegt in der sehr guten Dokumentation des ZHL-16. Obgleich das Modell von Bühlmann äquivalent zum Modell von Workman ist, ist letzteres nicht so ausführlich beschrieben (s. [Wor65]), so daß eine Diskussion schwerer fiel.

Die Formel 3.8 führen wir aber mit anderen Bezeichnern ein, da die original von Bühlmann benutzten etwas unökonomisch sind. D.h., die Variablen und deren Indizes sind unnötig lang und kompliziert. Dies behindert die Lesbarkeit und eine klare Darstellung.

Als Formel zur Gewebesättigung benutzen wir deshalb:

$$p = p_0 + (p_i - p_0) \times \left(1 - 2^{-\frac{t}{\tau}}\right) \quad (4.1)$$

mit

p	=	Gewebeinertgasdruck am Ende des Expositionssintervalls in bar
p_0	=	Gewebeinertgasdruck zu Beginn des Expositionssintervalls in bar
p_i	=	Inspiratorischer Inertgasdruck = $(p_{amb} - p_{H_2O}) \times F_I$
p_{H_2O}	=	Wasserdampfdruck in der Lunge = 0,063 bar
F_I	=	Inertgasanteil im Atemgas in Prozent
t	=	Intervallzeit in Minuten
τ	=	Halbwertszeit des Kompartiments in Minuten

Wir beziehen für den *inspiratorischen Inertgasdruck* den Druck des Wasserdampfes in der Lunge mit ein. In älteren Publikationen ist dies nicht der Fall, neuere Forschungen haben aber die Notwendigkeit hierzu herausgestellt (vgl. [BVN02]). Die Atemluft wird in der Lunge angefeuchtet um die Verflüssigung der Luft in den Alveolen zu erleichtern (vgl. Abschn. 2.3.2). Dieser „Wasserdampf“ wirkt dem Druck des Atemgases entgegen und mindert ihn. Durch die Druckzunahme beim Abtauchen potenziert sich der Wasserdampfdruck. Die Differenz zwischen „trockenem“ Atemgasdruck und „feuchtem“ alveolaren Gasdruck nimmt damit zu. Die Abweichungen die sich bei der Dekompressionsberechnung ergäben (wenn der „trockene“ Atemgasdruck als Berechnungsgrundlage angenommen würde) wären gravierend und verzerrten so die Berechnung. Deswegen ist eine Einbeziehung des Wasserdampfdruckes in den Berechnungen unerlässlich.

Der tolerierte Umgebungsdruck für ein Gewebe wird mit folgender Formel berechnet:

$$p_{min} = (p - a) \times b \quad (4.2)$$

Die Nullzeit eines Gewebes in Minuten ermittelt die Formel:

$$NDL = -\tau \times \log_2 \left(\frac{p_i - p_t}{p_i - p_0} \right) \quad (4.3)$$

Mit p_t = tolerierter Inertgasüberdruck im Gewebe an der Oberfläche:

$$p_t = \frac{p_{amb}}{b} + a \quad (4.4)$$

Die Werte für p_t müssen entsprechend dem initialen Oberflächendruck berechnet werden, um die Anpassung für Tauchgänge bei reduziertem Oberflächendruck¹ zu realisieren.

Der Algorithmus für eine Dekompressionsberechnung nach dem Modell ZHL-16 gestaltet sich wie in Abbildung 4.1 dargestellt.

¹also bei Tauchgängen, die nicht auf Meereshöhe unternommen werden

```
Berechne  $p_t$  für alle Gewebe anhand des Oberflächendruckes;  
  
while Tauchgang nicht beendet  
  
    Messe Umgebungsdruck;  
  
    Kontrolliere Aufstiegsgeschwindigkeit;  
  
    Berechne  $p$  für alle Gewebe;  
  
    if Gewebe nicht dekompressionspflichtig  
        Berechne Nullzeiten für alle Gewebe;  
    else  
        Berechne nächste Dekostufe;  
    end if  
  
    if alle Gewebe innerhalb der Nullzeit  
        Ermittle Minimum aller Nullzeiten;  
        Zeige dieses Minimum dem Taucher an;  
    else  
        Tiefe und Zeit für den ersten Deko-Stopp ermitteln;  
    end if  
  
    Warte ein kurzes Zeit-Intervall;  
end while
```

Abbildung 4.1: Algorithmus zur Berechnung einer Dekompressionsvorschrift nach dem ZHL-16-Modell.

Wie schon erwähnt, ist das Modell ZHL-16 sehr gut zur Implementation geeignet, da die Berechnung mit geringem numerischen Aufwand vollzogen werden können. Die Lücken, die dieses Modell läßt, können durch geeignete Strategien sowie in Kombination mit anderen Modellen ausgeglichen werden.

Eine solche Kombination begegnet uns mit dem Modell *Abyss/RGBM* von Bruce Wienke, der die Erkenntnisse des *Reduced Gradient Bubble Model* (RGBM) in die ZHL-Parameter a und b einfließen läßt. Im nächsten Abschnitt besprechen wir das RGBM, um im darauffolgenden Abschnitt das Abyss/RGBM-Modell vorzustellen.

4.1.2 Reduced Gradient Bubble Model

Das VPM postuliert die Existenz von Blasenkeimen (=Mikronuklei) mit permeabler Hülle aus oberflächenaktiven Molekülen, die klein genug sind, um in Lösung zu bleiben und stabil genug, um nicht zu kollabieren. Die Ergebnisse und Thesen des VPM basieren auf Laborexperimenten, die Blasenwachstum und -nukleation untersuchten.

Der Inertgasaustausch wird durch einen lokalen Gradienten gesteuert - der Differenz zwischen arteriellen Blutdruck und Gewebeinertgasspannung. Da es sich um ein „zweiphasiges“ Dekompressionsmodell handelt, d.h., ein Modell das sowohl den gelösten als auch den gasförmigen Aggregatzustand des Inertgases berücksichtigt, wird der *kritische Radius* (s. Abschn. 2.2.6) an das bekannte Haldane-Modell (s. Abschn. 3.3) gekoppelt.

Die Koppelung findet in der Form statt, daß (anders als bei dem originalen Haldane-Modell) die kritische Übersättigung des Gewebes mit Inertgas nicht durch kritische Gewebespannungen beschrieben wird, sondern durch ein Volumenlimit der Gasnuklei.

Die Wachstumsrate der Gasblasen hängt von der Blasenanzahl und dem Übersättigungsgradient G ab, so wie oben in den Ausführungen zum VPM erläutert. Das RGBM erweitert das VPM um die Einbeziehungen von Repetitivtauchgängen, indem es den Gradienten G für jeden Folgetauchgang reduziert. Hauptgrund für die Entwicklung des RGBM, das lediglich eine Weiterentwicklung des VPM ist, war die geringe Praxisnähe des letzteren Dekompressionsmodells.² Das VPM wurde ausschließlich durch Laborexperimente entwickelt, die aus diesen Versuchen resultierenden Tabellen aus dem Original-Paper (s.[YH86]) wurden nie getestet (lt. eigener Aussage der Autoren des Papers). So begannen eine Vielzahl von Tauchern das VPM für den praxisnahen Gebrauch zu modifizieren. Ein Ergebnis stellt das RGBM dar, das mittlerweile auch in dem Tauchcomputer *Vyper* der finnischen Firma Suunto implementiert ist.³

Der oben angesprochene Gradient G wird im RGBM durch drei Parameter (alle < 1) multiplikativ reduziert. Jeder dieser Parameter repräsentiert eine Einschränkung

²Die Weiterentwicklung ist nicht in der Form vollzogen worden, daß Wienke den Algorithmus des VPM zur Berechnung der Dekompressionsvorschrift weiterentwickelt hat. Wienke hat lediglich die theoretischen Erkenntnisse und die Formeln zum Blasenwachstum übernommen und erweitert. Die eigentliche Berechnung der Dekompressionsvorschrift erfolgt nach einem anderen Prinzip (s.u.).

³s. <http://www.suunto.com>

ung/Reduzierung des Gradienten:

1. Wiederholungstauchgänge
2. Tauchen an mehreren aufeinanderfolgenden Tagen
3. *Reverse Profile Dives*

Alle diese drei Einschränkungen sind durch die Mechanik der Blasenbildung und des Blasenwachstums zu rechtfertigen (s.o.). Daß die *Reverse Profile Dives* (RPD) als kritische Größe aufgefaßt werden, obwohl wir in Abschnitt 3.1 das Gegenteil behauptet haben, liegt daran, daß das angegebene Zitat in jenem Abschnitt in erster Linie Bezug auf Nullzeittauchgänge mit geringen Tiefendifferenzen nimmt. Sowohl VPM als auch das RGBM gehen aber davon aus, das RPD mit größerer Differenz und dekompressionspflichtigen Profilen die kleineren Blasenkeime zum Wachstum stimulieren. Hier läßt sich abermals die veränderte Perspektive zweiphasiger Dekompressionsmodelle ablesen: Die Elimination von Inertgas in der gasförmigen Phase ist in der Tiefe größer, da durch höheren Druck die Blasenkeime kollabieren; die Elimination des Inertgases in der flüssigen Phase nimmt mit zunehmender Tiefe ab, da mehr Gas in Lösung gehalten wird. Zweiphasige Dekompressionsalgorithmen müssen daher eine ausgewogene Strategie zwischen nötigem und unnötigem Aufenthalt in der Tiefe vornehmen, wobei wie in Abschnitt 3.3 bemerkt wurde, ein längerer Aufenthalt in der Tiefe als bei einphasigen Modellen angestrebt wird.⁴

Bei einem RPD (zumindest bei Deko-Tauchgängen etc.) ist daher eine „Strafzeit“ einzurechnen, da das Profil (erst flach, dann tief) die Blasenkeime nicht stark genug komprimiert, so mehr Blasenkeime über den kritischen Radius wachsen können und auch im tiefen Tauchabschnitt nicht mehr kollabieren.

Nach diesen Vorbetrachtungen wollen wir das RGBM im Detail vorstellen. Die Parameter $\gamma, \gamma_c, \delta, \lambda, r_0$ sind wie beim VPM definiert (s. Abschn. 3.3.6). Der Parameter λ_m wird zur Interpolation der Repetitivtauchgänge eingeführt. Experimente lassen vermuten, daß $\lambda_m^{-1} \approx 1h$ beträgt. Um einen brauchbaren Wert für λ_m zu erhalten, müssen wir einige Überlegungen anstellen. Diese werden nachfolgend erörtert.

Aus dem VPM sei die Tiefe für ein Kompartiment ermittelt, so daß für ein solches Leitgewebe der Wachstumsprozeß als Funktion der Gewebelalbwertszeit ermittelt werden kann:

$$\frac{r}{r_0} = 0,9 - 0,43 \exp(-\xi\tau) \quad (4.5)$$

Mit $\xi = 0,0559 \text{min}^{-1}$. Das Phasenlimit für Multitauchgänge befolgt die Form:

$$\sum_{j=1}^J \left[\Delta n G t_{d_j} + \int_0^{t_j} \Delta n G dt \right] \leq \alpha V \quad (4.6)$$

⁴Vergleicht man bspw. die Deko-Vorschriften des RGBM mit denen des ZHL-16, fällt auf, daß das RGBM frühere Stopps einfordert als das ZHL-16, aber das RGBM vom Taucher brutto kürzere Stopp-Zeiten verlangt. Dadurch ist die gesamte Dauer des Tauchgangs unter Berechnung mit dem RGBM kürzer als sie durch die Berechnung der Dekompression mit dem ZHL-16 wäre.

Mit j als Bezeichner für einen Abschnitt des Tauchgangs, J = Gesamtheit der Abschnitte, t_j = Oberflächenpause nach dem j ten Abschnitt. Angenommen, daß $t_J \rightarrow \infty$, dann gilt:

$$\sum_{j=1}^{J-1} [\Delta n G (t_{d_j} + \lambda^{-1} - \lambda^{-1} \exp(-\lambda t_j))] + \Delta n G (t_{d_j} + \lambda^{-1}) \leq \alpha V \quad (4.7)$$

Sodann führen wir G_j ein:

$$\Delta n G_j (t_{d_j} + \lambda^{-1}) = \Delta n G (t_{d_j} + \lambda^{-1}) - \Delta n G \lambda^{-1} \exp(-\lambda t_{j-1}) \quad (4.8)$$

Mit $j = 2$ bis J , und $\Delta n G_1 = \Delta n G$ für $j = 1$. Daraus folgt:

$$\sum_{j=1}^J \Delta n G_j (t_{d_j} + \lambda^{-1}) \leq \alpha V \quad (4.9)$$

Mit der wichtigen Eigenschaft $G_j \leq G$. Der reduzierte Gradient kann dann hergeleitet werden durch

$$G_j = \xi_j G \quad (4.10)$$

Mit ξ_j als Multitauchgangfaktor mit der Eigenschaft $0 \leq \xi_j \leq 1$, so daß $\Delta n G_j \leq \Delta n G$. Die Faktoren ξ reduzieren G . Wenn Zeit und Frequenz der Wiederholungstauchgänge steigen, dann nimmt die Fähigkeit des menschliche Körpers zur Elimination der überzähligen Blasen und Nuklei ab. Also wird der erlaubte „Blasenüberschuß“ (= die Anzahl Mikrogasblasen, die symptomlos vom Körper toleriert wird) durch eine Funktion über die Zeit bestimmt:

$$\Delta n (t_{j-1}^{cum}) = N \beta r_0 \left[1 - \frac{r(t_{j-1}^{cum})}{r_0} \right] = \Delta n \exp(-\lambda_r t_{j-1}^{cum}) \quad (4.11)$$

Mit $t_{j-1}^{cum} = \sum_{i=1}^{j-1} t_i$ = kumulativer Oberflächenpausenzeit, λ_r = Regenerationskonstante = $0,0495 \text{ Tage}^{-1}$. Ein Reduktionsfaktor η_j^{reg} , der die Formung von neuen Nuklei beschreibt, wird als das Verhältnis zwischen momentanen Blasenüberschuß und anfänglichem Blasenüberschuß definiert:

$$\eta_j^{reg} = \frac{\Delta n (t_{j-1}^{cum})}{\Delta n} = \exp(-\lambda_r t_{j-1}^{cum}) \quad (4.12)$$

Für *Reverse Profile Dives* wird der Gradient durch das Verhältnis des momentanen Blasenüberschusses zum Blasenüberschuß am tiefsten Punkt des Tauchgangs reduziert:

$$\eta_j^{exc} = \frac{(\Delta n)_{max}}{(\Delta n)_j} = \frac{(rd)_{max}}{(rd)_j} \quad (4.13)$$

Mit rd als Produkt des Anregungsradius und der Tiefe. Da die Perioden der Elimination der Blasen durch Wiederholungstauchgänge verkürzt werden, ist der Reduzierungsfaktor η_j^{rep} proportional zur Differenz zwischen maximaler und momentaner Inflationsrate der Blasen:

$$\eta_j^{rep} = 1 - \left[1 - \frac{G^{min}}{G} \right] \exp(-\lambda_m t_{j-1}) \quad (4.14)$$

Mit t_{j-1} = nachfolgende Oberflächenzeit, $\lambda_m^{-1} \approx 1h$ und G^{min} das kleinste G_0 , das aus einer experimentell bestimmten Tabelle mit kritischen Gradienten entnommen ist.

Der Reduktionsfaktor ξ ist das Produkt der drei η :

$$\begin{aligned} \xi_j &= \eta_j^{exc} \eta_j^{rep} \eta_j^{reg} \\ &= \frac{(\Delta n)_{max}}{(\Delta n)_j} \left[1 - \left(1 - \frac{G^{min}}{G} \right) \exp(-\lambda_m t_{j-1}) \right] \exp(-\lambda_r t_{j-1}^{cum}) \end{aligned} \quad (4.15)$$

Mit t_{j-1} = nachfolgende Intervallzeit, und t_{j-1}^{cum} = kumulativer Intervallzeit. Da die Blasenanzahl mit der Tiefe zunehmen, ist eine Reduktion des erlaubten Gradienten erforderlich. Tauchgänge über mehrere Tage sind am Stärksten durch λ_r beeinflusst, während RPDs durch λ_m affiziert sind. Die kritische Gasspannung M aus der *Workman*-Gleichung (s. Abschnitt 3.3.3) wird nun durch

$$M = \xi(G_0 + \Delta G d) + P \quad (4.16)$$

errechnet. Durch Gleichung 4.16 wird die Koppelung an das Haldane-Modell realisiert. Die Parameter werden wie folgt eingeordnet:

$$\begin{aligned} 0,45 \mu m &\leq r_0 \leq 1,45 \mu m \\ 15 \frac{dyn}{cm} &\leq \gamma \leq 65 \frac{dyn}{cm} \\ 160 \frac{dyn}{cm} &\leq \gamma_c \leq 290 \frac{dyn}{cm} \\ 6500 \frac{fsw}{min} &\leq \delta \leq 8300 \frac{fsw}{min} \\ 7 \text{ Tage} &\leq \tau_r \leq 36 \text{ Tage} \\ 20 \text{ min} &\leq \tau_m \leq 140 \text{ min} \end{aligned}$$

Zur Herleitung des RGBM siehe [Wie90].

4.1.3 Abyss/RGBM

Die Gleichung 4.16 stellt eine Koppelung des RGBM an das Workman-Modell her. Wienke hat aber auch für die Firma Abyssal für deren Tauchplanungssoftware *Abyss* eine Ankoppelung an das Bühlmann-Modell vorgegeben (s. [Wie00]). Die Anpassung an das ZHL ist nicht weiter schwer, da wir in Tabelle 3.3 ja bereits Umrechnungsformeln zwischen den beiden Modellen angegeben haben.

Der Gradient wird im Workman-Stil mit $G = M - P$ spezifiziert. Durch das RGBM wird G nun als $G_f = fG$ mit $f \leq 1$ repräsentiert (s.o.). Transformiert man

von Workman-Darstellung zur Darstellung von Bühlmann, dann ergibt sich:

$$\begin{aligned}
 M_f &= \frac{P}{b_f} + a_f = G_f + P = fG + P \\
 \rightsquigarrow fG &= f(M - P) = f \left[\frac{P}{b} + a - P \right] \\
 \Rightarrow a_f &= fa, \\
 b_f &= \frac{b}{f(1-b) + b}
 \end{aligned} \tag{4.17}$$

Der tolerierte Umgebungsdruck P_{min} (s. Gleichung 4.2) wird dann so berechnet:

$$p_{min} = (p - a_f) \times b_f \tag{4.18}$$

Wir hatten im vorangegangenen Abschnitt den Parameter η eingeführt, der den wesentlichen Unterschied zwischen RGBM und VPM ausmacht. Die drei Parameter $\eta_{exc}, \eta_{reg}, \eta_{rep}$ (s. Gleichungen 4.13, 4.12, 4.14) müssen ebenfalls an das ZHL-Modell angepaßt werden. Dies wird realisiert durch:

$$f = (1 - f_0) \frac{\tau}{180} + f_0 \tag{4.19}$$

Mit $f = 1$ und $\tau \geq 180min$, sowie $f_0 = 0,45f_{rp} + 0,30f_{dp} + 0,25f_{dy}$. Die drei f -Parameter sind die Entsprechung der obigen Parameter η :

$$f_{rp} = 1 - 0,45 \times \exp \left[-\frac{(t_{sr} - \eta_{rep})^2}{\eta_{rep}^2} \right] \tag{4.20}$$

$$f_{dp} = 1 - 0,45 \left[1 - \exp \left(-\frac{\Delta P}{P} \right) \right] \times \exp \left[-\frac{(t_{sr} - \eta_{dp})^2}{\eta_{dp}^2} \right] \tag{4.21}$$

$$f_{dy} = 0,70 + 0,30 \times \exp \left(-\frac{n}{\eta_{dy}} \right) \tag{4.22}$$

mit

$$10 \text{ min} \leq \eta_{rep} \leq 90 \text{ min}$$

$$30 \text{ min} \leq \eta_{dp} \leq 120 \text{ min}$$

$$7 \text{ Tage} \leq \eta_{dy} \leq 36 \text{ Tage}$$

$$t_{sr} = \text{Oberflächenpause in min}$$

$$n = \text{Anzahl der TG innerhalb 30h}$$

$$\Delta P = \text{durchschnittl. Tiefendifferenz zw. akt. und früheren TG}$$

4.1.4 Flugverbotszeit

Ein wichtiger Aspekt eines Tauchcomputers ist die Berechnung der Flugverbotszeit (eng: No-Flight-Time, NFT). Eine DCS wird bekanntermaßen durch einen starken Abfall des Umgebungsdrucks induziert. Das Auftauchen aus einer großen Tiefe zurück zur Wasseroberfläche ist hierbei mechanisch gesehen das gleiche wie das schnelle Aufsteigen von der Erdoberfläche in die Höhe. Also kann nach einem Tauchgang, der ohne Symptome einer DCS beendet wurde, durch die immer noch übersättigten Gewebe eine DCS ausgelöst werden, wenn nach dem Tauchgang zu schnell in höhere Regionen gereist wird (Flugzeug, Seilbahn). Dem Problem einer Dekompressionskrankheit sehen sich daher auch Piloten in Flugzeugen ohne Druckkabine oder Astronauten bei Weltraumspaziergängen aus.⁵ Daher ist auch die Anmerkung in [Ehm93] (S. 11) verständlich:

„Ein gemeinsames Problem sowohl der Luft- und Raumfahrtmedizin, als auch der Tauch- und Überdruckmedizin ist die Wirkung von Umgebungsdruckänderungen auf den Menschen.“

Moderne Tauchcomputer berechnen daher auch die NFT und bringen diese zur Anzeige. Intuitiv würde man einen Taucher als flugfähig einschätzen, wenn alle Gewebe wieder auf normales Oberflächenniveau (1 bar) entsättigt sind. Bei Tauchurlauben mit mehreren Tauchgängen pro Tag über einen Zeitraum von mehreren Tagen würde die volle Entsättigung aber bereits mehr als zwei Tage benötigen. Um nun einen Kompromiß zu finden, der ein früheres Abreisen ermöglicht, wird der Druck in einem Passagierflugzeug zugrunde gelegt.

Der Flugzeugkabinendruck beträgt normalerweise 800 hPa (=0,8 bar; entspricht etwa einer Höhe von 2000 m über N.N.). Es braucht aber einen Abfall auf ca. 600 hPa (=0,6 bar; entspricht einer Höhe von etwa 4000 m über N.N.) bis die Sauerstoffmasken des Flugzeugsicherheitssystems freigegeben werden. Diese Angaben stammen von der Homepage der Fa. UWATEC, die die Tauchcomputer der Serie „Aladin“ herstellt. Die Aladin-Rechner benutzen als „worst-case“ einen Umgebungsdruck von 550 hPa (= 0,55 bar) als Grundlage der Flugverbotszeitberechnung. Wir werden diesen Grenzwert auch in unserer Konstruktion verwenden.

Die Berechnung der NFT vollzieht sich ähnlich einer Nullzeit-Berechnung (s.o.). Wir wollen wissen, ob alle Gewebe eine Umgebungsdruckveränderung auf 0,55 bar tolerieren. Also stellen wir Gl. 4.2 so um, daß wir nach dem zu ermittelnden Gewebeinertgasdruck auflösen:

$$p_{\text{NFT}} = \frac{0,55}{b} + a \quad (4.23)$$

⁵Die Luft in den Raumanzügen wird auf einen geringen Druck von ca. 0,2 bar reduziert, um im Vakuum des Weltalls ein Aufblähen des Anzuges zu verhindern. Bei 1 bar Innendruck im Anzug und 0 bar Außendruck würde (Gesetz von Boyle) dieser ein großes Volumen annehmen wollen, das könnte die Strapazierfähigkeit des Anzugmaterials übersteigen.

Um den Zeitraum zu ermitteln, bis dieser Wert vom jeweiligen Gewebe erreicht ist, setzen wir in die Gl. 4.3 für den Parameter p_t dieses p_{NFT} ein:

$$\text{NFT} = -\tau \times \log_2 \left(\frac{p_i - p_{\text{NFT}}}{p_i - p_0} \right) \quad (4.24)$$

In Abbildung 4.2 ist der gesamte Algorithmus zur Bestimmung der Flugverbotszeit noch einmal dargestellt.

4.1.5 Deko-Stopps

Die Berechnung der Deko-Stufen folgt einem ähnlichem Prinzip wie die Berechnung der Flugverbotszeit. Der erste Deko-Stopp ist der maximal tolerierte Umgebungsdruck nach Gl. 4.2. Um die Dauer dieses Stopps zu berechnen, wird analog zu Gl. 4.23 und Gl. 4.24 die Entsättigungsdauer berechnet, die notwendig ist, um ein Auftauchen zur nächsten Deko-Stufe zu erlauben (3 Meter flacher):

$$p_{DS} = \frac{p_{min} - 0,3}{b} + a \quad (4.25)$$

$$DS = -\tau \times \log_2 \left(\frac{p_i - p_{DS}}{p_i - p_0} \right) \quad (4.26)$$

Der Algorithmus zur Berechnung der Deko-Stufen ist in Abbildung 4.3 dargestellt. Es ist zu beachten, daß die in Abschnitt 3.3.5 besprochenen Definitionslücken der NDL-Formel auch bei den Gleichungen 4.24 und 4.26 prinzipiell Anwendung finden, da lediglich ein Parameter ausgetauscht wird. Allerdings sind die im angesprochenen Abschnitt behandelten Fälle in den Formeln zur Berechnung der NFT und der Deko-Stopps nur theoretisch anzutreffen und auch leicht behandelbar, analog zu den Strategien die in Abschnitt 3.3.5 aufgeführt sind.

```
Ermittle die  $p_{min}$  für alle Gewebe  $i$  ;  
Ermittle das Maximum dieser  $p_{min}(i)$  ;  
Berechne  $p_{NFT}$  für alle  $i$  ;  
if  $\max(p_{min}) < 0,55 \text{ bar}$  exit  
else  
    Berechne NFT für alle  $i$  ;  
    Das Maximum aller  $NFT(i)$  ist die Flugverbotszeit ;  
end if
```

Abbildung 4.2: Algorithmus zur Berechnung der Flugverbotszeit.

```
Ermittle die  $p_{min}$  für alle Gewebe  $i$  ;  
Ermittle das Maximum dieser  $p_{min}(i)$  ;  
Zeige dieses Maximum an und warte, bis diese Tiefe erreicht ist ;  
while  $Umgebungsdruck > Umgebungsdruck \text{ zu Beginn}$   
     $\text{des Tauchgangs}$   
    Berechne die Zeit bis zum nächsten Deko-Stopp ;  
    Zeige Zeit an ;  
    if  $Zeit \text{ abgelaufen}$   
        Berechne  $\max(p_{min}(i))$  ;  
        if  $dieses \text{ Maximum entspricht aktueller Tiefe}$   
             $\text{minus 3 Meter}$   
            Zeige nächste Tiefe für den Deko-Stopp an ;  
        end if  
    end if  
end while
```

Abbildung 4.3: Algorithmus zur Berechnung der Deko-Stopps.

4.1.6 Adaptive Dekompressionsmodelle

Adaptive Dekompressionsmodelle zeichnen sich durch ihre dynamische Anpassung an Umweltfaktoren aus, die Einfluß auf die Dekompressionsvorgänge nehmen könnten. Als Beispiele seien genannt:

- Kälte
- Arbeitsleistung
- JoJo-Dives
- Multiday-Diving und
- Rechts-Links-Shunt

Wie in Abschnitt 2.3.3 angesprochen, beeinflußt die Körpertemperatur die Durchblutung, insbesondere in der Hautregion. Zudem ist Stickstoff bei Kälte besser löslich. Eine Anpassung der Dekompressionsvorschrift an die Körpertemperatur ist daher eine Erhöhung der Sicherheit, da bei Kälte die Deko-Strategie konservativer angegeben werden kann.

Allerdings ist die Messung der Körpertemperatur inhärent schwierig, besonders da wir die Temperatur der verschiedenen Regionen (Kern, Schale) messen müssten. Für einen Tauchcomputer wäre dies äußerst unpraktikabel und auch für den Taucher unkomfortabel. Daher müssen wir auf Grund der Umgebungstemperatur auf die Körpertemperatur schließen. Ein exakter Schluß ist nicht nötig, es genügt die Feststellung grober Temperaturunterschiede.

Der Wärmeverlust des Körpers ist vornehmlich durch *Wärmestrahlung* und *Wärmeleitung* charakterisiert. Jeder Körper strahlt Wärme ab, ein normaler Prozeß, der in der menschlichen Physiologie notwendig zur Regelung der Körpertemperatur ist. Die Wärmestrahlung wird berechnet durch:

$$E = A \cdot 5,669 \cdot 10^{-8} \frac{W}{m^2 K^4} \cdot (T_K^4 - T_W^4) \cdot t \quad (4.27)$$

mit

- A = Körperoberfläche
- t = Dauer in Sekunden
- T_K = Körpertemperatur in Kelvin
- T_W = Umgebungstemperatur in Kelvin

Die Wärmestrahlung kann durch die Bekleidung nur wenig gemindert werden, allenfalls reflektierende Materialien an der Kleidungsinnenseite könnten einen isolierenden Effekt herbeiführen. Die Wärmeleitung wird berechnet mit:

$$E = \frac{\lambda \cdot A \cdot \Delta T \cdot t}{l} \quad (4.28)$$

mit

λ	=	spezifische Wärmeleitfähigkeit des Transportmediums
A	=	Querschnittsfläche
l	=	Länge entlang des Transportweges
ΔT	=	Temperaturunterschied
t	=	Zeit in Sekunden

Wir könnten hiermit die Auskühlung des Tauchers berechnen. Es stellt sich die Frage, welche Kompartimente wir im ZHL-Modell faktorisieren müssen, um eine Anpassung vorzunehmen. Die Zuordnung der Kompartimente im ZHL ist wie folgt:

Nr.	Typ	Beispiel
1–4	schnelle Gewebe	ZNS, Rückenmark
5–11	mittlere Gewebe	Haut
9–12	mittlere Gewebe	Muskulatur
13–16	langsame Gewebe	Gelenke, Knorpel, Knochen

Wenn wir die Adaption für Temperatur vornehmen wollen, dann müßten wir die Parameter a und b für die Kompartimente 5 – 11 anpassen, für die Arbeitsleistung die Kompartimente 9 – 12. Denn bei erhöhter Anstrengung erhöht sich primär die Durchblutung der Muskelgewebe (vgl. Abb. 2.6). Abbildung 2.6 gibt auch eine Vorstellung über die Dimension der Durchblutungsänderung. Eine 1:1-Zuordnung ist aber unseres Wissens nicht möglich, also etwa „Doppelte Durchblutung gleich doppelt lange Dekompressionszeit“. Leider ist die Literatur in diesem Punkte sehr ungenau und unspezifisch, kommerzielle Tauchcomputer mit adaptiven Modellen unterliegen i.a. dem Patentschutz, Informationen zu diesen Modellen sind nur sehr oberflächlich dargestellt (z.B. bei Aladin-Computern mit ZHL8-ADT, s. [Völ94]).

Für eine verlässliche Modellbildung benötigen wir umfangreiche klinische Forschungen und Experimente. Da dies weder unserem Ziel noch unseren Möglichkeiten entspricht, werden wir in unserer Konstruktion kein adaptives Modell benutzen. Die Anpassung an Multiday- und JoJo-Dives, sowie an den Rechts-Links-Shunt ist durch das RGBM vollständig realisiert, so daß wir diese Faktoren abgedeckt haben. Eine Anpassung an Temperatur und/oder Arbeit müßte ähnlich wie beim RGBM (s.o.) oder wie die *Gradient Factors* (s.u.) über eine Faktorisierung der Parameter a und b vorgenommen werden.

Interessant wäre auch eine Einbeziehung permanenter körperlicher Einschränkungen wie PFO, Diabetes, Alter, Raucher, etc. Hier könnten ebenfalls Faktoren für die Parameter des ZHL-16 eingeführt werden. Aber auch hier fehlen uns die nötigen Forschungsergebnisse, bzw. medizinischen Kenntnisse, um ein solches Vorhaben in die Praxis umzusetzen. Es bleibt festzustellen, daß das Workman/Bühlmann-Modell über die Faktorisierung der Parameter $M_0, \Delta M$, bzw. a, b sehr gute Möglichkeiten zur dynamischen Anpassung bietet.

4.2 Hardware

Für die vorliegende Arbeit werden ausschließlich Standardprodukte verwendet, bzw. im Einzelhandel erhältliche Komponenten, d.h., keine Einzelanfertigungen. Dies bringt eine Reihe nicht immer zum Vorteil reichenden Kompromisse mit sich, ist aber im Rahmen unserer Arbeit unvermeidlich.

Im folgenden sollen die benutzten Komponenten und ihre Bedeutung und Verwendung in unserem Projekt beschrieben werden. Die Beschreibung ist kurz gehalten, ein Verweis auf die entsprechenden Datenblätter, Handbücher und weiterführende Artikel wird an adäquater Stelle angegeben. Abbildung 4.4 zeigt den Tauchcomputer als Blockschaltbild. Eine Beschreibung der Komponenten folgt in den nächsten Abschnitten. Das Blockschaltbild zeigt die von uns benutzten Bauteile, die für die Konstruktion eines Tauchcomputers nötig sind. Dies sind:

- Mikrokontroller
- LC-Display
- Temperatursensor
- Wassersensor
- Akustisches Signal
- Serielle Schnittstelle
- Drucksensor

Die Pfeile im Blockschaltbild indizieren die Richtung des Datentransfers. So werden z.B. von der seriellen Schnittstelle sowohl Daten vom Mikrokontroller zu einer externen Einheit (PC o.ä.) weitergeleitet, als auch von der externen Einheit zum Mikrokontroller. Der Datenfluß zwischen Mikrokontroller und Display ist dagegen uni-direktional, d.h., das Display empfängt Daten vom Mikrokontroller, sendet selber aber nie Daten zu dieser Einheit.

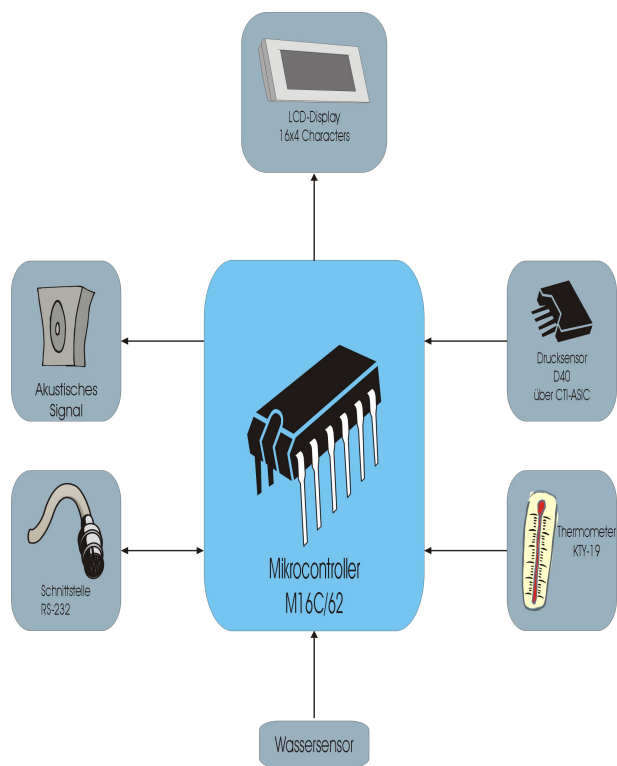


Abbildung 4.4: Blockschaltbild des Tauchcomputers.

4.2.1 Entwicklungsumgebung

Im Zuge unserer Arbeit wurden eine Reihe von Sensoren und Peripherie getestet, zudem sollte die Hardware nicht allzu optimiert hinsichtlich Größe und Kontakten sein, um gut zugängliche Meßpunkte zur Verfügung zu haben.

Daher war vor der eigentlichen Prototypenfertigung der Gebrauch einer weniger restriktiven Entwicklungsumgebung anzuraten. Die Firma Glyn GmbH aus Idstein hat ein u.a. ein Evaluation-Board (EVB) für die M16C/62-Mikrokontroller im Lieferprogramm. Sämtliche Pins der MCU sind über Stiftleisten nach außen geführt und damit sehr gut zugänglich. Die zum Betrieb der MCU notwendigen Bauteile sind so angeordnet, daß diese leicht gemessen werden können um Fehlfunktionen festzustellen.

Zum Zwecke der Übersichtlichkeit und um Störungen durch lose Kabel zu vermeiden, haben wir das EVB zusammen mit den Peripheriekomponenten auf ein Holzbrett angebracht. Dies ermöglicht eine effiziente Entwicklungsarbeit, da alle Komponenten leicht zugreifbar und nachprüfbar sind (s. Abb. 4.5).

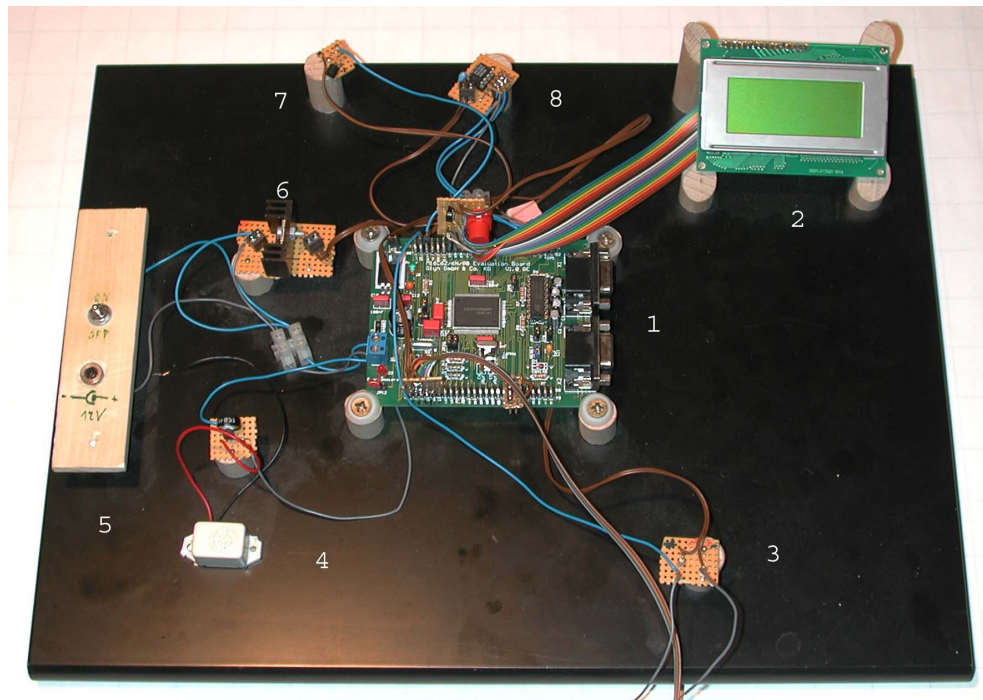


Abbildung 4.5: Die Komponenten des Tauchcomputers auf einem Holzbrett angebracht. Die Komponenten: 1) EVB M16C/62, 2) LCD 16x4, 3) „Wassersensor“, 4) Piezo-Summer, 5) Schalter/Stromanschluß für das Entwicklungsboard, 6) Spannungsregler, der die Peripheriekomponenten mit Strom versorgt, 7) Temperatursensor KTY-10, 8) Temperatursensor DS1620.

Die Entwicklung der Software geschieht auf einem über die serielle Schnittstelle des EVB angeschlossenen PC. Der Compiler NC30 in der Version 2.0 besteht aus einer Reihe von DOS-Kommandozeilen-Programmen. Es existieren zwar auch bedienerfreundlichere Compiler-Suiten unter Microsofttm Windows 98, diese sind aber nicht frei verfügbar, sondern zu einem Preis über 1000€ von Drittanbieter zu beziehen. Die DOS-Version reicht aber für unser Projekt aus. Es besteht kein erkennbarer Nachteil hinsichtlich Codegröße und -ausführungsgeschwindigkeit gegenüber den neueren Versionen mit grafischer Oberfläche (vgl. [Ewa02]).

Die Übertragung der Kompilate geschieht über ein spezielles Programm, den sog. „Flash-Loader“. Es existieren mehrere solcher Programme von verschiedenen Anbietern, einige davon frei verfügbar (s. [Gly02]). Bevor die Software auf die MCU geflasht werden kann, muß diese in den Programmier-Modus gebracht werden. Hierzu wird an einen bestimmten Pin der CPU eine positive Spannung von 5 V angelegt (s. [Mit02]). Auf dem EVB wird dies durch einen steckbaren Kontakt („Jumper“) realisiert. Bei unserem Prototyp geschieht das Umschalten mittels eines Schalters (DIP-Switch, s. Abb. 4.6).

Zur Fehlersuche (Debugging) ist von Mitsubishi der grafische Debugger KD30 frei erhältlich. Dazu wird ein Monitor-Programm in die MCU „geflasht“, welche über die serielle Schnittstelle Statusinformationen an den Debugger liefert. Der Debugger „flasht“ das zu debuggende Programm in die MCU und führt dieses auf Wunsch aus. Der MC16C verfügt über einen speziellen Modus, um ein Programm Zeile für Zeile auszuführen. Hierdurch läßt sich der Programmfluß sehr gut nachvollziehen und im Zusammenspiel mit den Statusinformation des Prozessors sind Fehler leicht aufspürbar. Allerdings arbeitet der KD30 nicht mit Programmen zusammen, die Interrupts und serielle Kommunikation benutzen, da diese Funktionen durch den Debugger bereits belegt sind.

4.2.2 Schaltung

Nachdem mit Hilfe des EVB die Komponenten auf ihre Tauglichkeit geprüft wurden und die Software mit Hilfe der Entwicklungsumgebung erstellt war, haben wir unseren eigenen Prototypen des Tauchcomputers konstruiert. In Abbildung 4.7 ist die Schaltung des Tauchcomputers dargestellt, exklusive des Batteriemoduls und der Kommunikationsschnittstelle. Die einzelnen Komponenten sind im Schaltbild bezeichnet und werden dann in den nächsten Abschnitten einzeln vorgestellt.

Da die MCU einen sehr kleinen Abstand der Beinchen besitzt (0,65mm pitch), und mit unseren Produktionsmöglichkeiten nicht sauber herzustellen wäre, haben wir die Platine bei der Firma Beta Layout GmbH in Aarbergen fertigen lassen, um so ein möglichst professionelles Ergebnis zu erhalten, ein Foto der Platine mit den aufgelöteten Komponenten ist in Abbildung 4.6 zu sehen.

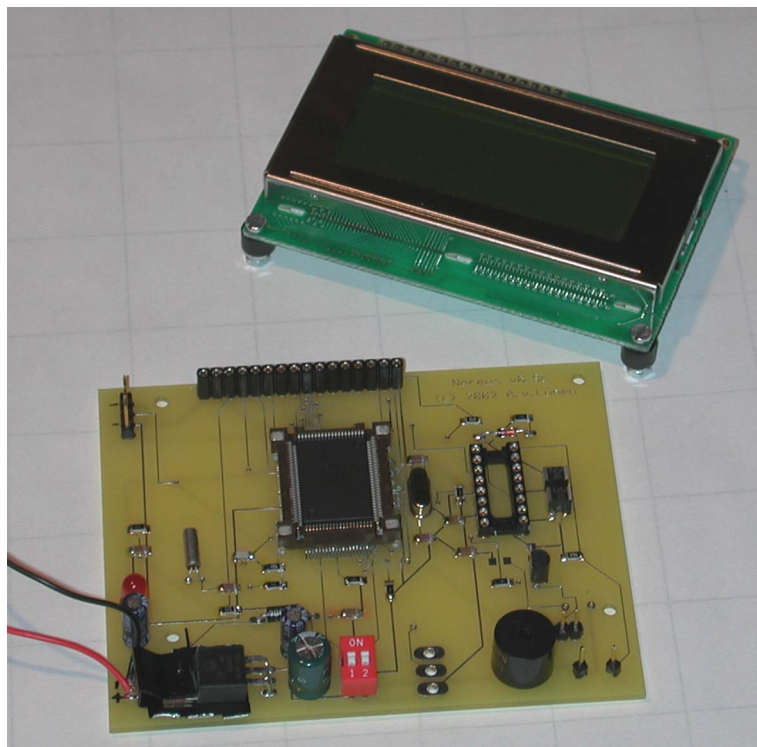


Abbildung 4.6: Foto des fast fertig gelöteten Tauchcomputers, das Display wird auf die Platine gesteckt.

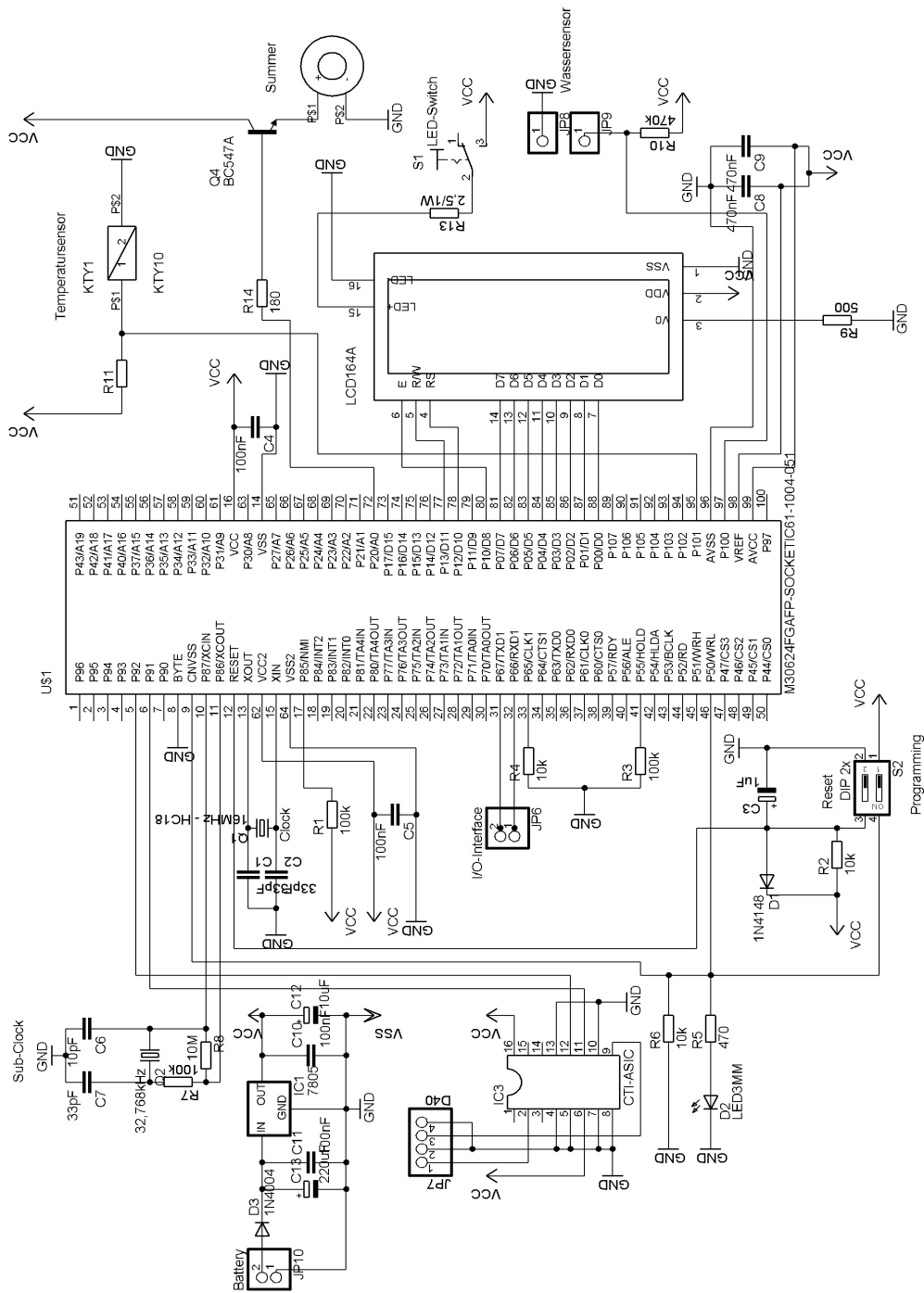


Abbildung 4.7: Schaltplan des Tauchcomputers „Nereus“.

4.2.3 Beschreibung der Komponenten

Mikrokontroller

Herzstück unserer Hardware ist der MC16C/62 Ein-Chip-Computer von Mitsubishi (s. [Mit02]). Hierbei handelt es sich um einen 16-Bit Mikrokontroller (Microcontroller Unit, MCU) mit einer umfangreichen Peripherie „on-chip“. MC16C/62 ist hierbei der Gruppenbezeichner, die von uns eingesetzte Einheit ist das Modell M30624FGAFP, welches über 20 KB SRAM und 256 KB Flash-ROM on-chip verfügt. Allen MCUs aus der Gruppe gemein ist u.a. folgende Ausstattung:

- 25 interne und 8 externe Interrupt-Quellen
- 5 Output- und 6 Input-Timer
- 5 Kanäle zur seriellen Ein-/Ausgabe
- 10 Bit-A/D-Wandler, 8 Kanäle
- 8 Bit-D/A-Wandler, 2 Kanäle
- 1 Watchdog-Timer
- 87 Ein-/Ausgabeleitungen, auf 14 8-Bit-Ports aufgeteilt

Bei einer maximalen Taktrate von 16 MHz und einer Betriebsspannung von 5 V ist die Zeit eines Instruktionszykluses 62,5 ns, bei einem Stromverbrauch von mindestens 25,5 mW. Die CPU-Architektur orientiert sich am Design der 68000er-Serie von Motorola und beinhaltet die in Abbildung 4.8 dargestellten 16-Bit-Register. Die Register R0–R3, A0, A1 und FB sind in zwei verschiedenen, über ein Auswahlbit zur Registerbankwahl schaltbaren, Modi verfügbar. R0–R3 und A0–A1 sind dabei als 32-Bit-Register konfigurierbar, wodurch prinzipiell 32-Bit-Operationen möglich sind. Jedoch unterstützt der Befehlssatz des Prozessors nur sehr eingeschränkt den 32-Bit-Modus. Dies erfordert eine Softwareimplementation der fundamentalsten Befehle und ist somit aus Effizienzgründen nicht attraktiv.

Wir haben diese MCU wegen ihres hervorragenden Preis/Leistungsverhältnisses und der kostengünstig verfügbaren Entwicklungswerkzeuge ausgewählt. Nicht nur ist die CPU sehr leistungsfähig, auch die auf der MCU integrierten Peripheriefunktionen sowie die geringen Abmessungen des 100-pin QFP Gehäuses (27,6mm × 21,4mm) lassen den M16C/62 für uns sehr attraktiv erscheinen. Die gesamte Struktur der MCU ist in Abbildung 4.9 dargestellt.

Item	Content		
Register structure			
Data registers	16 bits x 4 R0 R1 R2 R3	(32 bits x 2) R2R0 R3R1	(8 bits x 4) R0 R1
Address registers	16 bits x 2 A0 A1	(32 bits x 1) A1A0	
Base registers	16 bits x 2 SB FB		
Control registers	20 bits x 2 PC INTB 16 bits x 3 USP ISP FLG	(Details of FLG) $\overset{\text{bis}}{\text{IPL}}$ U I O B S Z D C $\overset{\text{hs}}{\text{PC}}$ IPL : Processor interrupt priority level (Levels 0 to 7; larger the number, higher the priority) U : Stack pointer select flag (ISP when U = 0, USP when U = 1) I : Interrupt enable flag (Enabled when I = 1) O : Overflow flag (0 = 1 when overflow occurs) B : Register bank select flag (Register bank 0 when B = 0, register bank 1 when B = 1) S : Sign flag (S = 1 when operation resulted in negative, S = 0 when positive) Z : Zero flag (Z = 1 when operation resulted in zero) D : Debug flag (Program is single-stepped when D = 1) C : Carry flag (carry or borrow)	

Abbildung 4.8: Registerstruktur der M16C/62-Reihe.

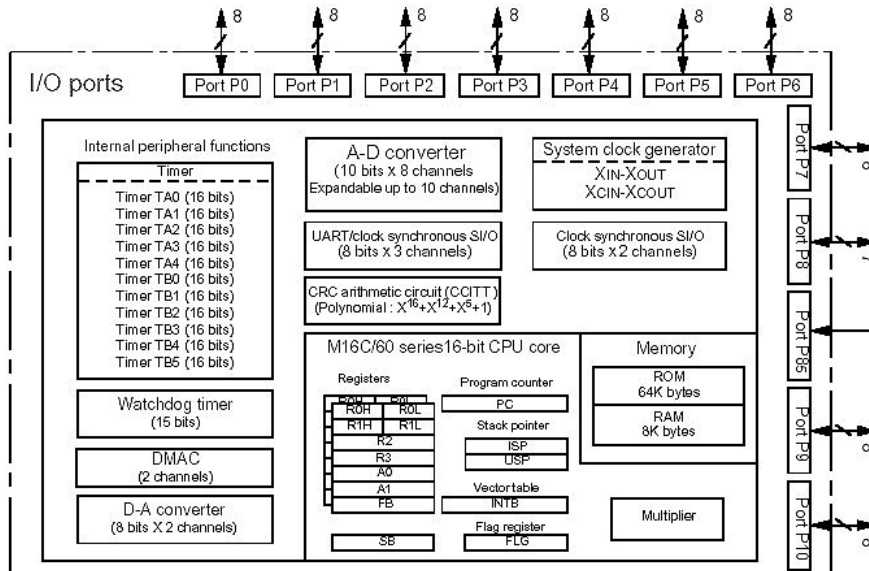


Abbildung 4.9: Blockdiagramm des M30624.

Drucksensor

Als Drucksensor wurde von uns der Sensor D40 ausgewählt (s. [Hoc02b]). Dieser wird vom Ingenieurbüro Hoch vertrieben. Seine äußerst geringen Abmessungen (4,3 mm x 5,1 mm x 1,5 mm) und seine Unterwassertauglichkeit waren hierbei ausschlaggebend. Zum Anschluß an unsere MCU benutzen wir den CTI-ASIC-Baustein der von selbiger Firma vertrieben wird (s. [Hoc02a]).

Der Drucksensor funktioniert nach dem Prinzip eines Plattenkondensators. Zwei Metallmembranen werden durch zunehmenden Druck einander näher gebracht, wodurch die Kapazität des Sensors entsprechend variiert. Der Sensor ist in sich selbst mittels eines Faraday'schen Käfigs abgeschirmt, da kapazitive Sensoren gegen äußere elektrische und magnetische Störfelder extrem anfällig sind. Der Sensor kann bis zu einer Temperatur von 350° C arbeiten, sein Temperaturkoeffizient ist kleiner 0,01 % / K, wodurch eine Temperaturkompensation praktisch unnötig ist. Der D40 arbeitet in einem Druckbereich von 0 – 40 bar Absolutdruck, dies reicht für unsere Anwendung aus. Zum Prinzip kapazitiver Drucksensoren siehe Abbildung 4.10.

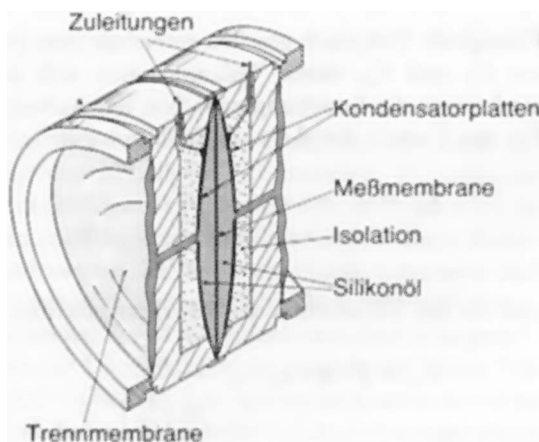


Abbildung 4.10: Schematischer Aufbau eines kapazitiven Drucksensors.

Der CTI-ASIC verfügt über vier Kanäle/Anschlüsse für kapazitive Sensoren. Es werden alle Kanäle in festen Zeitintervallen abgefragt (wählbar 10 ms oder 100 ms) und in einem einzigen asynchronen seriellen Datenstrom zur Verfügung gestellt. Der serielle Datenstrom liegt kontinuierlich an dem entsprechenden Pin an. Das Datenblatt war leider unklar hinsichtlich des Datenformats und der elektrischen Werte am Out-Pin.

Der serielle Datenstrom ist nach dem Prinzip der Pulsweitenmodulierung (*Pulse Width Modulation*, PWM) aufgebaut, d.h., die Breite des High/Low-Zustandes variiert mit dem anliegenden Wert (s. Abb. 4.11). Hierbei nimmt die Pulsbreite zu,

wenn die anliegende Kapazität zunimmt. Den vier Werten für die Kanäle gehen zwei kurze Synchronisations-Impulse voraus.

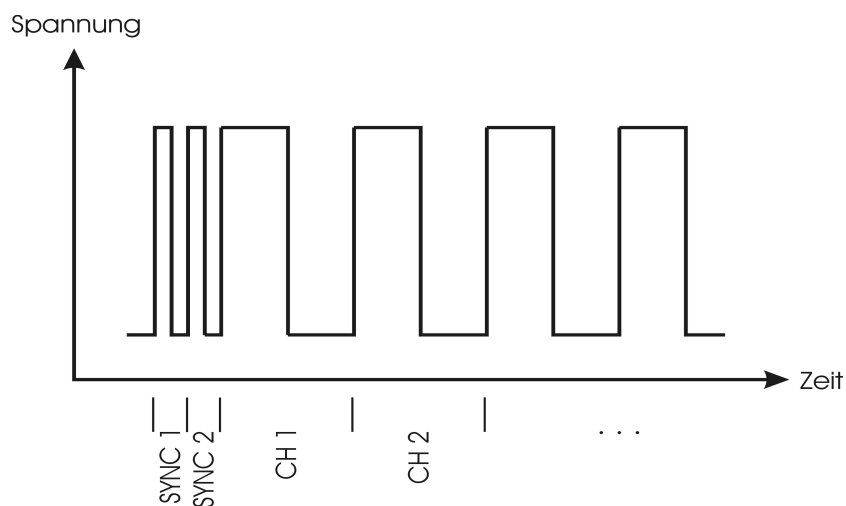


Abbildung 4.11: Ein Zyklus des Datenstroms: Zwei Sync-Impulse gefolgt von den vier Impulsen der einzelnen Kanäle.

Um die maximalen und minimalen Pulsbreiten zu erhalten, haben wir die in Abb. 4.12 gezeigte Testschaltung angefertigt. An jedem der Kanäle ist ein Trimmkondensator $1,8 \text{ pF} - 22 \text{ pF}$ angeschlossen. Mittels der Trimmkondensatoren können mehrere Sensoren simuliert werden.

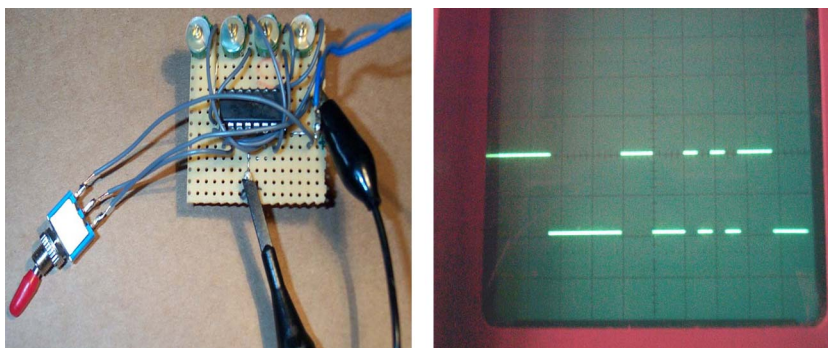


Abbildung 4.12: Testschaltung - CTI-ASIC mit vier Trimmkondensatoren und Verkabelung (links). Ausgang der Testschaltung an einem Oszilloskop dargestellt (rechts).

Durch mehrere Testreihen, bei der der Ausgang des CTI-ASIC an ein Oszilloskop angeschlossen wurde, konnten die benötigten Zeitwerte ermittelt werden. Unter diesen Zeitwerten sind besonders die minimal und maximal möglichen Pulsbreiten wichtig. Über den minimalen Wert können wir ermitteln, mit welcher Frequenz die

MCU den CTI-ASIC abtasten muß um hinreichend genaue Werte zu erhalten. Das aus der Informationstheorie bekannte „Abtasttheorem“ von Shannon und Raabe (1939) lautet:

Eine Signalfunktion, die nur Frequenzen im Frequenzband B (bandbegrenztetes Signal) enthält, wobei B gleichzeitig die höchste Signalfrequenz ist, wird durch ihre diskreten Amplitudenwerte im Zeitabstand $t_0 = \frac{B}{2}$ vollständig bestimmt.

Eine Umformulierung dieses Satzes ist: *Die Abtastfrequenz f_A muß mindestens doppelt so hoch sein wie die höchste im abzutastenden Signal vorkommende Frequenz.* Um zu ermitteln, mit welcher Frequenz wir den CTI-ASIC abtasten müssen, benutzen wir die Testschaltung. Der Trimmkondensator an einem der Kanäle wurde auf minimale Kapazität gestellt. Die am Oszilloskop gemessene Pulsbreite wurde gemäß der Bedienungsanleitung des Oszilloskops in eine Frequenz umgerechnet. Hierdurch konnte die höchste mögliche Frequenz, die vom CTI-ASIC produziert wird, ermittelt werden. Um diesen Wert korrekt in der MCU zu erfassen, muß diese den Port an dem der CTI-ASIC angeschlossen ist mit der doppelten Frequenz auslesen. Der Zustand (*High* oder *Low*) des Ports wird in einem Zähler erfasst. Der Wert des Zählers korrespondiert dann mit der Pulsbreite des jeweiligen Kanals des CTI-ASIC-Datenstroms. Zur Unterscheidung der Kanäle wird nach einem einfachen Algorithmus verfahren: Es wird zu Beginn der Ausleseroutine gewartet, bis der Port im Zustand **High** ist. Solange der Port **High** bleibt, wird der Zähler inkrementiert. Wenn der Port wieder *Low* ist, wird zum nächsten Zähler gewechselt. Insgesamt benötigen wir sechs Zähler, da wir die *High*-Werte von zwei Sync-Impulsen und vier Kanal-Impulsen mitzählen wollen. Wir benötigen letztlich nur einen Kanal des CTI-ASIC, da wir auch nur einen Sensor an diesem angeschlossen haben. Die Zählerwerte sind aber erst einmal nicht direkt zuordbar. Allerdings genügt eine aufsteigende Sortierung der Werte, um den Zählerwert des benutzten Kanals zu erhalten. Wie wir mit unserer Testschaltung ermittelt haben (s.u.), ist die Pulsbreite des Kanals an dem der Sensor angeschlossen ist stets größer als die Pulsbreiten der unbeschalteten Kanäle und der Sync-Impulse. D.h., daß selbst der unbelastete Drucksensor immer einen höheren Zählerwert annimmt als alle anderen Zähler. Der größte Wert der sechs Zähler ist daher der von uns benutzte Kanal des CTI-ASIC. Die C-Funktionen zum Auslesen des CTI-ASIC und zur Konvertierung des Zählerwertes in einen Druckwert in bar sind wie folgt:

```

/*****/
int d40_read_pulse(void)
/*****/
{
    unsigned int pul[6] = {0, 0, 0, 0, 0, 0};
    unsigned int i = 0;
    unsigned int j = 0;
    unsigned int t = 0;

    while(D40_OUT == 1); /* Wait for next LOW */
    while(D40_OUT == 0); /* Wait for next HIGH */

```

```

while(i < 6) {
    if(D40_OUT == 1) {
        j = 1;
        pul[i]++;
    }
    else if(j == 1) {
        i++;
        j = 0;
    }
}

/* Find the maximum */
t = pul[0];
for(i = 1; i < 6; i++) {
    if(pul[i] > t) t = pul[i];
}

return t;
}

/*****
float d40_ret_bar(void)
*****/
{
    unsigned int pulse;

    pulse = d40_read_pulse();

    /* Convert pulse by applying the values we got from
       calibrating the pressure sensor.
    */
    return (((float)pulse - D40_OFFSET) * D40_FACTOR);
}

```

Die maximale Pulsbreite wollten wir ermitteln um den möglichen Wertebereich vorab zu kennen. D.h., wir wollen sicherstellen, ob ein 16 Bit-Register der MCU den maximalen Zählerstand eines Kanals aufnehmen kann, ohne daß ein Überlauf verursacht wird. Zur Verifikation dieses Umstands stellten wir einen Kondensator auf maximale Kapazität ein. Wiederum mit Hilfe der Bedienungsanleitung konnten wir dann mittels des Oszilloskops die maximale Wellenlänge bestimmen.

In der Testschaltung haben wir eine maximale Wellenlänge von 18 ms für einen Kanal ermittelt. Als minimale Wellenlänge konnten wir 6 ms ermitteln, sowie eine Wellenlänge von 4 ms für die Sync-Impulse. Es ist allerdings zu beachten, daß die Bauteile und Kabel die Kapazität beeinflussen. Die Benutzung von Trimmkondensatoren ist somit nicht repräsentativ für den letztendlich benutzten Drucksensor. Jede neue Schaltung muß deswegen auch neu kalibriert werden.

Die Kalibrierung der Druckwerte erfolgt nach einem ähnlichem Schema. Es werden mittels zweier Referenzdruckwerte (Druckkammer o.ä.) zwei Stützpunkte ermittelt. Die lineare Steigung der daraus resultierenden Gerade ergibt das Impulse-Druck-Diagramm, das die MCU nach Einlesen der Impulse vom CTI-ASIC umsetzen muß. In Abbildung 4.13 ist ein solches Diagramm aufgezeichnet. Auf der y-Achse ist das Verhältnis von der Kapazität des unbelasteten Sensors (C_0 , ca. 5 pF) zu der maximalen Kapazität (C_X , ca. 16 pF) aufgetragen. Auf der x-Achse ist die Belastung des Sensor aufgetragen. Das Diagramm in dieser Abbildung ist allerdings ideal, weil es die Werte des unkalibrierten Sensors darstellt.

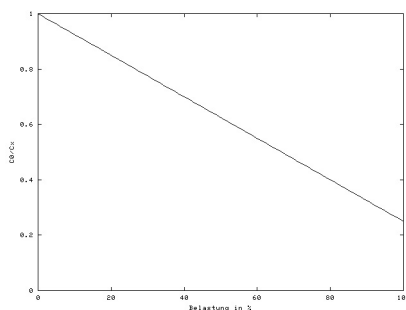


Abbildung 4.13: Druck-Kapazitätsdiagramm des Drucksensors D40.

Temperatursensor

Zur Erfassung der Umgebungstemperatur entschieden wir uns zuerst für das digitale Thermometerelement DS1620 von *Dallas Semiconductor* (s. [Dal95c]). Dieser IC benötigt keine externen Komponenten, alle Teile (Thermoelement, A/D-Wandler, etc.) befinden sich bereits on-chip. Der erfass- und meßbare Temperaturbereich beträgt -55°C bis $+125^{\circ}\text{C}$ in Schritten von $0,5^{\circ}\text{C}$. Dieser Bereich wäre für unsere Anwendung mehr als ausreichend. Neben der reinen Erfassung der Temperatur besitzt der Chip auch die Fähigkeiten eines Thermostats, welche von uns allerdings nicht benutzt wurden. Über ein auf dem Chip befindlichen nicht-flüchtigen Speicher (*Non-Volatile Ram*, NVR) wird ein Konfigurationsregister realisiert. Neben den erwähnten Thermostat-Funktionen wird hierüber auch das Lesen von Status-Informationen und die Wahl des Betriebs-Modus abgehandelt.

Durch weitere Überlegungen und Tests erkannten wir jedoch eine gravierende Schwäche dieses Designs. Der DS1620 ist durch seine Bauform schlecht für die Messung der Wassertemperatur geeignet. Ein direkter Kontakt zum Wasser ist mechanisch nicht realisierbar, da dieses Element nicht über eine entsprechende Einkapselung/Abdichtung verfügt. Eine Durchführung des Sensors durch die Gehäusewand würde nicht nur den Sensor beschädigen, sondern auch ein Eindringen von Wasser ins

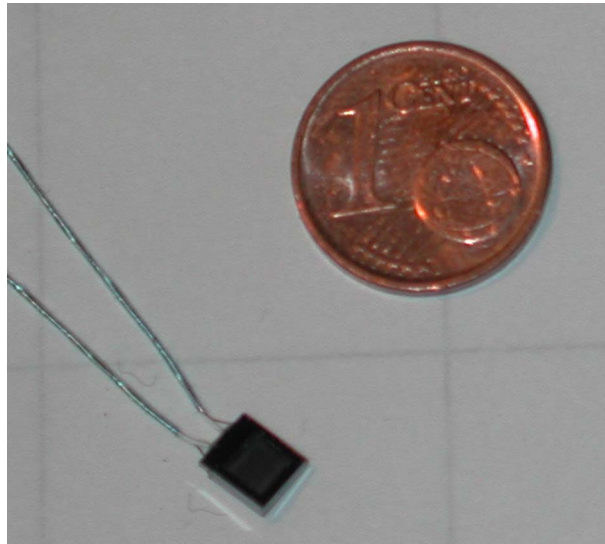


Abbildung 4.14: Der Drucksensor D40 im Größenvergleich mit einer 1-Cent-Münze.

Gehäuseinnere verursachen. Die Temperaturmessung müßte über die Lufttemperaturmessung innerhalb des Gehäuses des Tauchcomputers erfolgen, welche durch die Umgebungstemperatur (=Wassertemperatur) beeinflusst ist. Da aber das Gehäuse aus Kunststoff (Polycarbonat) besteht, welches einen guten Isolator darstellt, wäre eine Latenzzeit von erheblichem Ausmaß die Folge. Eine Verzögerung von 15 Minuten und mehr stellt jedoch im Hinblick auf die Berücksichtigung der Temperatur für eine adaptive Dekompressionsmodellierung eine gravierende Beeinträchtigung dar.

Als Konsequenz tauschten wir den DS1620 gegen einen Silikon-Temperatursensor vom Typ KTY-19 aus (s. [Inf00]), der wasserdicht in ein Metallgehäuse eingekapselt ist. Silikon-Temperatur Sensoren verhalten sich wie temperaturabhängige Widerstände mit positivem Temperaturkoeffizienten (PTC), haben jedoch im Gegensatz zum „klassischen“ PTC-Widerstand bessere Eigenschaften hinsichtlich der „Stabilität“ in der Temperaturabhängigkeit. Metallische PTC-Elemente (z.B. aus Platin oder Manganin) sind auch bei sehr reinen Materialien nicht frei von sog. „Störstellen“ in ihrer molekularen Struktur. Diese Störstellen sind verantwortlich für Schwankungen in der Temperaturabhängigkeit, die bei solchen Materialien prinzipiell linear sein sollte. PTC-Elemente auf Halbleiterbasis sind i.d.R. stabiler, der Widerstandswert nimmt exponentiell mit steigender Temperatur zu (s. [Lün97]).

Die Anbindung an die MCU wird wie beim „Wassersensor“ wieder über einen Spannungsteiler realisiert (s.u.), der an den A/D-Wandler der MCU angeschlossen und ausgelesen wird. Die Kalibrierung ist über ein einfaches Thermometer leicht durchzuführen. Die Interpolation der Werte wird über die im Datenblatt zum KTY-19 spezifizierte Exponentialfunktion vorgenommen.

Mechanisch ist eine Durchführung des gekapselten Elements durch die Gehäusewand des Tauchcomputers notwendig, dies wird aber durch die Bauform des Elements sehr gut unterstützt. Eine direkte, nahezu verzögerungsfreie Temperaturmessung des Wassers ist somit möglich.

In Abbildung 4.17 ist der Sensor im Gehäuse eingebaut zu sehen.

Optische Anzeige

Zur Anzeige der relevanten Daten während und nach einem Tauchgang benutzen wir eine Flüssigkristallanzeigeeinheit (*Liquid Crystal Display*, LCD). Diese Form der Anzeige ist für eingebettete Systeme gebräuchlich, da LCDs sehr wenig Stromaufnahme haben und kostengünstig sind. Im Gegensatz zu den LED-Anzeigen (*Light Emitting Diode*), die einen höheren Stromverbrauch aufweisen, reflektieren LCD-Anzeigen das einfallende Licht nur. Bei wenig bis gar keinem Umgebungslicht ist die Anzeige entsprechend schlecht ablesbar. Viele LCDs bieten deswegen eine LED-Hintergrundbeleuchtung, was aber wiederum den Stromverbrauch erhöht.

Das von uns benutzte Display ist das Modell 16A4 der Firma *Displaytech Ltd.* (s. [Dis02]). Es handelt sich hierbei um ein LC-Display mit 16 Spalten mal 4 Zeilen. Als Display-Controller besitzt das 16A4 einen KS0070B der Firma *Samsung* onboard, welcher auf dem Quasi-Industriestandard HD44780 von der Firma *Hitachi* basiert (s. [Sam02], [Ile97a], [Ile97b]).

Der Controller übernimmt die komplette Ansteuerung des Displays, inklusive Ansteuerung der einzelnen Bildpunkte und dem Refresh. Zur Ansteuerung von außen besitzt das Display eine 8-Bit- parallele Schnittstelle zur Datenübertragung sowie drei weitere Leitungen für Operationsmodi. Der Controller hat einen 8-Bit-ASCII-Code on-chip, wobei die unteren sieben Bit dem Standard-ASCII-Zeichensatz entsprechen. Die oberen 128 Zeichen beinhalten Sonderzeichen wie Umlaute etc. Die ersten acht Zeichen des Zeichensatzes sind vom Benutzer definierbar, werden aber in einem flüchtigen Speicher abgelegt, so daß bei Stromabschaltung die Zeichen neu an den Controller übermittelt werden müssen.

Die Wahl dieses Display erschien uns wegen seines günstigen Preises, der weiten Verbreitung des HD44780-Standards und der geringen Abmessung im Verhältnis zur Ablesbarkeit als angemessen. Ein Abbildung des Displays ist in Bild 4.6 zu sehen.

Der C-Quelltext zur Ansteuerung des Displays ist im Anhang A.3 zu finden. Da der Code etwas umfangreicher ist, hätte er an dieser Stelle die Struktur der Arbeit gestört.

Akustische Anzeige

Zur Anzeige kritischer Zustände wurde ein Piezo-Summer TDB05 in die Schaltung integriert. Kritische Zustände der Dekompressions-Software sind:

- Verletzung der Dekompressionsvorschrift, insbesondere:
 - Überschreiten der Nullzeit

- Mißachtung eines Dekostops
- Zu schneller Aufstieg
- Fehlfunktion der Hardware (Sensoren defekt, o.ä.)
- Batterien nahe der Entladungsgrenze

Der Summer wurde mittels eines Transistors BC547 an einen I/O-Port der MCU angekoppelt. Ein direkter Anschluß an die MCU ist nicht möglich, da die I/O-Ports nur mit $5\ \mu\text{A}$ belastet werden dürfen. Die Stromaufnahme des Summers liegt aber höher (ca. $50\ \text{mA}$).

Kriterium für die Verwendung dieses Summers war einmal mehr der günstige Preis, aber auch die akustischen Eigenschaften. Der Piezo-Summer hat einen Pegel von $80\ \text{dB}$ auf $1\ \text{m}$ Entfernung, der Ton ist verhältnismäßig „unangenehm“, als Warnsignalgeber also sehr geeignet. Zudem ist der Summer mit $12\ \text{mm}$ Durchmesser sehr klein und daher gut für unser Projekt einsetzbar.

Eingabeeinheit

Als manuelles Eingabeelement haben wir einen „Sensorschalter“ konstruiert, wie er auch in kommerziellen Tauchcomputer anzutreffen ist. Der Vorteil eines solchen Sensors ist, daß er nicht nur zur einfachen manuellen Bedienung dient, sondern auch automatisch das Eintauchen in Wasser registrieren kann.

Der Sensor funktioniert nach dem Prinzip eines Spannungsteilers. Ein Spannungsteiler stellt eine Standardschaltung der Elektrotechnik dar und basiert auf dem 2. Kirchhoff'schen Gesetz, auch als „Kirchhoff'scher Maschensatz“ bezeichnet (s. [DKV84]). Die unterschiedlichen Widerstandswerte der menschlichen Haut (ca. $500\ \text{k}\Omega$), des Wassers (ca. $1\ \text{M}\Omega$) und der Luft ($\rightarrow \infty$) bewirken demzufolge eine Änderung des Gesamtwiderstandes der Schaltung, der resultierende Spannungswert wird über den A/D-Wandler des M16C/62 gemessen und ausgewertet. Der A/D-Wandler wird hierbei mit einer 8 Bit Auflösung betrieben. Dies reicht für das Spektrum zu erwartender Spannungswerte aus.

Die Elektroden des Sensors sind in Abbildung 4.18 zu sehen (die zwei Schrauben unten rechts im Gehäuse).

Kommunikationschnittstelle

Als Schnittstelle des Tauchcomputers zu anderen Computersystemen (für Firmware-Updates u.a.) wird eine der in die MCU integrierten UARTs benutzt. In einem ersten Ansatz ist hierbei eine serielle Schnittstelle nach RS232-Standard realisiert worden, da dieser sehr weit verbreitet ist.

Problematisch sind die in diesem Standard vorgesehenen Signalpegel die von -24V bis $+24\text{V}$ reichen. Die UART der MCU benutzt aber TTL-Pegel ($0 - 5\text{V}$), was eine Anpassung erforderlich macht. Zwar ist dies technisch kein Problem, da auch hier Standardkomponenten günstig im Handel zu beziehen sind (bei uns der

MAX232 von *Maxim Inc.*, s. [Inc01]). Jedoch bedeutet diese Pegelhöhe einen stark erhöhten Stromverbrauch. So hat der erwähnte MAX232-Chip einen Verbrauch von 800 mW, die den Tauchcomputer unnötig belasten würden.

Daher haben wir uns für eine Verlagerung dieser Schnittstelle außerhalb des eigentlichen Tauchcomputers entschieden. Die externalisierte RS232-Schnittstelle kann dann bei Bedarf über einen Stecker an den Tauchcomputer angeschlossen und von einer eigenen Stromquelle versorgt werden. So wird zum einen die Verbindung des Tauchcomputers mit anderen Rechnern ökonomischer, zum anderen hat diese Lösung auch den Vorteil, daß andere Schnittstellen leicht in unsere Architektur eingefügt werden können. So ist bspw. der Einsatz eines MAX3131 von *Maxim* für künftige (über diese Arbeit hinausgehende) Weiterentwicklungen geplant, der auf einem Chip nicht nur die RS232- sondern auch eine IrDA-Schnittstelle integriert.

Die Platine für die RS232-Schnittstelle wurde im Gegensatz zur Hauptplatine von uns selber hergestellt. Abbildung 4.15 zeigt die fertige Platine mit allen Komponenten. In Bild 4.16 ist der Schaltplan der RS232-Schnittstelle abgebildet. Links oben im Plan ist der Schaltkreis für die stabilisierte Stromversorgung verzeichnet, der aus einem Spannungsregler und mehreren Abblockkondensatoren besteht. Der rechte Teil des Schaltplans zeigt die Beschaltung des MAX232. Da der MAX232 prinzipiell zwei Kanäle zur Verfügung stellt, haben wir beide Kanäle berücksichtigt, obwohl wir für unseren Tauchcomputer nur einen benötigen.

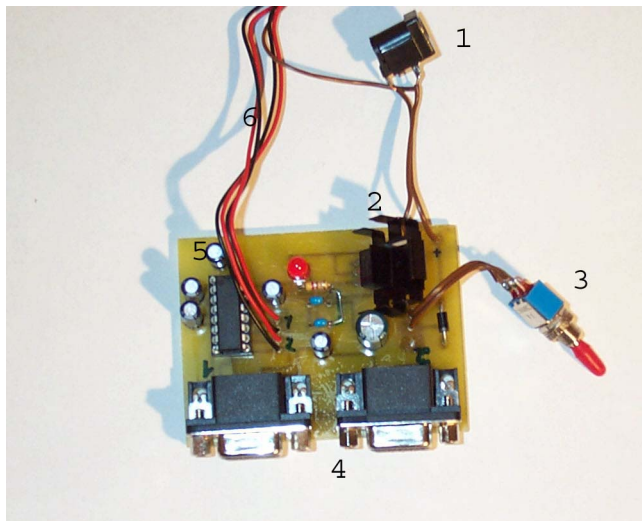


Abbildung 4.15: Fertig aufgebaute RS232-Platine. Die Komponenten: 1) Netzteilanschluß, 2) Spannungsregler, 3) Ein/Aus-Schalter, 4) Zwei neunpolige SubD-Steckanschlüsse für RS232-Schnittstellen, 5) MAX232-Chip, 6) Kabel mit Steckanschlüssen für die UARTs, desweiteren diverse Elektrolytkondensatoren und Kohleschicht-Widerstände.

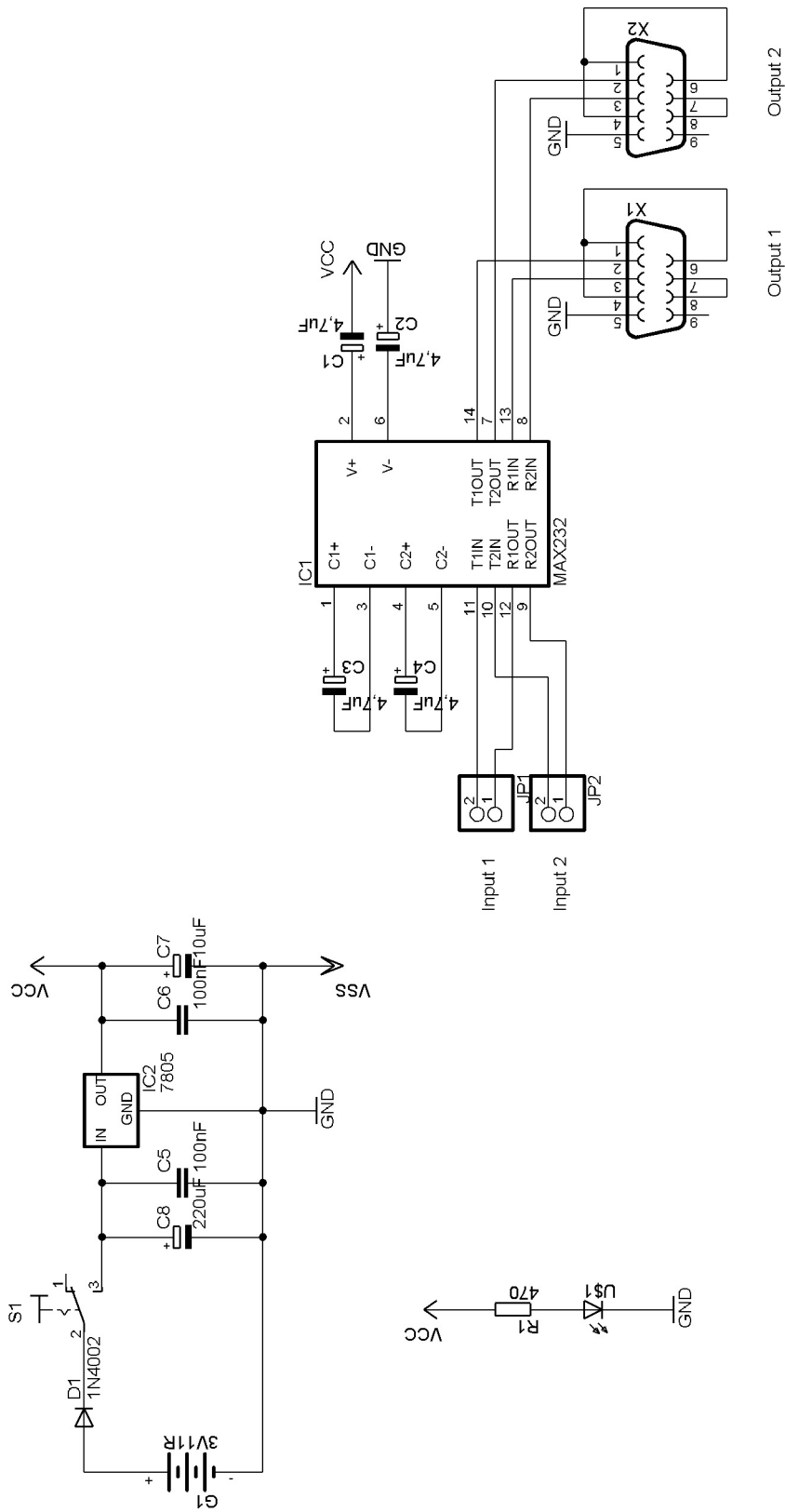


Abbildung 4.16: Schaltplan der RS932-Schmittstelle.

4.2.4 Besonderheiten

Ein Tauchcomputer bringt einige besondere Betriebsbedingungen mit sich, die ein solches System von anderen unterscheidet. In erster Linie beziehen sich diese Besonderheiten auf den Einsatz des Systems unter Wasser. Daher wird im folgenden auf die besonderen Vorkehrungen eingegangen.

Gehäuse

Ein Tauchcomputer muß in einem druckwasserdichten Gehäuse untergebracht sein, aber auch Durchführungen für die Sensoren erlauben. Im Handel erhältliche Gehäuse der Schutzklasse IP68 (nach EN60529: „Schutzarten durch Gehäuse“) sind nur wasserdicht bis in geringe Tiefen bzw. wird durch die betreffende Euro-Norm 60529 keine Klassifikation der Tiefe definiert, sondern dem Hersteller überlassen. Die Norm definiert nur die Klassifikation „Wasserdicht bei dauerhaftem Eintauchen“, aber nicht die Tiefe des Eintauchens.

Es stellte sich heraus, daß im Handel nur sehr eingeschränkt Gehäuse erhältlich sind, die für mehr als 3 m Wassertiefe ausgelegt sind. Die verfügbaren Gehäuse erfüllten zudem unsere Anforderung hinsichtlich Maßen und Materialien nicht.⁶ Eine Anfertigung eines Kunststoffgehäuses hätte aber erhebliche Kosten mit sich gebracht (ca. 1000€), da wir ein Einzelstück fertigen lassen müssten.

Wir haben daher eine Standardausführung der Otterboxtm 1000 der amerikanischen Firma Otter gewählt, die laut Herstellerangaben bis 30 m Wassertiefe einsetzbar ist (s. Abb 4.17). Da wir für unsere Testreihe ohnehin keine Möglichkeiten haben, tiefer als 10 m zu tauchen (s.u.), erschien uns dies adäquat für unsere Konstruktion.

Das Modell 1000 aus der Otterbox-Serie ist leider das kleinste verfügbare Modell. Dadurch wird der Tauchcomputer weniger handlich, als durch die Platinengröße eigentlich möglich wäre. Im Zusammenhang mit den Kosten für ein angefertigtes Gehäuse allerdings ein vertretbarer Kompromiß.

Zusammenbau

Abbildung 4.18 zeigt den fertig zusammengebauten Tauchcomputer. Hinsichtlich der durchgeführten Sensoren mußte die korrekte Abdichtung der Durchführungen gewährleistet sein, um ein Eindringen von Wasser zu verhindern. Dies haben wir durch passende Gummidichtringe an den jeweiligen Sensorbohrungen gewährleistet.

Am 3. November 2002 konnten wir bei einem Tauchgang im Obersauerstausee in Luxemburg auf 26 m Tiefe die Dichtigkeit unserer Konstruktion (die Otterbox mit Durchführungen für die Sensoren) verifizieren. Bei einem halbstündigem Aufenthalt auf dieser Tiefe wurde kein Eindringen von Wasser ins Gehäuse festgestellt.

⁶Für einen Tauchcomputer wird ein handliches Gehäuse mit mindestens einer durchsichtigen Gehäusewand benötigt, so daß das Display ablesbar ist. Außerdem soll das Gehäusematerial Bohrungen zulassen ohne zu splintern.

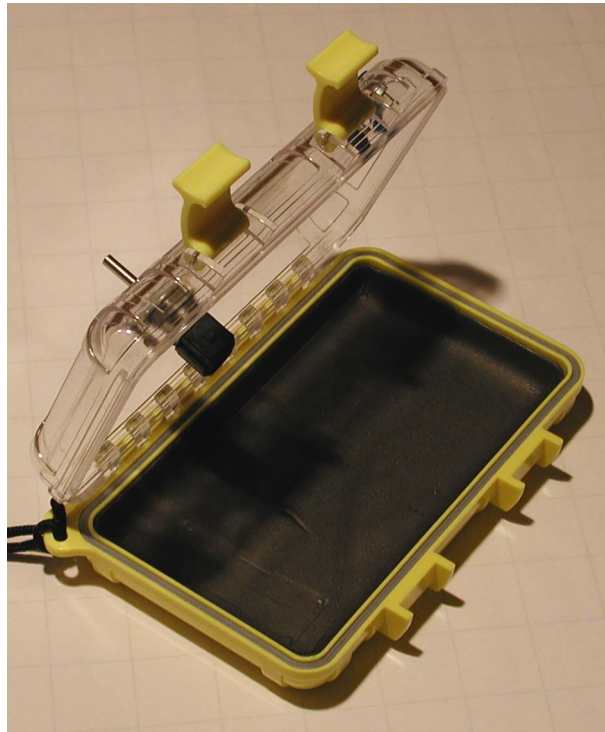


Abbildung 4.17: Die Otterbox 1000, bereits mit Durchführung der Sensoren.

4.3 Software

Wir wollen nun auf die Software-Architektur unseres Dekompressionsrechners zu sprechen kommen. Zur Programmierung des M16C-Mikrokontrollers benutzen wir den ANSI-C-Compiler NC30 in Version 2.0 der Fa. Mitsubishi.⁷ Der Compiler ist frei verfügbar und wird mit dem Quelltext der Standard-C-Bibliothek ausgeliefert, dies ermöglicht ein Anpassen/Optimieren der Standard-Funktionen. Allerdings verzichten wir weitestgehend auf den Gebrauch der Bibliotheken. Lediglich die Funktion zur Berechnung des Logarithmus und zur seriellen Kommunikation wird eingesetzt. Die Logarithmusfunktion ist in der Bibliothek bereits optimal implementiert (vgl. [Sch83] und [Has70]),⁸ nur die Routinen zur seriellen Kommunikation wurden von uns angepaßt (s.u.).

In Abbildung 4.19 ist ein Transitionsdiagramm unserer Tauchcomputersoftware

⁷Zu den Auswahlkriterien s. Abschn. 4.2.1

⁸d.h., daß nach unserer Recherche die in den beiden Literaturreferenzen angegebenen Algorithmen zur Berechnung des Logarithmus optimal sind und in der Bibliothek des Compilers implementiert wurden, wovon wir uns durch Einsichtnahme in den Quellcode der Bibliothek überzeugen konnten

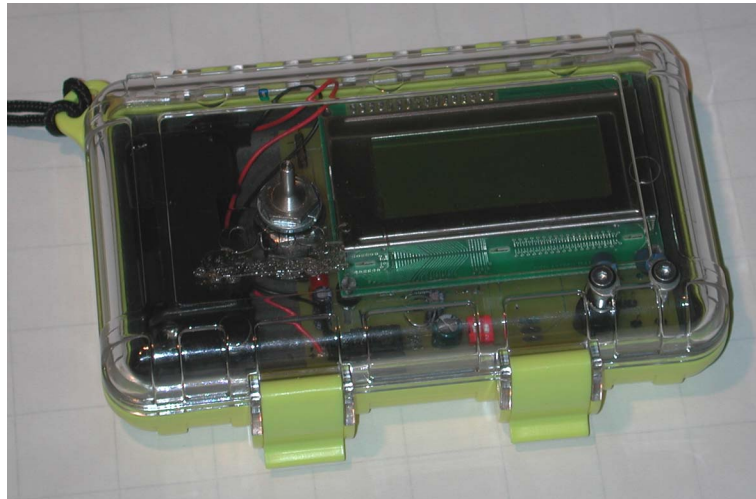


Abbildung 4.18: Der zusammengebaute Tauchcomputer.

aufgezeichnet. Der laufende Betrieb des Tauchcomputers besteht im wesentlichen aus drei Zuständen:

1. Menü
2. Oberflächenpause (OFP)
3. Tauchgang (TG)

Endzustände sind keine eingezeichnet, da der Tauchcomputer möglichst immer in Betrieb sein sollte um z.B. die Entsättigung nach einem Tauchgang zu berechnen oder die Reise in Bergregionen zu registrieren.

Wir werden im folgenden alle im Diagramm genannten Zustände und die Übergangsbedingungen besprechen. Der Programmcode der „Hauptschleife“ – d.h., des Teiles unseres Software, der für die Zustandsübergänge verantwortlich ist – ist am Ende dieser Betrachtung aufgelistet. Der Programmtext für die einzelnen Zustände ist in den jeweiligen Abschnitten aufgeführt.

4.3.1 Zustand Init

Nach dem **Power On**, dem Einschalten, wird die Soft- und die Hardware initialisiert. Die Initialisierung der Hardware erfordert in erster Linie eine Reihe von Konfigurationsbefehlen für den Mikrokontroller sowie die Initialisierung der Peripherie (LCD, AD-Wandler, etc.).

Der von uns eingesetzte 16 Bit-Mikrokontroller M16C kann durch eine Reihe von Befehlen seinen Stromverbrauch reduzieren. Es werden von uns folgende Einstellungen vorgenommen (vgl. [Mit02]):

- Alle nicht benutzten I/O-Ports werden auf „Output“ gestellt, d.h., in die Konfigurationsregister der Ports werden die Werte geschrieben, die den Port den Betrieb als Ausgabeport vorschreiben. Der vorteilhafte Effekt dieser Maßnahme besteht darin, daß zu dem Port im Output-Modus kein Pullup-Widerstand parallel geschaltet wird, und somit keine Last (d.h. kein Stromverbrauch) erzeugt wird.
- Der M16C erlaubt den Einsatz zweier Taktgeber, der Main- und der Sub-Clock. Als Main-Clock benutzen wir einen 16 MHz Quartz und für die Sub-Clock einen 32,768 kHz Quartz. Dadurch lassen sich mit den eingebauten Timern Takte von 65,5 ns bis 1 ms erzeugen. Für die Sub-Clock ist aufgrund der geringeren Impedanz und Stabilität intern im M16C ein Kondensator parallel geschaltet, der Schwankung während der Startphase abdämpfen soll. Nach einer kurzen Stabilisierungsphase kann dieser Kondensator vom Stromkreis abgekoppelt werden. Hierzu ist ein spezielles Register im M16C vorgesehen, der die Impedanz (und damit den Verbrauch) des Sub-Clock Anschlusses senkt.
- Wird der Digital-Analog-Wandler (Digital-Analog-Converter, DAC) des Mikrokontrollers nicht benutzt, empfiehlt es sich, diesen zu deaktivieren, da dessen Ports hochohmig sind. Durch die Deaktivierung werden die Lastwiderstände umgangen, dies senkt den Stromverbrauch.

Ferner wird im `Init`-Zustand das LCD-Modul initialisiert. Hierbei wird lediglich der Betriebsmodus festgelegt, das Display wird noch nicht aktiviert. Der Betriebsmodus legt Zeichengröße, Adressierung und Sonderzeichen fest.

Hinsichtlich der Dekompressionsberechnungen werden von uns einige Parameter mittels vorberechneter Konstanten initialisiert, die uns im Betrieb während des Tauchgangs überflüssige Berechnungen ersparen. Da wir in festen Zeitintervallen den Druckwert unseres Drucksensors abfragen, läßt sich der letzte Term aus Gleichung 3.8 vorberechnen.

Die Auflistung des Programmtextes für diesen Zustand wäre für die Diskussion nicht sehr interessant, da hier nur Zuweisungen und Initialisierungen vorgenommen werden. Aus dem Zustand `Init` gehen wir dann direkt in den Zustand `OPF` über.

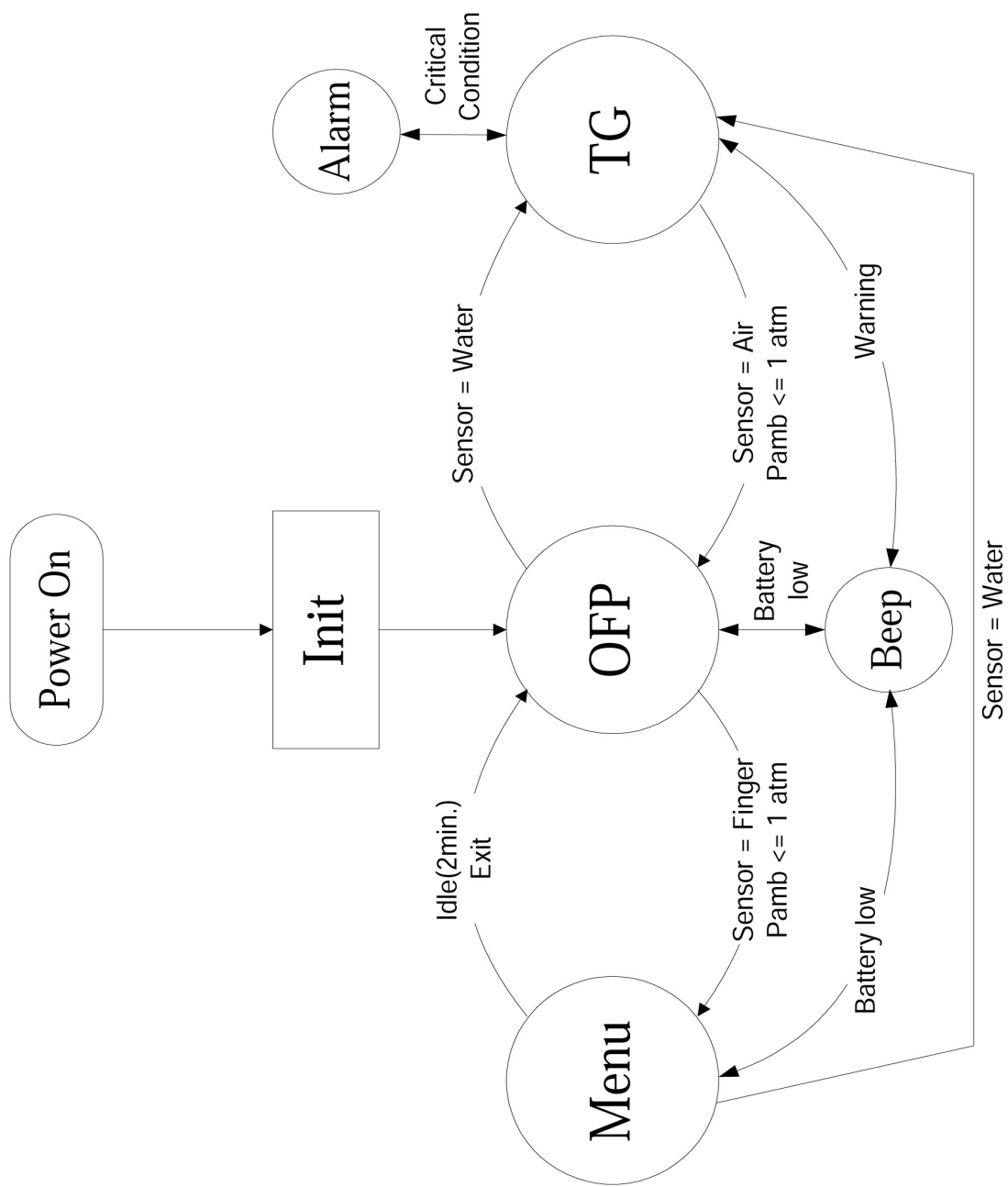


Abbildung 4.19: Transitionsdiagramm der Implementierung.

4.3.2 Zustand OFP

Während der Oberflächenpause (OFP) bleibt das Display deaktiviert. In diesem Zustand beträgt die Abtastrate des Drucksensors 1 / 10 min. In diesem Takt wird dann auch Gleichung 3.8 berechnet, wodurch zum einen die Entsättigung der Gewebe während der Oberflächenpause adäquat behandelt wird, zum anderen wird so der Wechsel in höhere Regionen (Bergsee etc.) registriert und die veränderten Sättigungsverhältnisse des Körpers aufgrund des verminderten Oberflächenluftdrucks berücksichtigt.

Ähnlich wie im Zustand TG wird die zeitliche Abfolge über einen zeitgesteuerten Interrupt realisiert. Während im eigentlichen Programmtext kontinuierlich der Wert des Wassersensors abgefragt wird, ist der interne Timer des M16C so eingestellt, daß alle 10 min ein Software-Interrupt seitens des Prozessor ausgelöst wird.⁹ In der Interrupt-Service-Routine (ISR) wird dann die Berechnung der Sättigungsgleichung vorgenommen.

Mehr Aufgaben werden im Zustand OFP nicht bewältigt. Das Display ist deaktiviert, um die Lebensdauer der Batterien zu verlängern. Auch der Druck- und Temperatursensor sind deaktiviert. Der Drucksensor (vielmehr der CTI-ASIC zur Bewertung des Sensors) wird für die Dauer der ISR wieder in Betrieb genommen.

Wenn über den Wassersensor ein Eintauchen in Wasser registriert wird, dann geht die Software umgehend in den Zustand TG über. Allerdings kann es zu einer geringen Latenz kommen, wenn die Software sich noch in der ISR befindet. Da in diesem Zustand nur wenig Berechnungen vorgenommen werden, ist die Latenzzeit minimal (im Bereich von Millisekunden).

Wenn der Wassersensor das Auflegen der Finger auf die Elektroden registriert, dann geht das Programm in den Zustand Menu über. Nachfolgend der C-Kode des Zustandes OFP.

```

/* ISR for Timer A1. Handles the surface interval
   by adding up the minutes and calculating the
   saturation every ten minutes. The variable 'cnt'
   is global, so we can use the info for RGBM in
   a different routine.
*/
void TimerA1int(void)
{
    float p;

    /* Count minutes */
    if(cnt >= INT_MAX) cnt = 0;
    else                 cnt++;

```

10

⁹In Wirklichkeit wird der Interrupt alle 60 sec ausgelöst; der Timer hat eine Registerbreite von 16 Bit, die hierdurch größte darstellbare Zahl ist 65535. Wie erwähnt ist der längste Zeittakt der Sub-Clock 1 ms. Also haben wir den Timer auf 60000 gestellt, wodurch alle 60 sec ein Interrupt verursacht wird. Über einen Zähler prüfen wir, ob zehnmal hintereinander ein Interrupt ausgelöst wurde, dies ergibt die 10 Minuten-Intervalle.

```
/* Ten minutes ? */  
if((cnt % 10) == 0) {  
    p = d40_ret_bar(); /* Get current surface pressure */  
    ofp(p);           /* Calculate current saturation */  
}  
}
```

20

4.3.3 Zustand Menu

In diesem Zustand wird das Display aktiviert und die *Flugverbotszeit* zur Anzeige gebracht. Außerdem wird über die serielle Schnittstelle ein Menü angeboten, das verschiedene Optionen zur Auswahl stellt. In unserem Tauchcomputer beschränken wir uns dabei auf die Optionen zum Download der Tauchgangsdaten und einer Option zum Abbruch des Menüs (s. Abb. 4.20). Für weitergehende Entwicklungen wären zusätzliche Optionen denkbar, etwa die Einstellung des Gasgemisches und/oder Manipulation der Parameter a und b des ZHL-Modells. Mangels Testmöglichkeiten haben wir auf diese Optionen verzichtet.

Wenn innerhalb einer Minute keine Option ausgewählt wird, dann bricht die Software automatisch ab und kehrt in den Zustand **OFFP** zurück. Damit soll eine Blockade anderer Zustände und eine übermäßige Belastung der Batterien durch das aktivierte Display verhindert werden. Der zeitgesteuerte Abbruch wird abermals durch einen Timer-Interrupt implementiert.

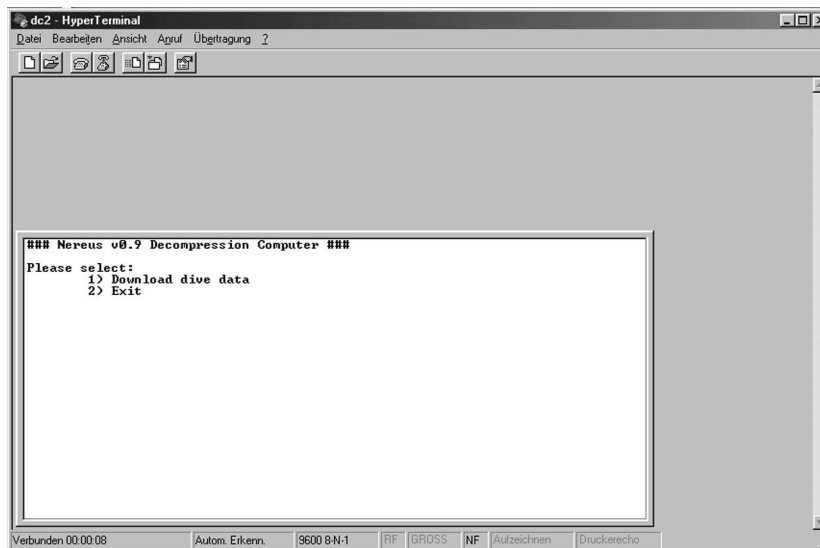


Abbildung 4.20: Menü zum Datendownload über die serielle Schnittstelle hier über das Hyperterminal-Programm in MS-Windows 98.

Für das Speichern der Tauchgangsdaten wollten wir ursprünglich den integrierten

FLASH-ROM-Speicher des M16C benutzen. Dieser ist 256 KB groß, und da das Kompilat unseres Tauchcomputer-Codes lediglich ca. 70 KB belegt, wäre ausreichend Platz zur Rückhaltung der Tauchgangsdaten vorhanden gewesen.

Leider stellte sich im Zuge der Softwareentwicklung heraus, daß sich der FLASH-Speicher des M16C nur im Programmier-Modus des Mikrokontrollers beschreiben läßt. In diesem Modus wird über ein externes Programm (den Flash-Loader) die vom Mikrokontroller auszuführende Software aufgespielt. Es kann daher in diesem Modus keine Software ausgeführt werden, da ein Programm aus dem ROM des M16C ausgeführt wird, der die Überspielung ins FLASH-ROM steuert. Somit ist das FLASH-ROM von der selbstentwickelten Software nicht zugreifbar, eine Verwendung als Datenspeicher damit auch nicht realisierbar. Um ein externes FLASH-ROM in unsere Schaltung zu integrieren, reichte die Zeit nicht mehr, da das Projekt schon sehr weit fortgeschritten war und hardwareseitig alle Komponenten fertiggestellt waren.

Folglich werden die Daten im RAM abgelegt und von dort heruntergeladen. Das RAM des M16C beträgt nur 20 KB, dadurch ist eine starke Einschränkung gegeben. Wir tasten den Drucksensor alle 3 sec ab. Hinterlegt im Datenspeicher werden sollen die Temperatur und die Tiefe zu dem jeweiligen Zeitpunkt. Unser Format sieht wie folgt aus (s. auch Abb. 4.21): wir benutzen eine 16 Bit-Zahl für jedes Wertepaar Temperatur/Tiefe. Das Format ist in Little-Endian-Darstellung, wovon die oberen 6 Bits für die Temperatur (Wertebereich 0 – 64° C) und die niederen 9 Bits für die Tiefe (entspricht einem Wertebereich 0 – 511 Meter). Da der von uns eingesetzte Drucksensor bis 40 bar (= 390m Wassertiefe) reicht, und ein Tauchgang in einem Gewässer außerhalb dieses Temperaturbereichs eher unwahrscheinlich ist, genügt diese Darstellung. Haben wir nun bspw. 10 KB RAM zur Verfügung, könnten wir darin für nur ca. 28 min Tauchgangsdaten ablegen. Der verfügbare Platz im RAM wird etwas höher sein, aber selbst bei maximaler RAM-Ausnutzung (20 KB) kämen theoretisch nur 56 min Tauchzeit zustande, dies könnte sich in der Praxis als nicht ausreichend erweisen. Aufgrund der erwähnten Umstände ist dies aber leider nicht anders lösbar.

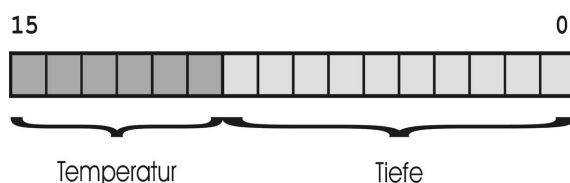


Abbildung 4.21: Datenformat für den Tauchgangsdatendownload.

Als „Notlösung“ werden wir daher pro Zeiteinheit nur einen 8 Bit-Wert speichern, und zwar die Tiefe. Der Wertebereich von 0 – 255 Metern ist für unseren Prototyp ohne weiteres akzeptabel, da wir diesen ohnehin nicht in größeren Tiefen als 30 m testen werden/können. Die Temperatur werden wir während des Tauchgangs auf-

zeichnen. Für den Datenspeicher werden wir nur die minimale und die maximale Temperatur speichern und an den Anfang des Datenblocks stellen. Dadurch werden lediglich 2 Byte Speicherplatz benötigt.

Die Aufzeichnung der Tauchgangsdaten beginnt ab einer Wassertiefe von 0,5 m um ein irtümliches Eintauchen des Tauchcomputers (z.B. beim Abspülen des Gehäuses mit Süßwasser nach einem Salzwassertauchgang) in Wasser nicht mitaufzuzeichnen. Der Anfang des Datenblocks wird mit 0x0 gekennzeichnet, das Ende mit 0xFF.

Wenn die Option „Abbrechen“ im Menü gewählt wird oder die Zeit von einer Minute ohne Aktivität abläuft, dann wird in den Zustand **OPF** zurückgekehrt. Wenn während des Zustandes **Menu** ein Eintauchen in Wasser festgestellt wird, dann wird in den Modus **TG** gewechselt.

Der Compiler NC30 hat zum Zwecke der seriellen Kommunikation die ANSI-C Funktionen `printf`, `fprint`, `scanf`, etc. für die Eingabe/Ausgabe auf die *Universal Asynchronous Receiver-Transmitter* (UART) des Mikrokontrollers umgeleitet. D.h., das Senden von Zeichen über die serielle Schnittstelle erfordert lediglich einen Aufruf der `printf`-Funktion. Allerdings ist der Empfang von Zeichen blockierend, d.h., die Funktion `getchar` blockiert die weitere Ausführung des Programms bis Daten über die UART eingehen.

Dieses Verhalten würde unseren Betrieb empfindlich stören, da z.B. im Zustand **Menu** das aufgerufene Menü zum Datendownload nur durch Tastendruck verlassen werden könnte. Ein Eintauchen ins Wasser würde so während **Menu** nicht registriert werden, da die Software weiter auf eine Eingabe über die UART wartet, und so die Fallbehandlung unterbindet. Daher haben wir die Implementation der Funktion `getchar` dahingehend abgeändert, daß nicht auf eine Eingabe gewartet wird, sondern bei leerem UART-Eingabepuffer aus der Funktion mit Rückgabewert 0 zurückgekehrt wird.

Der Programmtext zu diesem Zustand ist am Ende des Abschnitts zu finden, da er Teil der „Hauptschleife“ ist.

4.3.4 Zustand TG

Durch den Zustand **TG** wird die Situation eines Tauchgangs behandelt. In diesem Zustand bleibt das Display ständig angeschaltet, um dem Taucher die Information über die Umgebungstemperatur, die Tiefe und die verbleibende Nullzeit, bzw. die Daten zum Deko-Stopp, anzuzeigen.

Die Hauptschleife dieses Moduls besteht daraus, die Temperatur abzulesen und anzuzeigen. Parallel dazu ist über einen Timer ein Software-Interrupt eingestellt, der alle 3 sec ausgelöst wird. In der ISR hierzu wird die Berechnung der Nullzeit (bzw. der Deko-Stufen), der CNS-Clock (s. Abschn. 2.3.2), und der kritischen Partialdrücke (Sauerstoff/Stickstoff) vorgenommen, so wie in Abbildung 4.1 dargestellt.

Die notwendigen Werte zur Berechnung der Nullzeit bzw. Deko-Stufen, werden ebenfalls in diesem Modul berechnet und gespeichert. Dies umfasst die Werte des ZHL als auch des RGBM (s. Abschn. 4.1.3).

Zur Berechnung von Nullzeit und Deko-Stufen haben wir bereits einige Überlegungen in vorhergehenden Abschnitten angestellt, daher wollen wir nur eine kurze Zusammenstellung vornehmen.

Die Berechnung der Dekompressionsvorschrift vollzieht sich nach dem in Abbildung 4.1 aufgelisteten Algorithmus. Die Berechnung der Deko-Stufen wird nach dem Algorithmus in Abbildung 4.3 vorgenommen.

Eine Reihe von Werten kann vorab berechnet werden: die $p_{\text{NFT}}(i)$ und der letzte Term aus Gleichung 3.8, $1 - 2^{-\frac{t}{\tau}}$. Letzteres ist möglich, weil t konstant ist (= 3 Sekunden), genau wie τ (jeweilige Halbwertszeit). Die vorberechneten Werte werden als Konstanten in die Header-Datei des ZHL-Moduls aufgenommen. Die Werte für $p_{\text{NFT}}(i)$ müssen allerdings u.U. neu berechnet werden, da aufgrund des RGBM die Parameter a und b im Laufe der Tauchgänge verändert werden (s. Abschn. 4.1.3). Die zur Berechnung des RGBM nötigen Parameter werden, genau wie die des ZHL-16, in globalen Variablen gespeichert.

Wir hatten im Laufe dieser Arbeit desöfteren die Sicherheitsmargen/-strategien angesprochen. Ein Blick auf Tabelle A.1 zeigt, daß wir die in Bühlmanns Buch (s. [BVN02]) aufgeführten Parameter benutzen, obwohl diese nicht sehr konservativ sind. Allerdings sind die Faktorisierungen der ZHL-Parameter durch das RGBM bereits eine starke Reduzierung des Modells von Bühlmann. Wenn wir einen marktreifen Tauchcomputer entwickelten, dann würden wir wesentlich konservativere Parameter gebrauchen. Allerdings reicht die Sicherheit für einen Prototypen, wie wir ihn konstruiert haben, aus. Wir möchten aber kurz zwei Ansätze für Sicherheitsmargen ansprechen.

Bekannt aus der Literatur sind die „J-Factors“ (s. [Asp02]) oder das von Eric Baker entwickelte „Gradient Factor“-Konzept (s. [Bak98a]). Die genaue Herkunft des „J“ in „J-Factor“ ist leider nicht bekannt. Das Konzept ist recht einfach: Man wähle einen Prozentsatz und berechne die Tauchgangswerte so, daß immer der originale Wert um den Prozentsatz zum schlechteren Wert verändert wird. Wählen wir z.B. einen Prozentsatz von 10% aus, und unternehmen einen Tauchgang auf 30 msw für 50 min, so berechnen wir den Tauchgang, als ob wir für 55 Minuten auf 33 msw tauchten.

Die „Gradient Factors“ von Baker sind ähnlich einfach. Baker setzt den *Gradient Factor* (GF) ein, um die Parameter M_0 und ΔM des Workman-Modells, bzw. die Parameter a und b des Bühlmann-Modells zu reduzieren. Der maximal tolerierte Umgebungsdruck lautet somit:

$$p_{\min} = \frac{p_t - GF \cdot a}{\frac{GF}{b} - GF + 1} \quad (4.29)$$

mit $0 \leq GF \leq 1$.

Der C-Quelltext für die ISR:

```

/* ISR for Timer A0, handles calculation of decompression
   rule.
*/
void TimerA0int(void)
{
    unsigned int NDL;
    char      tmp[6];
    float      p;
    unsigned int min;
    unsigned int m;
    asm( "\tFSET I"); /* Enable interrupt */

    /* Record time of dive */
    if(divetime.tm_sec + 3 > 59) {
        if(divetime.tm_min + 1 > 59) {
            divetime.tm_min = 0;
            divetime.tm_hour++;
        }
        else divetime.tm_min++;
        divetime.tm_sec = divetime.tm_sec - 57;
    }
    else divetime.tm_sec += 3;

    /* Read pressure sensor */
    p = d40_ret_bar();

    /* Calculate NDL */
    NDL = ndl(p);

    if(NDL > 0) {
        /* Print NDL */
        sprintf(tmp, "%.2f", (p * 10.0) - 10.0);
        gotoxy(8,4);
        printline(tmp, 5);
        if(NDL > 100) NDL = 99;
        gotoxy(8,3);
        printnum(NDL, 4);
    }
    else { /* Calculate Deco-Stop */
        /* Print new data mask */
        gotoxy(1,4);
        prinline("Deko: ",6);
        gotoxy(9,4);
        printline("min, ",4);
        gotoxy(13,4);
        print('m');

        calc_deco(&min, &m);
        /* Print deco data */
        gotoxy(7,4);
    }
}

```

```
    printnum(min,2);
    gotoxy(11,4);
    printnum(m,2);
  }
}
```

4.3.5 Zustände „Alarm“ und „Beep“

Diese beiden Zustände dienen zur akustischen Anzeige kritischer Betriebszustände der Hardware bzw. zur Warnung vor Verletzungen der Austauschvorschriften.

Kritische Betriebszustände werden in den Zuständen **OFP** und **Menu** durch ein zweifaches kurzes Signal (=Beep) angezeigt. In diesen Zuständen wird nur auf ein Annähern an die Entladegrenze der Batterien der akustische Warnhinweis ausgelöst, da in diesen Modi an der Oberfläche keine kritische Situation vorliegt, bei der ein Versagen des Tauchcomputers durch Stromausfall gravierende Folgen hätte.

Der Zustand **Alarm** wird per durchgehendem Dauerton angezeigt. Anlaß für einen solchen ist das Annähern der Batterie an die Entladegrenze im Zustand **TG**, d.h., während eines Aufenthaltes unter Wasser. In diesem Fall muß der Tauchgang unverzüglich abgebrochen werden; die Reserve der Batterie wird für den Auftauchvorgang noch ausreichen.

Der Zustand **Alarm** wird ebenfalls während des Zustandes **TG** ausgelöst, falls dreimal Warnhinweise (mittels **Beep**) nicht befolgt wurden. D.h., es traten dreimal kritische Situationen auf, ohne daß eine Reaktion seitens des Tauchers zu erkennen ist. Kritische Situationen sind:

1. Zu schnelles Auftauchen (schneller als 10 m/min)
2. Überschreiten der Nullzeit
3. Mißachtung des Deko-Stops
4. Überschreiten einer kritischen Tiefe (Stickstoffnarkose, Sauerstofftoxizität)

Wenn z.B. der Taucher die Nullzeit überschreitet, dann wird einmal **Beep** ausgelöst. Wenn er daraufhin die angezeigten Deko-Stops mißachtet, dann wird für jedes Mißachten ein **Beep** ausgelöst. Beim zweiten Mißachten des Deko-Stops wird **Alarm** ausgelöst (weil einmal Nullzeit überschritten, zweimal Deko-Stopp mißachtet). Damit wird dem Taucher die Notwendigkeit eines Deko-Stops noch mal dringlichst vermittelt, er muß dann ggfs. wieder abtauchen, um den Deko-Stopp nachzuholen. Wenn die kritische Situation beseitigt ist, dann endet der Dauerton .

Programmtext im eigentlichen Sinne ist an dieser Stelle nicht aufführbar, da der Wechsel in einen der Zustände innerhalb der jeweiligen anderen Programmfunktionen vorgenommen wird. Wir haben diese Aufrufe allerdings zumeist wegen der besseren Lesbarkeit der abgedruckten Codefragmente entfernt. Die beiden Zustände sind ohnehin algorithmisch nicht sehr interessant.

Wir wollen daher abschließend die „Hauptschleife“ der Tauchcomputer-Software auflisten. Hierin sind die Zustände **Menu**, **0FP** und **TG** implementiert. Die Funktionen die in dieser Hauptschleife aufgerufen werden, sind zumeist an früherer Stelle dokumentiert worden.

```

/*
  Main Loop of the diving computer software. First the AD-Converter (ADC)
  gets checked, to determine if a state shift is necessary.
  According to the state, one out of three timers is set:
  TimerA0: set to 3 sec, ISR will calculate No-Decompression-Limit (NDL)
  TimerA1: set to 1 min, ISR will handle Surface Intervall
  TimerA4: set to 1 min, ISR will handle idle time in Menu mode
  (Timers A2 and A3 are used by other routines to produce delays in the
  code)
*/
                                                                    10
while(1) {
  /* Check ADC */
  adcon0 = 0x00; /* Set ADC to water-sensor */
  adst = 1;      /* start ADC */
  delay_ms(1000); /* wait until conversion is done */
  tmp = ad0l;    /* read ADC register */

  if( (tmp < 240) && (tmp > 40) && (mode != 'F')) { /* Finger */
    /* Make sure all other timers are stopped */
    stopTimerA0();
    stopTimerA1();
    stopTimerA4();
                                                                    20

    mode = 'F';
    flg = 0;
    /* Erase display */
    issuecommand(CMD_DISPLAY_CURSOR_ON|CMD_DISPLAY_ON);
    gotoxy(1,1);
    printline("          ", 16);
    gotoxy(1,2);
    printline("          ", 16);
    gotoxy(1,3);
    printline("          ", 16);
    gotoxy(1,4);
    printline("          ", 16);
                                                                    30

    /* Set new text on display */
    gotoxy(1,4);
    printline("FVZ: ", 4);
                                                                    40

    /* calculate No-Flight-Time */
    p = d40_ret_bar();
    fvzeit = fvz(p);
    gotoxy(6,4);
    if(fvzeit == 0) printline("0K", 2);
    else {
      printnum(fvzeit, 2);
      gotoxy(9,4);
    }
  }
}

```



```

    stopTimerA1();
    stopTimerA4();
    mode = '0';
    startTimerA1();

    /* Everything else is done in ISR */
}

```

110

```

    /* Check temperature and display it */
    adcon0 = 0x01; /* Set ADC to Temperature-Sensor */
    adst = 1; /* Start ADC */
    delay_ms(1);
    tmp = ad11 * 0.1; /* Convert ADC to temperature */
    if(mode == 'W') { /* Only print temperature if in water */
        gotoxy(8,1);
        printnum(tmp,3);
    }
    adcon0 = 0x00; /* Set ADC to Water-Sensor */

```

120

```

    /* Conduct RGBM calculations */
    rgbm();
}

```

4.4 Testreihen

Am 19. November 2002 unternahmen wir eine Reihe von Tests im Tauchturm der Berufsfeuerwehr in Frankfurt-Nied. Hier hatten wir eine Tiefe von knapp 11 m zur Verfügung, um den Tauchcomputer unter realen Bedingungen zu testen.

Wir verbrachten den Tauchcomputer auf ca. 10 m Wassertiefe. Dieser zeigte eine korrekte Berechnung der Nullzeit auf dieser Tiefe. Naturgemäß ist auf dieser Tiefe die Nullzeit recht lang, insbesondere da wir keine hohen Sicherheitsmargen implementiert haben. Deswegen haben wir den Rechner auf der Tiefe belassen und sind wieder aufgetaucht. Nach ca. 30 min sind wir wieder abgetaucht und haben den Rechner an die Oberfläche gebracht, um den Zustand OFP zu testen (s.o.). Nach gut 10 min Oberflächenpause haben wir den Tauchcomputer erneut auf 10 m Tiefe transportiert. Die Vorsättigung des vorgehenden Tauchgangs wurde korrekt miteinberechnet. Um den Ablauf der Nullzeit zu verfolgen, mit anschließender Berechnung der Deko-Stufen, ließen wir den Rechner nach kurzer Zeit wieder am Grund des Tauchturms zurück. Nach ca. 2 Stunden kehrten wir zum Rechner zurück, die Nullzeit war aufgrund unserer ZHL-Parameter aber noch nicht abgelaufen. Da wir den Tauchturm nur von 17.00 Uhr bis 21.00 Uhr zur Verfügung hatten, mußten wir den Test auf Grund der fortgeschrittenen Zeit abbrechen.

Die Funktionalität der Software zu testen war allerdings nicht unser erklärtes Ziel an diesem Testtag. In erster Linie kam es uns auf die Funktion der Hardware/Software-Schnittstelle an, wobei die Mechanik (Gehäuse etc.) im Vordergrund stand. Dies ist uns durch die Tests in Frankfurt und Luxemburg gelungen.

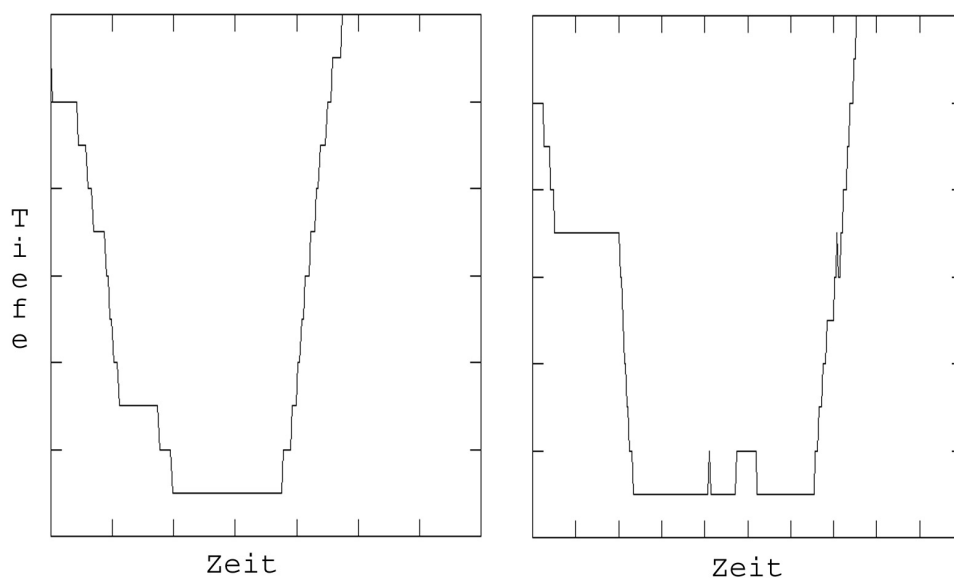


Abbildung 4.22: Profil der Testtauchgänge

Abbildung 4.22 zeigt das Profil der Testtauchgänge. Bei beiden Bildern ist der Druck gegen die Zeit aufgetragen, die linkere obere Ecke des jeweiligen Profils stellt die Tiefe 0 m zum Zeitpunkt 0 min dar. Durch mitgeführte kommerzielle Tauchcomputer konnten wir die Korrektheit der Tiefenangaben während des Tauchgangs verifizieren. Die Angaben hinsichtlich der Nullzeit waren naturgemäß von unserer Konstruktion stark abweichend.

Insgesamt erwiesen sich Gehäuse und Display als wenig geeignet für den Einsatz. Das Gehäuse hielt zwar dicht, die Verschlüsse waren aber aufgrund des höheren Außen- und geringeren Innendrucks weniger stabil. Da die Verschlüsse dadurch unter geringerer Spannung standen, war auch weniger Kraft zur Öffnung derselben notwendig als an der Oberfläche. Es hätte daher schon ein leichtes „hängenbleiben“ ausgereicht um die Verschlüsse zu öffnen. Das machte die Tests etwas aufwendiger, da auf diesen Umstand besondere Rücksicht genommen werden musste.

Das Display erwies sich als etwas kontrastarm. Im gut beleuchteten Tauchturm stellte dies kein allzu großes Problem dar. Bei schwächerem Umgebungslicht dürfte dies jedoch eine echte Einschränkung darstellen. Zwar besitzt das Display eine Hintergrundbeleuchtung, diese verbraucht jedoch unmäßig viel Strom (maximal 1774 mW, lt. Datenblatt) und kann daher nur kurzzeitig eingesetzt werden.

Die Abbildung 4.23 zeigt die Infrastruktur des Tauchturms. Wie zu sehen ist, bietet die Einrichtung eine hervorragende Testumgebung. Der Turm stellt konstante Umweltfaktoren zur Verfügung, d.h., Beleuchtung und Temperatur sind gleich-

bleibend und es existiert keine Strömung und/oder Wellengang. Insbesondere für einführende Tests ist dies ein hoher Vorteil, da so konstante und vergleichbare Testergebnisse zu erzielen sind. Zudem ist die Wassertemperatur von ca. 30° C sehr angenehm und macht damit auch längere Tests möglich, ohne daß die Testperson mit einer Unterkühlung rechnen müßte.

In Abbildung 4.24 sind Bilder von den Testtauchgängen zu sehen. Bildteil (b) zeigt den Tauchcomputer im Betrieb. Es sind Temperatur, verbleibende Nullzeit und Tiefe angezeigt (von oben nach unten). Die vom Tauchcomputer gesammelten Daten (und die der mitgeführten kommerziellen Geräte) konnten dann im Aufenthaltsraum des Gebäudes runtergeladen und analysiert werden (s. Bildteil (c)). Ein Anpassen der Software und der Parameter (Kalibrierung der Sensoren etc.) war damit ohne größeren Aufwand möglich.



(a) Außenansicht



(b) Becken



(c) Einstieg



(d) Aufenthaltsraum

Abbildung 4.23: Tauchturm in Frankfurt-Nied



(b) Anzeige der Deko-Vorschrift



(a) Während des Tests



(d) Während des Auftauchens



(c) Kontrolle der Werte

Abbildung 4.24: Testreihe im Tauchturm in Frankfurt-Nied

4.5 Zusammenfassung und Ausblick

Die Implementation des Tauchcomputers führte uns vor Augen, daß die Schwierigkeiten bei der Konstruktion eines solchen Gerätes hauptsächlich mechanischer Natur sind. Besonders diffizil sind die Wahl eines geeigneten Gehäuses und der unterschiedlichen Dichtungen.

Ansonsten bestanden die Hauptschwierigkeiten in der Hardware-Software-Integration. Die Auswertung der analogen Signale von Druck- und Temperatursensoren bildeten hierbei den Schwerpunkt und verursachten den Großteil der Entwicklungsarbeit.

Insgesamt konnte unsere Einschätzung aus früheren Kapiteln bestätigt werden, daß zur Entwicklung der Software ein fundiertes Wissen über die Dekompressionstheorie vonnöten ist. Insofern wäre eine interessante Aufgabe, den Einsatz des *Maximum-Likelihood-Models* (MLM) für ein eingebettetes System (d.h. Tauchcomputer) zu eruieren. Wir hatten die Schwierigkeit eines solchen Vorhabens erörtert. Für ein solches Modell, daß aus statistischen Auswertungen und Prognosen besteht, ist die Anforderung an den Speicher wesentlich höher.

Für die von uns implementierten Dekompressions-Modelle genügt die Ausstattung der Hardware voll und ganz. Einzig für eine „Log-Buch-Funktion“ wäre mehr Speicher wünschenswert. Eine platz- und stromsparendere Variante der verschiedenen Komponenten, insbesondere des Displays, ist für weitergehende Entwicklungen anzuraten.

Die Wahl des Drucksensors mit dem CTI-ASIC erwies sich insofern als nicht optimal, da durch die geringe Größe des Sensors und unserer eingeschränkten Gehäusewahl uns der Einbau des Sensors ins Gehäuse vor große technische Schwierigkeiten stellte. Ein größerer Sensor, am Besten mit Schraubfassung (ähnlich wie der Temperatursensor) würde für einen Prototyp die bessere Alternative darstellen.

Unbefriedigend waren auch die Wahlmöglichkeiten an LC-Displays. Die MCU M30220FG aus der M16C-Serie von Mitsubishi hat bereits einen LCD-Controller on-chip, wodurch die Bildpunkte eines Displays direkt angesteuert werden können. Allerdings sind die im Einzelhandel erhältlichen LC-Displays ausschließlich mit integriertem Controller im Angebot. Eine direkte Ansteuerung der Bildpunkte ist damit unmöglich, an Stelle dessen ist nur ein Betrieb über die parallele Schnittstelle des Controllers möglich. Im Rahmen einer Prototypenentwicklung war dies akzeptabel.

Anhang A

Anhänge

A.1 Tabellen

Wir möchten noch die Parameter-Tabellen für das ZHL-16, bzw. das RGBM angeben. Tabelle A.1 wurde aus [BVN02] entnommen, Tabelle A.2 aus [Wie00].

Kompartiment	τ (min)	b	a (bar)
1	5,0	0,5578	1,1696
2	8,0	0,6514	1,0000
3	12,5	0,7222	0,8618
4	18,5	0,7825	0,7562
5	27,0	0,8126	0,6200
6	38,3	0,8434	0,5043
7	54,3	0,8693	0,4410
8	77,0	0,8910	0,4000
9	109,0	0,9092	0,3750
10	146,0	0,9222	0,3500
11	187,0	0,9319	0,3295
12	239,0	0,9403	0,3065
13	305,0	0,9477	0,2835
14	390,0	0,9544	0,2610
15	498,0	0,9602	0,2480
16	635,0	0,9653	0,2327

Tabelle A.1: Parameter des Modells ZHL-16

Kompartimente	τ (min)	δ (fsw)	G_0 (fsw)	ΔG
1	2	190	151	0,518
2	5	135	95	0,515
3	10	95	67	0,511
4	20	65	49	0,506
5	40	40	36	0,468
6	80	30	27	0,417
7	120	28	24	0,379
8	240	16	23	0,329
9	480	12	22	0,312

Tabelle A.2: Parameter des RGBM aus [Wie90].

A.2 Programmstruktur

In diesem Abschnitt wollen wir die Struktur unserer Software darstellen. Hierbei soll eine Aufstellung der Funktionsnamen, einer kurzen Beschreibung derselben und eine Übersicht über die Abhängigkeiten vorgenommen werden.

Modul	Funktion	Beschreibung	wird aufgerufen von...
LCD	<code>initdisplay()</code>	Initialisiert LCD-Controller-Register	<code>main()</code>
	<code>issuecommand()</code>	Sendet Daten zum LCD-Controller	<code>print()</code> , <code>setaddress()</code> , <code>gotoxy()</code> , <code>setcharacter()</code>
	<code>print()</code>	Gibt Zeichen an aktueller Cursor-Position des LCD aus	<code>println()</code> , <code>printnum()</code> , diverse
	<code>setaddress()</code>	Setzt Cursor an spezif. Position (Memory-Location)	—
	<code>gotoxy()</code>	Setzt Cursor an spezif. Position (Screen-Koordinaten)	diverse
	<code>setcharacter()</code>	Lädt Benutzerdefiniertes Zeichen in LCD-Controller	—

	<code>println()</code>	Gibt mehrere Zeichen an Cursor-Position aus	diverse
	<code>printnum()</code>	Gibt numerischen Wert an Cursor-Position aus	diverse
D40	<code>d40_init()</code>	Initialisiert CTI-ASIC	<code>main()</code>
	<code>d40_read_pulse()</code>	Liest Impulse des CTI-ASIC	<code>d40_ret_bar()</code>
	<code>d40_ret_bar()</code>	Rechnet Impulse in bar um	diverse
TOOLS	<code>delay()</code>	Wartet für x Mikrosekunden	diverse
	<code>delay_ms()</code>	Wartet für x Millisekunden	diverse
	<code>my_itoa()</code>	Eigene <code>itoa()</code> -Implementation	diverse
	<code>my_atoi()</code>	Eigene <code>atoi()</code> -Implementation	diverse
ZHL16	<code>ndl()</code>	Nullzeitberechnung	ISR Timer1
	<code>ofp()</code>	Berechnet Oberflächenpause	ISR Timer2
	<code>fvz()</code>	Berechnet Flugverbotszeit	<code>main()</code>
	<code>calc_deco()</code>	Berechnet Deko-Stufen	ISR Timer1
RGBM	<code>rgbm()</code>	Berechnet Parameter a und b neu, mittels RGBM	<code>main()</code>

A.3 Programmteile

Nachfolgend sind die Funktionen zur Ansteuerung des LC-Displays aufgeführt. Die Kommentare im Programmtext erläutern die jeweilige Funktionalität. Für Details sei auf die Literatur verwiesen (s. [Ile97a], [Ile97b]).

```

/*
  Functions to drive a Hitachi HD44780-based LCD-Module.
  In our project a Displaytech 16A4 is used, so code is
  biased towards it (16x4 chars, KS70B controller).
  Refer to the appropriate data-sheets for detailed information.
*/

/*****
void issuecommand(unsigned char cmd)
*****/
{
  /*
    This function issues a command to the display,
    i.e. it sets the lines of the LCD-interface
    to a set of values, as defined in the HD44780
    standard. Both commands for the display and
    characters to be displayed will use this function.
  */
  LCD_DIR_DATA_PORT = 0xFF; /* Set ports to output */
  LCD_DIR_CMD_PORT = 0xFF;

  RW = 0;
  E = 0;

  LCD_DATA_PORT = cmd; /* Set value to the line */

  /* Issue a couple of NOPs as a delay. 'Cheaper' than
     using the in-built timer. */
#pragma ASM
  NOP
  NOP
  NOP
  NOP
#pragma ENDASM

  E = 1;

#pragma ASM
  NOP
  NOP
  NOP
  NOP
  NOP
  NOP
  NOP
  NOP
  NOP
  NOP
  
```

```

NOP
#pragma ENDASM
                                                                    50

    E = 0;

    /* For more than 10 NOPs, it's better (i.e. faster)
       to use the in-built timer. */
    delay(25);
}

/*****/
void print(unsigned char chr)
/*****/
                                                                    60
{
    /* Funtion to print a single character
       at the current cursor position. */

    RS = 1; /* Switch to character mode */

    issuecommand(chr);

    RS = 0; /* Switch back to command mode */
}
                                                                    70

/*****/
void setaddress(unsigned char adr)
/*****/
{
    /* Set cursor to specified adress.
       This function doesn't use screen-
       coordinates, use gotoxy() instead. */

    issuecommand(adr | CMD_SET_DISPLAY_ADR);
}
                                                                    80

/*****/
void gotoxy(char x, char y)
/*****/
{
    /* Translates screen-coordinates to memory
       locations in the display-controller. */

    char pos = 0x0;
                                                                    90

    /*
       It is asumed, we use a 16x4 display!
       1st row is from 0x00 to 0x0F, 2nd row from 0x40 to 0x4F,
       3rd row is from 0x10 to 0x1F and 4th row is from 0x50 to 0x5F.
       */
    if( (x < 1) || (x > 16) || (y < 1) || (y > 4) ) return;

    switch(y) {
                                                                    100
        case 1:
            pos = x - 1;

```

```

        break;
    case 2:
        pos = x + 0x40 - 1;
        break;
    case 3:
        pos = x + 0x10 - 1;
        break;
    case 4:
        pos = x + 0x50 - 1;
        break;
    }

    issuecommand(pos | CMD_SET_DISPLAY_ADR);
}

/*****/
void setcharacter(int chr, struct cg_char *cgc)
/*****/
{
    /* Function to download a user-defined character
       to the LCD-controller. Character must be a
       8x8 bitmap (see spec.) and is downloaded
       line by line.
    */
    if(chr < 1 || chr > 8) return;

    issuecommand((0x40 + ((chr-1)*8)));

    RS = 1;

    issuecommand(cgc->line1);
    issuecommand(cgc->line2);
    issuecommand(cgc->line3);
    issuecommand(cgc->line4);
    issuecommand(cgc->line5);
    issuecommand(cgc->line6);
    issuecommand(cgc->line7);
    issuecommand(cgc->line8);

    RS = 0;
}

/*****/
void printline(const char *str, int len)
/*****/
{
    /* Prints a line of characters of length 'len' */
    int i;

    /* Line shall not exceed 16 characters */
    if( (len <= 0) || (len > 16)) return;

```

```

    for(i = 0; i < len; i++)
        print(str[i]);
}

/*****/
void printnum(int num, unsigned char digits)
/*****/
{
    /* Prints a numeric value on the display.
       Using the specified number of digits.
    */
    char tmp[15];
    int i;

    if(digits < 1 || digits > 15) return;

    if(num < 0) print('-');
    else      print(' ');

    my_itoa(tmp, num, digits);

    for(i = 0; i < digits; i++) print(tmp[i]);
}

```

160

170

180

Es folgt die Implementation des ZHL-16-Modells. Einzelne Zeilen, die für das ZHL-Modell nicht relevant sind und die Lesbarkeit beeinträchtigten wurden ausgelassen.

```

/* Functions to calculate decompression procedures according
to ZHL-16 from A. Bühlmann. Many values are pre-calculated
and stored in constants and/or arrays of constants:
    pt[16] stores the tolerated inertgas pressure of a compartment (pre-calculated),
    p0[16] stores the inertgas pressure in the compartment at the
           start of the iteration (pre-calculated for the first iteration),
    ndlt[16] stores the NDLs for all compartments,
    a[16]
    and
    b[16] hold the parameters of ZHL-16 (constants).
    pnft[16] stores the tolerated inertgas pressure for the no-flight-time
              (pre-calculated)
*/
/*****/
int ndl(float p_amb)
/*****/
{
    /* Calculate the no-decompression-limit (NDL). Refer to the formulas */

```

10

```

float p_i = (p_amb - PH2O) * FN2; /* inspired inertgas pressure */
float p; /* inertgas pressure in a compartment */
float x; /* tolerated ambient pressure */
int i;
int j;

/* For all compartments ... */
for(i = 0; i < 16; i++) {
    /* Calculate the current saturation */
    p = p_0[i] + (p_i - p_0[i]) * z[i];

    /* Check for valid values */
    if( ((p_i > pt[i]) && (pt[i] > p_0[i])) || ((p_i < pt[i])
        && (pt[i] < p_0[i])) )
    {
        x = ( (p_i - pt[i]) / (p_i - p_0[i]) );
        ndlt[i] = (int)(-tau[i] * (LN2 * log(x)));
    }
    else ndlt[i] = -1; /* Indicates invalid value */

    x = (p - a[i]) * b[i]; /* tolerated ambient pressure */
    p_0[i] = p; /* Store saturation for next iteration */
}

j = ndlt[0]; /* Determine NDL by finding the minimal NDL of all compartments */
for(i = 1; i < 16; i++) {
    if(ndlt[i] < j || (j < 0 && ndlt[i] > 0)) j = ndlt[i];
}

/* If no valid NDL could be calculated, check if it is still safe to ascend to
   surface. ('ps' is the ambient pressure at the surface, stored when the dive
   was started.)
*/
if((j == -1) && (x < ps)) return 100; /* Ok, return some fictional NDL */

return j;
}

/*****/
void ofp(float p_amb)
/*****/
{
    float p_i = (p_amb - PH2O);
    float p;
    int i;

    for(i = 0; i < 16; i++) {
        p = p_0[i] + (p_i - p_0[i]) * zo[i];
        p_0[i] = p;
    }
}

```



```

/*****/
int fvz(float p_amb)
/*****/
{
    /* Function to calculate no-flight-time (NFT). */

    float x[16];
    float tmp = 0.0;
    int i;
    int j;
    float p_i = (p_amb - PH2O);

    /*
       Calculate the tolerated ambient pressure for each compartment,
       and find the maximum value of these.
    */
    for(i = 0; i < 16; i++) {
        x[i] = (p_0[i] - a[i]) * b[i]; /* p.amb.tol. */
        if(x[i] > tmp) tmp = x[i];
    }

    /* Tolerated ambient pressure is less than 0.55 bar (worst-case
       for a passenger plane cabin)...
    */
    if(tmp < 0.55) {
        /* For all compartments ... */
        for(i = 0; i < 16; i++) {
            /* Check for valid values */
            if( ((p_i > pnft[i]) && (pnft[i] > p_0[i])) || ((p_i < pnft[i])
                && (pnft[i] < p_0[i])) )
            {
                tmp = ( p_i - pnft[i] ) / ( p_i - p_0[i] );
                x[i] = (int)(-tau[i] * (LN2 * log(x)));
            }
            else x[i] = -1; /* Indicates invalid value */
        }

        j = x[0]; /* Determine NFT by finding the max. NFT of all compartments */
        for(i = 1; i < 16; i++)
            if(x[i] > j || (j < 0 && x[i] > 0)) j = x[i];

    }
    else return 0;

    return j;
}

/*****/
void calc_deco(int *min, int *m)
/*****/
{
    /* Function to calculate the next deco stop.

```

```

        The number of the current deco stop is stored
        in a global variable.
    */
    float p;
    float x[16]; /* Stores the tolerated ambient pressure */
    float pds; /* Stores the tolerated depth for the next deco stop */
    float dt[16]; /* Stores the time to stay at the deco-stop */
    float tmp;
    int i;

    p = d40_ret_bar();

    /* Determine max. tolerated ambient pressure */
    for(i = 0; i < 16; i++) {
        x[i] = (p_0[i] - a[i]) * b[i]; /* p.amb.tol. */
        if(x[i] > tmp) tmp = x[i];
    }

    m = (int)tmp + 1;

    /* Calculate time to remain at the deco-stop */
    for(i = 0; i < 16; i++) {
        pds = ((x[i]-0.3) / b[i]) + a[i];

        /* Check for valid values */
        if( ((p_i > pds) && (pds > p_0[i])) || ((p_i < pds)
            && (pds < p_0[i])) )
        {
            tmp = ( (p_i - pds) / (p_i - p_0[i]) );
            dt[i] = (int)(-tau[i] * (LN2 * log(x)));
        }
        else dt[i] = -1; /* Indicates invalid value */

        j = dt[0]; /* Determine deco time by finding the max. time */
        for(i = 1; i < 16; i++)
            if(dt[i] > j || (j < 0 && dt[i] > 0)) j = dt[i];
    }

    min = (int)j + 1;
}

```

Bildnachweis

2.1	Eigenproduktion	15
2.2	Entnommen von Eric Maiken's Homepage	20
2.3	Entnommen aus Corel Draw 9.0 ClipArt-Sammlung	23
2.4	Entnommen aus [Mar01]	24
2.5	Entnommen aus [Mar01]	26
2.6	Entnommen aus [Mar01]	27
2.7	Entnommen aus [Mar01]	31
2.8	Entnommen aus [Mar01]	32
2.9	Eigenproduktion	37
3.1	Eigenproduktion	40
3.2	Entnommen aus [pad93].	42
3.3	Eigenproduktion, mit Hilfe der Corel Draw 9.0 ClipArt	49
3.4	Eigenproduktion, nachempfunden einer Grafik in [Asp00b].	51
3.5	Entnommen aus [Asp00b].	53
3.6	Entnommen aus [EHW99]	56
3.7	Entnommen aus [EHW99]	57
3.8	Eigenproduktion, nachempfunden einer Grafik aus [BE93]	58
3.9	Eigenproduktion	60
3.10	Eigenproduktion, nachempfunden einer Grafik aus [Bak98b]	62
3.11	Eigenproduktion	64
3.12	Eigenproduktion	65
3.13	Mit freundlicher Genehmigung von Albrecht Salm, Esslingen	69
3.14	Mit freundlicher Genehmigung von Albrecht Salm, Esslingen	70
3.15	Mit freundlicher Genehmigung von Albrecht Salm, Esslingen	71
3.16	Eigenproduktion	79
4.1	Eigenproduktion	87
4.2	Eigenproduktion	95
4.3	Eigenproduktion	95
4.4	Eigenproduktion	99
4.5	Eigenproduktion	100
4.6	Eigenproduktion	102

4.7	Eigenproduktion	103
4.8	Entnommen aus [Mit02].	105
4.9	Entnommen aus [Mit02].	105
4.10	Entnommen aus: [Sch92b]	106
4.11	Eigenproduktion, nachempfunden einer Grafik in [Hoc02a].	107
4.12	Eigenproduktion	107
4.13	Eigenproduktion	110
4.14	Eigenproduktion	111
4.15	Eigenproduktion	114
4.16	Eigenproduktion	115
4.17	Eigenproduktion	117
4.18	Eigenproduktion	118
4.19	Eigenproduktion	120
4.20	Eigenproduktion	122
4.21	Eigenproduktion	123
4.22	Eigenproduktion	131
4.23	Eigenproduktion	133
4.24	Eigenproduktion	134

Tabellenverzeichnis

2.1	Auflistung einiger Einheiten nach dem Internationalen Einheitensystem („Système International d’Unités”, SI).	11
2.2	Umrechnung der verschiedenen Einheiten für Druck	12
2.3	NOAA-Richtlinien zur maximalen CNS%-Zeit für Taucher	34
2.4	OTU-Grenzwerte nach Bill Hamilton’s REPEX-Methode	36
3.1	Typisierung der DCS, mittlerweile nicht mehr üblich.	44
3.2	M-Values nach Workman	63
3.3	Umrechnungen zwischen den Notationen von Workman und Bühlmann	68
A.1	Parameter des Modells ZHL-16	137
A.2	Parameter des RGBM aus [Wie90].	138

Literaturverzeichnis

- [All01] A. Allan. The Gas Laws and SCUBA Diving. <ftp://ftp.decompression.org/pub/>, August 2001.
- [Are85] Gerhard Aretz. *Elektronik Für Den Tauchsport*. Telekosmos Verlag Frankh, Stuttgart, 1985.
- [Asp00a] Bernd Aspacher. Dekompressionstheorie - Fehler im Bühlmann-Algorithmus. *divemaster*, (1):19–22, 2000.
- [Asp00b] Bernd Aspacher. *Enzyklopädie Des Technischen Tauchens*. Bernd Aspacher, Schwarzklingenweg 3, 73733 Esslingen, 2000.
- [Asp00c] Bernd Aspacher. Fehler im Bühlmann-Algorithmus - Wie Geht Es Weiter? *divemaster*, (2):7, 2000.
- [Asp02] Bernd Aspacher. Dekompressionsmodelle jenseits von Bühlmann. In *G-Tech - Konferenz Zum Technischen Tauchen*, Esslingen, 16.-17. November 2002.
- [AW91] G.W. Albin and P.K. Weathersby. Statistically Based Decompression Tables VI: Repeat Dives on Oxygen/Nirtogen Mixes. Technical Report NMRI 91-84, Naval Medical Research Institute, Bethesda(MD), USA, October 1991.
- [Bak98a] Erik C. Baker. Clearing Up the Confusion About Deep Stops. *Immersed*, 3(4):23–31, 1998.
- [Bak98b] Erik C. Baker. Understanding M-Values. *Immersed*, 3(3):23–27, 1998.
- [Bak00a] Erik C. Baker. Derivation with Explanation of the VPM Dynamic Critical Volume Algorithm of Yount & Hoffman (1986). <ftp.decompression.org/pub/baker/>, 2000.
- [Bak00b] Erik C. Baker. Oxygen Toxicity Calculations. <ftp.decompression.org/pub/baker/>, 2000.
- [Bak01a] Erik C. Baker. Calculating the 'No-Stop Time'. ftp.decompression.org/pub/baker, 2001.

- [Bak01b] Erik C. Baker. Collection of Narrative Explanations About the Varying Permeability Model (VPM). <ftp.decompression.org/pub/baker/>, 2001.
- [Bak01c] Erik C. Baker. Some Introductory 'Lessons' About Dissolved Gas Decompression Modeling. <ftp.decompression.org/pub/baker/>, 2001.
- [BD08] A.E. Boycott and G.C.C. Damant. Experiments on the Influence of Fatness on Susceptibility to Caisson Disease. *Journal of Hygiene*, 8(4):445–456, September 1908.
- [BE93] Peter Bennet and David Elliot. *The Physiology and Medicine of Diving*. W.B. Saunders Company Ltd., London, 4. edition, 1993.
- [BSMM01] I.N. Bronstein, K.A. Semendajew, G. Musiol, and H. Mühlig. *Taschenbuch der Mathematik*. Verlag Harri Deutsch, Frankfurt/M., 5. edition, 2001.
- [BV90] A. A. Bühlmann and E.B. Völm. *Tauchmedizin*. Springer, Berlin, 2. edition, 1990.
- [BV95] A. A. Bühlmann and E.B. Völm. *Tauchmedizin*. Springer-Verlag, Berlin, 4. edition, 1995.
- [BVN02] A.A. Bühlmann, E.B. Völm, and P. Nussberger. *Tauchmedizin*. Springer-Verlag, Berlin, 5. edition, 2002.
- [Dal95a] Dallas Semiconductor Corporation. *Application Note 134: Interfacing the DS1620 with a DS5000/8051 Microcontroller*, 1995.
- [Dal95b] Dallas Semiconductors Corporation. *Application Note 105: High Resolution Temperature Measurement with Dallas Direct-to-Digital Temperature Sensors*, 1995.
- [Dal95c] Dallas Semiconductors Corporation. *Datasheet DS1620 - Digital Thermometer and Thermostat*, 1995.
- [Dav00] Ben Davison. Always Do Your Deep Dive First? *Undercurrent*, May 2000.
- [Dis02] Displaytech Ltd, sales@displaytech.com.hk. *164A Series Datasheet*, 2002.
- [DKV84] Paul Dobrinski, Gunter Krakau, and Anselm Vogel. *Physik Für Ingenieure*. B.G. Teubner, Stuttgart, 6. edition, 1984.
- [DSW76] Joseph J. DiStefano, Allen R. Stubberud, and Ivan J. Williams. *Regel-systeme - Theorie und Anwendung*. McGraw-Hill, Düsseldorf, 1976.

- [Ehm93] O.F. Ehm, editor. *Tauchmedizin - Fortschritte in der Tauch- und Überdruckmedizin: 5. Jahrestagung der GTÜM E.V.*, Landsberg, Oktober 1993. Gesellschaft für Tauch- und Überdruckmedizin (GTÜM) e.V., ecomed Verlags Gesellschaft mbhH & Co. KG.
- [EHW99] O.F. Ehm, Max Hahn, and J. Wenzel. *Tauchen Noch Sicherer - Leitfaden der Tauchmedizin Für Sporttaucher, Berufstaucher und Ärzte*. Müller Rüschnikon Verlags AG, Cham, 8. edition, 1999.
- [Est00] C.-J. Estler. *Pharmakologie und Toxikologie*. Schattauer Verlagsgesellschaft mbH, Stuttgart, 5. edition, 2000.
- [Ewa02] Gunther Ewald. 16-Bit-Flash-Mikrokontroller M16C/62. *Elektor*, 33(375):64–66, März 2002.
- [FCP+98] P.P. Foster, J. Conkin, M.R. Powell, J.M. Waligora, and R.S. Chikara. Role of Metabolic Gases in Bubble Formation During Hypobaric Exposures. *Journal of Applied Physiology*, 84(3):1088–1095, 1998.
- [FL98] Thomas Flik and Hans Liebig. *Mikroprozessortechnik*. Springer-Verlag, Berlin, 5. edition, 1998.
- [GAR01] Des Gorman, Chris Ascott, and Drew Richardson. The Development of SPUMS Policy on Computer Assisted Diving. www.spums.org.au, 2001.
- [GDUB98] P. Germonpré, P. Dendale, P. Unger, and C. Balestra. Patent Foramen Ovale and Decompression Sickness in Sports Divers. *Journal of Applied Physiology*, 84(5):1622–1626, 1998.
- [Gly02] Glyn GmbH & Co. KG, Idstein. *EVBM16C/62 Manual*, 2002.
- [Göb01a] Holger Göbel. Ahnenreihe. *unterwasser*, 12/2001:116–120, Dezember 2001.
- [Göb01b] Holger Göbel. Art Deko. *unterwasser*, 11/2001:119–128, November 2001.
- [GTL+00] T. Gerriets, K. Tetzlaff, T. Liceni, C. Schäfer, B. Rosengarten, G. Kopsiske, C. Algermissen, N. Struck, and M. Kaps. Arteriovenous Bubbles Following Cold Water Sport Dives: Relation to Right-to-Left Shunting. *Neurology*, (55):1741–1743, 2000.
- [Ham89] R.W. Hamilton. Tolerating Exposure to High Oxygen Levels: Repex and Other Methods. *Mar Tech Soc Journal*, 23(4):19–25, 1989.
- [Has70] Cecil Hastings. *Approximations for Digital Computers*. Princeton University Press, Princeton, 6th edition, 1970.

- [HBD08] J.S. Haldane, A.E. Boycott, and G.C.C. Damant. The Prevention of Compressed Air Illness. *Journal of Hygiene*, 8:342–443, September 1908.
- [Hee01] Christoph Heek. *Untersuchungen Zum Tauchreflex Beim Menschen und Zu Atemgrößen Beim Gerätetauchen*. PhD thesis, Medizinische Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, 2001.
- [HH91] Albert Haug and Franz Haug. *Angewandte Elektrische Meßtechnik*. Vieweg, München, 1991.
- [HHW⁺86] J.R. Hays, B.L. Hart, P.K. Weathersby, S.S. Survanshi, L.D. Homer, and E.T. Flynn. Statistically Based Decompression Tables IV: Extension to Air and N₂-O₂ Saturation Decompression. Interim Report NMRI 86-51, Naval Medical Research Institute, Bethesda (MD), USA, July 1986.
- [HI96] Bill Hamilton and George Irvine. A Hard Look at Decompression Software. *DeepTech*, 4:19–24, 1996.
- [Hil98] Helmut Hildebrandt, editor. *Psyhyrembel Klinisches Wörterbuch*. Verlag Walter de Gruyter, Berlin, 258. edition, 1998.
- [Hoc02a] Ingenieurbüro Hoch. *Datenblatt CTI-ASIC*. Bergstr. 11, 79426 Buggingen, 2002.
- [Hoc02b] Ingenieurbüro Hoch. *Datenblatt D40*. Bergstr. 11, 79426 Buggingen, 2002.
- [HRPV94] R.W. Hamilton, Raymond E. Rogers, Michael R. Powell, and Richard D. Vann. The DSAT Recreational Dive Planner: Development and Validation of No-Stop Decompression Procedures for Recreational Diving. Technical report, Diving Science and Technology, Inc., Santa Ana (CA), USA, February 1994.
- [Ile97a] Julyan Ilett. How to Use Intelligent L.C.D.S - Part One. *Everyday Practical Electronics*, pages 84–89, Feb. 1997.
- [Ile97b] Julyan Ilett. How to Use Intelligent L.C.D.S - Part Two. *Everyday Practical Electronics*, pages 192–196, Feb. 1997.
- [Inc01] MAXIM Inc. *MAXIM +5V-Powered, Multichannel RS-232 Drivers/Receivers*. <http://www.maxim-ic.com>, 2001. Doc.-No. 19-4323, Rev. 10.
- [Inf00] Infineon Technologies, <http://www.infineon.com>. *Silicon Temperature Sensors*, 2000.

- [Jam01] Mike James. *Microcontroller Cookbook*. Newnes, Oxford, 2. edition, 2001.
- [JC93] Edwin R. Jones and Richard L. Childers. *Contemporary College Physics*. Addison-Wesley, Reading, Mass., 2. edition, 1993.
- [JNEG97] L.W. Jankowski, R.Y. Nishi, D.J. Eaton, and A.P. Griffin. Exercise During Decompression Reduces the Amount of Venous Gas Emboli. *Undersea and Hyperbaric Medicine*, 24(2):59–65, 1997.
- [KB01] Barbara Krooss and Erik C. Baker. Deco: The Good, the Bad, and the Bubbly. *Immersed*, 6(2), Summer 2001.
- [KH02] Steffen Klupsch and Sorin Huss. Implementierung und Validierung Eingebetteter Systeme Für Multi-Nature Einsatzumgebungen mit Virtuellen Techniken. *TUD thema Forschung*, (1/2002):14–21, 2002.
- [Kuc96] Horst Kuchling. *Taschenbuch der Physik*. Fachbuchverlag Leipzig im Carl Hanser Verlag, München/Wien, 16. edition, 1996.
- [LL00] M.A. Lang and C.E. Lehner, editors. *Proceedings of the Reverse Dive Profiles Workshop*, Washington, D.C., 2000. Smithsonian Institution.
- [LS93] John E. Lewis and Karl W. Shreeves. *Eine Einführung des Sporttauchers in Dekompressionstheorie, Tauchtabelle und Tauchcomputer*. PADI Europe Inc., Oberwilerstrasse 3, CH-8442 Hettlingen, 2. edition, 1993. PADI Produkt Nummer 1765.
- [Lün97] Alexander v. Lünen. Protokolle zum Anfänger-Praktikum Physik für Naturwissenschaftler. Technical Report SS1997, Physikalisches Institut an der Rheinischen Friedrich-Wilhelm Universität zu Bonn, 1997.
- [LV92] M.A. Lang and R.D. Vann, editors. *Proceedings of the AAUS Repetitive Diving Workshop*, Costa Mesa, 1992. American Academy of Underwater Sciences.
- [Mai95] Eric C. Maiken. Bubble Decompression Strategies. *DeepTech*, 6, 1995.
- [Mar01] Peter Markworth. *Sportmedizin - Physiologische Grundlagen*. Rowohlt Taschenbuch Verlag GmbH, Reinbeck bei Hamburg, 15. edition, 2001.
- [MCB⁺00] A. Marroni, R. Cali Corleo, C. Balestra, P. Longobardi, E. Voellm, M. Pieri, and R. Pepoli. Effects of the Variation of Ascent Speed and Profile on the Production of Circulating Venous Gas Emboli and the Incidence of DCI in Compressed Air Diving. Phase 1. Introduction of Extra Deep Stops in the Ascent Profile Without Changing the Original Ascent Rates. DSL special project 01/2000, DAN Europe Foundation, 2000.

- [MCCB⁺00] A. Marroni, R. Cali Carleo, C. Balestra, E. Voellm, and M. Pieri. Incidence of Asymptomatic Circulating Venous Gas Emboli in Unrestricted, Uneventful Recreational Diving. DAN Europe's Project SAFE DIVE First Results. Technical report, DAN Europe Foundation, 2000.
- [Mit02] Mitsubishi Electric, <http://www.infocom.maec.co.jp/indexe.htm>. *M16C/62 Group Datasheet*, 2002.
- [Mül94] Ingo Müller. *Grundzüge der Thermodynamik*. Springer-Verlag, Berlin, 1994.
- [Mut02] Dr. Claus-Martin Muth. Sport und Tauchen - Doch Kombinierbar? *tauchen*, (3):126–128, März 2002.
- [MVB95] Richard E. Moon, Richard D. Vann, and Peter B. Bennet. Die Physiologie der Dekompressionskrankheit. *Spektrum der Wissenschaft*, pages 72–80, Oktober 1995.
- [NT99a] R.Y. Nishi and P. Tikuisis. Analysis of Reverse Dive Profiles Using the DCIEM Bubble Evolution Model. Part I: Model Development. Technical Report DCIEM-SL-1999-123, Defence & Civil Institute of Environmental Medicine, Toronto, Canada, December 1999.
- [NT99b] R.Y. Nishi and P. Tikuisis. Analysis of Reverse Dive Profiles Using the DCIEM Bubble Evolution Model. Part II: Risk Assessment. Technical Report DCIEM-SL-1999-124, Defence & Civil Institute of Environmental Medicine, Toronto, Canada, December 1999.
- [NT99c] R.Y. Nishi and P. Tikuisis. Development of Decompression Tables and Models: Statistics and Data Analysis. *Journal of the Human-Environment System*, 2(1):19–31, 1999.
- [Ode00] Lutz Odewald. Dekompression: Der Lange Weg Nach Oben. *Tech-Diving - Ein Sonderheft der Zeitschrift 'tauchen'*, (12):26–29, 2000.
- [Ode01] Lutz Odewald. Historie: Geschichte des Tauchens. *tauchen-Special*, (17), 2001.
- [pad93] *Adventures in Diving - Fortgeschrittenes Training für Open Water Taucher*. PADI Europe Inc., Oberwilerstrasse 3, CH-8442 Hettlingen, 1993. PADI Produkt Nummer 1715.
- [PSMW98] E.C. Parker, S.S. Survanshi, P.B. Massell, and P.K. Weathersby. Probabilistic Models of the Role of Oxygen in Human Decompression Sickness. *Journal of Applied Physiology*, 84(3):1096–1102, 1998.

- [PSWT92] E.C. Parker, S.S. Survanshi, P.K. Weathersby, and E.D. Thalmann. Statistically Based Decompression Tables VIII: Linear-Exponential Kinetics. Technical Report NMRI 92-73, Naval Medical Research Institute, Bethesda (MD), USA, September 1992.
- [PWSF89] Y.J. Parsons, P.K. Weathersby, S.S. Survanshi, and E.T. Flynn. Statistically Based Decompression Tables V: Haldane-Vann Models for Air Diving. Final Report NMRI 89-34, Naval Medical Research Institute, Bethesda (MD), USA, February 1989.
- [Pyl96] Richard Pyle. The Importance of Deep Safety Stops: Rethinking Ascent Patterns From Decompression Dives. *Deep Tech*, 5:64, 1996.
- [RD87] H.P. Rang and M.M. Dale. *Pharmacology*. Churchill Livingstone, London, 1987.
- [Rif00] Frank Riffel. Einige Mathematische Gedanken Zum Bühlmann-Modell. www.dir-ger.de, 2000.
- [Sam02] Samsung Electronics. *Datasheet KS0070B*, 2002.
- [Sch83] Charles W. Schelin. Calculator Function Approximation. *American Mathematical Monthly*, pages 317–325, May 1983.
- [Sch85] Harald Scheid, editor. *Duden Rechnen und Mathematik*. Bibliographisches Institut, Mannheim, 4. edition, 1985.
- [Sch92a] Harald Scheid. *Wahrscheinlichkeitsrechnung*. Bibliographisches Institut, Mannheim, 1992.
- [Sch92b] Edmund Schiessle. *Sensortechnik und Meßwertaufnahme*. Vogel Buchverlag, Würzburg, 1992.
- [Sch94] Heiko Schmarsow. *Abschätzung Von Tauchgangsdaten - Grundlagen der Tabellenbenutzung und Rechnungen Zu Tauchgängen Für Sporttaucher*. DLRG Wiesbaden-Biebrich, 1988-1994.
- [Shi02] Jerry Shine. Interview with Bill Hamilton. 2002. <http://www.cisatlantic.com/trimix/Hamilton/hamilton.htm>.
- [SK71] H.R. Schreiner and P.L. Kelly. A Pragmatic View of Decompression. In Ch. Lambertsen, editor, *Underwater Physiology: Proceedings of the 4th Symposium on Underwater Physiology*, pages 205–219, New York, 1971. Academic Press.
- [Soc01a] South Pacific Underwater Medicine Society. SPUMS Policy on Computer Assisted Diving. www.spums.org.au, 2001.

- [Soc01b] South Pacific Underwater Medicine Society. SPUMS Statements on Diabetes. www.spums.org.au, 2001.
- [SS87] Klaus Schlenzig and Wolfgang Stammeler. *Elektronik Für Wohnen und Spiel*. Militärverlag der Deutschen Demokratischen Republik, Berlin, 2. edition, 1987.
- [Tan90] Andrew Tanenbaum. *Structured Computer Organization*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs (NJ), USA, 3. edition, 1990.
- [Tay94] Larry Taylor. At-Altitude Arithmetic. *SOURCES*, Sep/Oct 1994.
- [TB83] E.D. Thalmann and F.K. Butler. A Procedure For Doing Multiple Level Dives on Air Using Repetitive Groups. Final Report NEDU Report No. 13-83, Navy Experimental Diving Unit, Panama City, September 1983.
- [TSVL00] D. Tirpitz, J.D. Schipke, and U. V. Laak, editors. *Tauch- und Überdruckmedizin 6: 8. Wissenschaftliche Tagung der GTÜM E.V. (1999)*, Heidelberg, 2000. Gesellschaft für Tauch- und Überdruckmedizin (GTÜM) e.V., Dr. Curt Haefner Verlag GmbH.
- [V⁺02] Richard Vann et al. Report on Decompression Illness, Diving Fatalities and Project Dive Exploration - 2002 Edition. Technical report, Divers Alert Network, Durham, NC 27705, USA, 2002.
- [VA67] Günter Vogel and Hartmut Angermann. *Atlas Zur Biologie*, volume 1. Deutscher Taschenbuch Verlag GmbH & Co. KG, München, 1967.
- [VA68] Günter Vogel and Hartmut Angermann. *Atlas Zur Biologie*, volume 2. Deutscher Taschenbuch Verlag GmbH & Co. KG, München, 1968.
- [VG94] Richard D. Vann and Wayne A. Gerth. Factors Affecting Tissue Perfusion and The Efficacy of Astronaut Denitrogenation for Extravehicular Activity. Final report on NAG 9-134/4, F.G. Hall Hypo/Hyperbaric Center, October 1994.
- [Völ94] Ernst B. Völm. Ein Neues Rechenmodell Für Tauchcomputer. *dive-master*, (2):43–52, 1994.
- [WHFW86] P.K. Weathersby, B.L. Hart, E.T. Flynn, and W.F. Walker. Human Decompression Trial in Nitrogen-Oxygen Diving. Interim Report NMRI 86-97, Naval Medical Research Institute, Bethesda (MD), USA, September 1986.
- [Wie90] Bruce Wienke. Reduced Gradient Bubble Model. *International Journal of Biomedical Computing*, 26:237–256, 1990.

- [Wie92] Bruce Wienke. Numerical Phase Algorithm for Decompression Computers and Application. *Computers in Biology and Medicine*, 22(6):389–406, 1992.
- [Wie98] Bruce E. Wienke. *Physics, Physiology and Decompression Theory for the Technical and Commercial Diver*. NAUI Technical Division of NAUI Worldwide, 1. edition, 1998.
- [Wie00] Bruce Wienke. Abyss/Reduced Gradient Bubble Model: Algorithm, Bases, Reductions, and Couplings to ZHL Critical Parameters. www.abysmal.com, 2000.
- [Wor65] Robert D. Workman. Calculation of Decompression Schedules for Nitrogen-Oxygen and Helium-Oxygen Dives. Interim Report Research Report 6-65, U.S. Navy Experimental Diving Unit, Washington, D.C., USA, May 1965.
- [WSH⁺85] P.K. Weathersby, S.S. Survanshi, L.D. Homer, B.L. Hart, R.Y. Nishi, E.T. Flynn, and M.E. Bradley. Statistically Based Decompression Tables I: Analysis of Standard Air Dives: 1950-1970. Interim Report NMRI 85-16, Naval Medical Research Institute, Bethesda (MD), USA, March 1985.
- [WSHM86] P.K. Weathersby, S.S. Survanshi, J.R. Hays, and M.E. McCallum. Statistically Based Decompression Tables III: Comparative Risk Using U.S. Navy, British, and Canadian Standard Air Schedules. Interim Report NMRI 86-50, Naval Medical Research Institute, Bethesda (MD), USA, July 1986.
- [WSNT92] P.K. Weathersby, S.S. Survanshi, R.Y. Nishi, and E.D. Thalmann. Statistically Based Decompression Tables VII: Selection and Treatment of Primary Air and N₂O₂ Data. Final Report NMRI 92-85, Naval Medical Research Institute, Bethesda (MD), USA, September 1992.
- [YH86] D.E. Yount and D.C. Hoffman. On the Use of a Bubble Formation Model to Calculate Diving Tables. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, 57:149–156, February 1986.
- [YL80] D.E. Yount and D.A. Lally. On the Use of Oxygen to Facilitate Decompression. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 51(6):544–550, June 1980.
- [YMB00] David E. Yount, Eric B. Maiken, and Erik C. Baker. Implications of the Varying Permeability Model for Reverse Dive Profiles. In Lang and Lehner [LL00].

