

Dekothorie verstehen

Robert C. Helling
helling@atdotde.de

Version 1.01 vom 29. Juli 2011
veröffentlicht unter CreativeCommons BY-SA 3.0 Lizenz



1 Warum noch eine Beschreibung der Dekothorie?

Taucher, die nicht nur wissen wollen, wie man Dekozeiten für einen Tauchgang bestimmt, etwa mit einer Tabelle, einem Tauchcomputer oder einem Programm auf dem heimischen Computer, sondern sich nicht mit diesen Blackboxlösungen zufriedengeben wollen, finden inzwischen im Internet eine große Reihe von Quellen, in denen beschrieben ist, wie die zugrundeliegenden verschiedenen Algorithmen im Detail funktionieren. Niemand muss mehr in die nächste Bibliothek gehen und sich den Klassiker von Bühlmann[1] besorgen. In vielen Fällen bietet das Internet eine akkurate Wiedergabe, mit deren Hilfe auch schon viele ihre eigene Dekompressionssoftware geschrieben haben.

Warum also noch eine weitere Beschreibung? Hier soll es nicht noch ein weiteres Mal darum gehen, die Formeln für die Gewebesättigung anzugeben, die man dann in sein Programm einbauen kann, sondern es soll noch ein Schritt weiter zurück gemacht werden, und diese selber aus einfachen physikalischen Prinzipien hergeleitet werden. Es geht darum, zu zeigen, welche einfachen Annahmen, den verschiedenen Dekompressionsmodellen gemeinsam sind und an welchen Stellen sie sich unterscheiden. Weiterhin will ich deutlich machen, welche Teile der Verfahren sich direkte physikalische Folgerungen einfacher Annahmen sind, und an welchen Stellen empirische Untersuchungen eingehen (etwa in Form von Ziegen, die in Druckkammern verschiedenen Profile abfahren mussten, um zu sehen, welche gesundheitlichen Folgen sie davontragen).

Meine eigenen taucherischen Stand lässt sich als “ambitionierter Sporttaucher” beschreiben, ich mache selber Tauchgänge die Dekompressionsstopps erfordern und tauche auch gelegentlich unter Verwendung von extra Dekompressionsgasen (meist Nitrox50), allerdings bin ich sicher kein technischer Explorationstaucher, der schon Tauchgänge mit stundenlangen Austauschphasen in seinem Logbuch verzeichnet. Aus dieser Sicht bin ich sicher kein Dekompressionsexperte in einem praktischen Sinn.

Im Brotberuf bin ich allerdings theoretischer Physiker, der für sich in Anspruch nimmt, sich täglich auf der Suche nach der “Weltformel” damit befasst zu sein, Konsequenzen aus physikalischen Grundannahmen zu untersuchen und auf ihre Übereinstimmung mit dem, was wir in der realen Welt beobachten, abzuklopfen. Ebenso will ich hier auch die Theorie der Dekompression darstellen. Allerdings nochmal die explizite Warnung: Alles was ich hier beschreibe kann natürlich ein Hirngespinnst sein und der Umstand, dass die eine oder andere Theorie vorhersagt, dass nichts passieren kann, bedeutet nicht, dass man beim Befolgen dieser Vorhersagen nicht eine Dekokammer von innen besuchen muss.

Für wen schreibe ich diesen Text? Sicher braucht man kein Universitätsstudium um zu verstehen, was ich sagen will. Allerdings sollte man keine Angst vor (einfachen) Formeln haben,

vor allem sollte man verstehen wollen, was *hinter* den verschiedenen Dekompressionsmodellen steht. An einer Stelle müssen wir unterwegs eine (der einfachsten) Differentialgleichung lösen. Aber selbst wenn man das noch nie gemacht hat, kann man sicher den Rest mit Gewinn lesen.

In der Vergangenheit habe ich ein paar Mal interessierten Tauchern in Kurzseminarform die Physik der Dekotheorie erklärt. Dieser Text ist nun die schriftliche Ausarbeitung dieser Präsentationen.

2 Wo sich alle einig sind: Gewebesättigung

Jeder, der etwas von Dekompression versteht, hat davon gehört, dass in Modellen und Computern eine bestimmte Zahl (historisch oft 8 oder 16) verschiedene Gewebe des menschlichen Körpers simuliert werden, wobei die “schnellen” etwa Nerven und Gehirn entsprechen, während die “langsamen” Knochen sind, Haut und Muskeln liegen irgendwo dazwischen. Dies klingt recht kompliziert und man kann vermuten, dass bei der Aufstellung dieser Modelle viele verschiedene Teile des Körpers genau untersucht werden mussten.

Wir werden aber sehen, dass dem nicht so ist. Wir werden zwar auch verschiedene “Gewebe” finden. Für deren Simulation muss ich aber nichts genaues über Teile des Körpers wissen, ich kann mir alles durch eine einfache Überlegung herleiten. Der Trick dabei ist, dass ich gar nicht wissen muss, ob und wenn ja welcher Teil des Körpers einem theoretischen Gewebe entspricht. Die sich ergebende Dekostrategie hängt davon nicht ab.

Aber von Anfang an. Reden wir zunächst nicht von Gasen und Körpergeweben, sondern stellen uns erst etwas viel alltaeglicheres vor: Stellen wir uns ein leeres Zimmer vor, in das wir mit viel Schwung eine große Zahl von Flummis werfen. Diese springen nun wild zwischen den Wänden hin und her, der Einfachheit halber nehmen wir an, dass es so perfekte Flummis sind, dass sie beim Zurückprallen keine Energie verlieren und sie daher nicht immer langsamer werden und am Ende alle auf dem Boden liegen, vielmehr fliegen sie immer weiter wild durch die Gegend.

Dieses Zimmer ist nun durch eine Luke mit einem zweiten, ebensolchen Zimmer verbunden, in das in gleicher Weise Flummis (möglicher Weise aber eine andere Zahl) geworfen wurden, so dass die Flummis in beiden Zimmern im Mittel in etwa die gleiche Geschwindigkeit haben. Jetzt öffnen wir die Luke und wenn einer der Flummis statt der Zimmerwand die offene Luke trifft, fliegt er in den anderen Raum. Wenn der Flummi von Raum 1 in Raum 2 fliegt, nimmt offenbar die Zahl der Flummis in Raum 1 (nennen wir sie N_1) um einen ab und die Zahl der Flummis in Raum 2 (entsprechend N_2 genannt) um eins zu. Uns interessiert jetzt, wie sich die Zahl der Flummis in Raum 1 mit der Zeit verändert. Da die Flummis wild und damit quasi zufällig durch die Gegend fliegen, können wir nicht wissen in welchen Momenten genau ein Flummi in der einen oder anderen Richtung durch die Luke fliegt. Wir können aber versuchen zu verstehen, die Flummizahl im im Mittel verhält.

Dazu fragen wir uns, wie wahrscheinlich es ist, dass in der nächsten Sekunde ein Flummi von Raum 1 nach Raum 2 fliegt oder genauer, wieviele Flummis im Durchschnitt in der nächsten Sekunde aus Raum 1 kommend auf durch die Luke fliegen. Genau können wir das nicht wissen (das hängt zum Beispiel von der Geometrie des Zimmers ab und davon, wie groß die Luke ist) aber offenbar ist die Rate der Flummis, die aus Raum 1 kommend auf die Luke treffen, proportional zu N_1 , der Zahl der Flummis in Raum 1: Jeder einzelne von ihnen trifft mit der gleichen Wahrscheinlichkeit auf die Luke und habe ich doppelt so viele Flummis im Raum, fliegen auch wahrscheinlich doppelt so viele Flummis von diesem Raum aus durch die Luke. Insbesondere ist für die Frage der Zahl der Flummis, die aus Raum 1 kommen egal, wieviele Flummis schon in Raum 2 sind.

Umgekehrt ist die Zahl der Flummis, die in der entgegengesetzten Richtung durch die Luke

fliegen, proportional zu N_2 . Die Änderung der Gesamtzahl der Flummis pro Zeiteinheit in Raum 1 kommt zustande durch Herausfliegen von Flummis (zählt negativ) und Hereinfliegen von Flummis (zählt positiv). Insgesamt ist die Änderung ΔN_1 proportional zu $N_2 - N_1$. Dies bezieht sich auf eine kurze Zeiteinheit Δt . Mit einer (uns unbekannt) Proportionalitätskonstante c gilt also

$$\frac{\Delta N_1}{\Delta t} = c(N_2 - N_1). \quad (1)$$

Bisher hatte ich verschwiegen, dass es Flummis in zwei verschiedenen Farben gibt, rote und grüne. Deren Anzahl in Raum 1 ist R_1 beziehungsweise G_1 und $R_1 + G_1 = N_1$. Frage ich nun nach der zeitlichen Änderung von R_1 , ist es offenbar egal, wieviele grüne Flummis unterwegs sind, es gilt ganz genau so

$$\frac{\Delta R_1}{\Delta t} = c(R_2 - R_1) \quad (2)$$

und eine entsprechende Gleichung für die grünen.

Der Witz, warum ich das alles so überaus ausführlich aufschreibe, ist, dass es sich mit den Molekülen eines Gases genau so verhält, wie mit den Flummis in den Zimmern: Wenn ich zwei verschiedene Bereiche habe, zwischen denen sich die Gasmoleküle durch eine Engstelle bewegen können, verhält sich deren Anzahl in der gleichen Weise.

Genau gesagt, sollte ich nicht die Anzahl, sondern die (Anzahl-)Dichte, also die Zahl der Moleküle pro Volumen betrachten (wenn im Beispiel oben die Zimmer nicht gleich gross sind, kommt es auch jeweils bei der Wahrscheinlichkeit die Luke zu treffen auf die Zahl der Flummis pro Volumen an, wenn der Raum größer ist, trifft jeder einzelne seltener auf eine Wand oder die Luke). Bei fester Temperatur ist die Anzahldichte der Gasmoleküle proportional zum Druck; habe ich die doppelte Zahl von Molekülen in einem bestimmten Volumen, ist der Druck doppelt so groß.

Ist der Druck des Gases in den beiden Bereichen p_1 beziehungsweise p_2 , so gilt ganz genau so wie bei den Flummis

$$\frac{\Delta p_1}{\Delta t} = c(p_2 - p_1), \quad (3)$$

allerdings hat natürlich die Proportionalitätskonstante für Flummis einen anderen Wert, als die für Gasmoleküle. Der Einfachheit schreibe ich aber in beiden Fällen c , immerhin kennen wir ja auch in beiden Fällen nicht den Wert von c .

Insbesondere kann man sich vorstellen, dass der Bereich 1 ein kleiner Teil des Körpers des Tauchers ist (egal welcher) und Bereich 2 das Gas, dass er einatmet (also was er in Mund und Lunge hat). Wie genau die Verbindung funktioniert (wie die Luke im Detail aussieht) ist irrelevant. Statt 1 und 2 nennen wir daher den Druck in dem kleinen Körperbereich einfach p und den Umgebungsdruck p_u .

So wie es bei den Flummis verschiedene Farben gibt, die sich nicht gegenseitig beeinflussen, ist es auch, wenn mein Atemgas aus verschiedenen Gasen besteht (etwa Stickstoff, Helium und Sauerstoff). Ich kann und muss die Molekülzahlen für jedes Gas einzeln und unabhängig von den anderen betrachten, so wie ich auch die Gleichung für G_1 unabhängig von R_1 gefunden hatte. Übertragen auf die Gase bedeutet das, dass ich immer, wenn ich in diesem Abschnitt von "Druck" spreche, den Partialdruck eines Gases meine, und alles, was ich ausrechne, für jedes Gas einzeln ausrechnen muss.

Eine Ausnahme bildet dabei nur der Sauerstoff: Dieser verhält sich anders, da er nicht wie die anderen (Inert-)Gase wie hier beschrieben "frei" im Körper unterwegs ist, sondern im Blut ans Haemoglobin gebunden ist, in unserem Bild sich nicht wie Flummis verhält, sondern quasi am Boden des Zimmers festgeklebt ist. Daher hat er für die Dekompression direkt auch eine Rolle (und ist im Atemgas, was die Deko betrifft, auch nur dafür da, bei gegebenem Gesamtdruck

den Partialdruck der anderen Gase entsprechend kleiner zu machen). Wir brauchen daher die Dekoberechnung nur für die Inertgase Stickstoff und Helium zu machen.

Da bekanntlich der Wasserdruck alle 10m Tiefe um 1bar steigt, ergibt sich der Umgebungs- (partial)druck einfach durch aus der momentanen Wassertiefe T : Ist der prozentuale Anteil des entsprechenden Gases am Atemgas γ , so ist

$$p_u = \gamma(T \cdot 0,1\text{bar/m} + 1\text{bar}). \quad (4)$$

Entsprechend kann ich mit Hilfe von (3), wenn ich den momentanen (Gewebe-)Druck p kenne, den Druck eine kurze Zeit Δt später berechnen:

$$p(t + \Delta t) = p(t) + c(p_u - p)\Delta t. \quad (5)$$

Genau diese Gleichung benutzen alle Tauchcomputer, um während des Tauchgangs den Druck p zu berechnen.

Im Grenzwert, dass ich das Zeitintervall Δt immer kürzer mache, erhalte ich eine Differentialgleichung

$$\dot{p} = c(p_u - p), \quad (6)$$

die ich lösen kann, wenn ich die Tauchtiefe T als Funktion der Zeit und damit p_u kenne. Insbesondere, wenn der Taucher nicht die Tiefe wechselt, p_u also konstant ist, kann man einfach integrieren (wenn man denn weiss, wie man solche "gewöhnlichen" Differentialgleichungen erster Ordnung löst)

$$p(t) = p_u - (p_u - p(t=0))e^{-ct}. \quad (7)$$

Diese Gleichung fällt oft in Beschreibungen von Dekomodellen vom Himmel. Wie wir hier gesehen haben, ist sie aber eine direkte mathematische Konsequenz aus der sehr viel einfacheren Gleichung (5), die sich direkt aus Überlegungen, wie denen über die Flummis ergibt.

Das einzige Problem, das wir noch haben, ist, dass wir die Proportionalitätskonstante c nicht kennen. Das wäre auch ziemlich viel verlangt, immerhin hänge sie von vielen Details ab, die wir nicht kennen: Bei den Flummis ist sie etwa von der Größe der Luke und beim Taucherbeispiel von der genauen Verbindung zwischen Atemtrakt und dem Gewebestück, um das es geht, abhängig. Der Trick besteht aber darin, dass wir c nicht wirklich kennen müssen, wir machen unsere Berechnung einfach mehrfach für alle realistisch in Frage kommenden Werte von c .

Aber welche Werte kommen in Frage? Aus (7) kann man erkennen, dass c mal die Zeit t die exponentielle Angleichung von p and p_u beschreibt, c hat also eine Einheit von $1/\text{Zeit}$, statt ct kann ich auch t/t_e schreiben mit der Zeit $t_e = 1/c$. t_e ist die Zeit, in der der Druckunterschied zwischen p und p_u sich um den Faktor e verringert hat. Das ist fast wie eine Halbwertszeit und in der Tat halbiert sich die Druckdifferenz in der Zeit $t_{1/2} = t_e \ln(2)$.

Für welche Halbwertszeiten $t_{1/2}$ (beziehungsweise t_e oder entsprechend c) sollen wir unsere Rechnungen machen? Die Antwort ist einfach: Für alle, die für Tauchgänge relevant sind! Sporttauchgänge und selbst anspruchsvolle Tec-Tauchgänge dauern maximal ein paar Stunden. Ich brauche also keine Simulation zu machen für etwas, das eine Halbwertszeit von vielen Stunden hat. Hier ist der Gasaustausch so langsam, dass während des Tauchgangs keinen nennenswerten Menge Gas zwischen den Bereichen hin- oder herwechselt, hier tut sich also nichts. In der Praxis benutzt man in der Regel etwa zehn Stunden als langsamste Halbwertszeit. (Streng genommen sollte man auch noch längere Halbwertszeiten berücksichtigen, wenn man tagelange Sättigungstauchgänge macht oder wenn man die langfristige Aufsättigung während eines langen Tauchurlaubs mit intensivem Tauchen berechnen will).

Am anderen Ende überlegt man sich, in welchen typischen Zeiten sich denn der Umgebungsdruck p_u verändert. Typische Auf- und Abtauchgeschwindigkeiten bedeuten, dass hier

schnellstens auf der Minutenskala wesentliche Änderungen von p_u ergeben. Das bedeutet dann aber, dass, sollte $t_{1/2}$ kürzer sein, sich praktisch kein Unterschied zwischen p und p_u aufbauen kann. Daher wählt man für gewöhnlich fünf Minuten als die kürzeste relevante Halbwertszeit.

Im Prinzip müsste man nun die Berechnung von p für alle $t_{1/2}$ zwischen fünf Minuten und zehn Stunden machen. Da sich aber p für $t_{1/2} = 100\text{min}$ nicht wesentlich von $t_{1/2} = 101\text{min}$ unterscheidet, genügt es offenbar eine Auswahl von in diesem Bereich verteilten $t_{1/2}$ zu simulieren. Diese sollten gleichmäßig verteilt sein und eine kurze Überlegung zeigt, dass die Abdeckung am besten ist, wenn nicht der absolute Unterschied zwischen zwei aufeinanderfolgenden Halbwertszeiten immer gleich ist, sondern, wenn die prozentuale Zunahme konstant ist.

10 Stunden ist 120 mal länger als 5 Minuten. Wollen wir 16 Gewebe simulieren, müssen wir den Faktor 120 in 15 gleiche Teile teilen. Da die 15. Wurzel aus 120 etwa $120^{1/15} \approx 1.376$ ist, müssen die Halbwertszeiten immer um 37.6% zunehmen. Wir erhalten als Halbwertszeiten (jeweils auf ganze Minuten gerundet):

$$5, 7, 9, 13, 18, 25, 34, 47, 64, 88, 122, 167, 230, 317, 436, 600 \quad (8)$$

Selbstverständlich ist etwas Willkür in der Wahl des schnellsten und des langsamsten Gewebes und die Wahl einer Einteilung in 16 Gewebe war wohl auch ein derzeit angemessener Kompromiss aus Genauigkeit und Rechenkapazität (will man nur 8 Gewebe simulieren, lässt man einfach jedes zweite weg).

Offenbar haben wir bisher sehr wenige Daten in unser Modell hineinstecken müssen: Wir haben nur die Annahme gemacht, dass die Partialdruckänderung in einem beliebigen Gewebe des Körpers proportional zum Unterschied zwischen dem momentanen Druck und dem entsprechenden Partialdruck im Atemgas ist, technisch gesagt bedeutet das, dass "Diffusion" der relevante Prozess ist. Ausserdem haben wir noch hineingesteckt, dass für einen Tauchgang relevante Zeitskalen sich zwischen ein paar Minuten und mehreren Stunden erstrecken. Alles andere hat sich dann daraus ergeben. Insbesondere haben wir die Halbwertszeiten errechnet und diese Überlegung hatte nichts damit zu tun, ob und wenn ja welche konkreten Körpergewebe diese oder ähnliche Halbwertszeiten haben. Weil es bis hier so einfach ist, sind sich in diesem Teil auch alle Dekoalgorithmen einig.

3 Von der Sättigung zur Ceiling

Letztendlich interessiert uns aber gar nicht, was der Partialdruck der verschiedenen Gase in den unterschiedlichen Körpergeweben ist, sondern wir wollen wissen, was das für die Frage bedeutet, wie wir wieder sicher aus dem Wasser herauskommen, insbesondere, ob wir ohne explizite Dekostopps auftauchen dürfen. Diese Frage allerdings kann nicht von der Physik alleine beantwortet werden, hier müssen wir uns auf Beobachtungen stützen, welche Werte in der Vergangenheit zu sicheren Tauchgängen geführt haben.

Schon relativ lange war bekannt, dass man bei Tauchgängen, die flacher als 10m waren, ohne Stopps auftauchen kann, egal wie lange sie gedauert haben. Das legt nahe, dass selbst wenn die Gewebe mit einem Atemgasdruck von zwei Bar gesättigt sind, ein Auftauchen zur Oberfläche mit einem Umgebungsdruck von einem Bar problemlos möglich ist. Diese Erkenntnis möchte man gerne auch zu größeren Tauchtiefen extrapolieren. Verschiedene alte (man muss wohl sagen: veraltete) Dekomodelle sagten daher vorher, dass man immer auf den halben Druck, der im Gewebe herrscht auftauchen darf, andere sagten, dass ein Überdruck von einem Bar immer toleriert werden kann. In der Praxis stellten sich aber das eine als zu aggressiv, das andere als zu konservativ heraus. Bühlmanns ausgiebige Versuche in der Druckkammer ergaben, dass die Wahrheit dazwischen liegt: Für ihn war die Beziehung zwischen Druck im Gewebe und

minimalem erlaubten Gewebedruck eine Gerade, also von der Form

$$ap + b < U. \tag{9}$$

Dabei ist U der Umgebungsdruck (an dieser Stelle tatsächlich der gesamte Umgebungsdruck, nicht nur der Partialdruck des momentan betrachteten Gases¹) und a und b sind experimentell bestimmte Konstanten, die auch für die verschiedenen Gewebe unterschiedlich sind und die bei Bühlmann tabelliert sind. Er gibt später auch eine Formel an, mit deren Hilfe man sie aus der Halbwertszeit berechnen kann, aber diese Formel ist wohl nicht theoretisch (wie die obigen), sondern empirisch, er hat also nach einer Formel gesucht, die in etwa die gemessenen Werte wiedergibt, ohne dass es einen physikalischen Grund für die funktionale Abhängigkeit gibt.

Man sollte noch beachten, dass “gemessen” hier ein komplexes Verfahren ist: Man macht eine Annahme über die Werte von a und b für alle 16 Gewebe und berechnet daraus Dekoprofile für viele verschiedene Tauchgänge. Diese macht man dann (im Wasser oder in der Druckkammer) und schaut, ob es Symptome der Dekompressionskrankheit gibt. Je nachdem ob ja oder nein verändert man dann seine Annahmen für die a 's und b 's etwas und wiederholt das Verfahren. Dabei wählt man insbesondere Tauchgänge aus, die jeweils von einem Gewebe bestimmt sind (wie wir gleich sehen werden) und verändert dann die Werte für dieses Gewebe.

Alle klassischen (also Diffusions-)Dekomodelle beruhen auf diesem Verfahren, unterscheiden sich effektiv nur durch die Wahl der Werte für die Koeffizienten a und b .

Hat man sich für einen Satz Koeffizienten entschieden, kann man Dekompressionsprofile berechnen: Man macht den Tauchgang bis zu dem Punkt, bei dem es ans Auftauchen geht und berechnet bis hierhin die Gewebesättigungen p , wie im vergangenen Abschnitt in (4) beschrieben. Nun rechnet man für jedes Gewebe mit (9) aus, bis zu welchem Umgebungsdruck und damit bis zu welcher Tiefe man auftauchen darf. Die größte so ermittelte Tiefe ist die “Ceiling” und bis zu dieser taucht man auf. Dort macht man dann einen Stopp bis alle Gewebe grünes Licht für ein Auftauchen zur nächst geringeren Stopptiefe (typischer Weise 3 Meter flacher) geben und taucht bis dahin auf und so weiter, bis der Weg an die Oberfläche frei ist.

Bei diesen Diffusions-Dekomodellen ist die Strategie also immer so weit, wie es grade noch geht, aufzutauchen, da hier das Gas am schnellsten wieder aus dem Körper entfernt wird.

4 Blasenmodelle

Auf den bisherigen Überlegungen basierend wurden lange Zeit alle Tauchgänge durchgeführt, allerdings wuchs mit der Zeit die Unzufriedenheit, da, selbst wenn es nicht zu Dekounfällen kam, doch oft Symptome wie Müdigkeit nach dem Tauchgang beobachtet wurden und auch mit Dopplersonographie Gasblasen im Blut der Taucher nachgewiesen werden konnten, die für die Müdigkeit und andere subklinische Symptome verantwortlich gemacht wurden. Daher versuchte man, “modernere” Dekostrategien zu entwickeln, die darauf abzielen, diese Blasen nicht entstehen zu lassen oder sie zumindest nicht über eine kritische Größe anwachsen zu lassen.

Blasen werden von den Diffusionsmodellen nicht erfasst, da diese immer davon ausgehen, dass alle Gase, solange es nicht zum Dekounfall kommt, in den Geweben gelöst sind und nicht ausperlen. Dies ist jedoch eine vereinfachte Annahme, da sich gezeigt hat, dass im Blut zu jedem Zeitpunkt Blasenkeime vorhanden sind, die wachsen können, sobald Gas beim Auftauchen aus dem Körper wieder abtransportiert wird. Haben die Blasen dann eine bestimmte Größe erreicht,

¹Sonst würde Dekompression mit hochprozentigen Nitroxgemischen nicht funktionieren, da diese den Partialdruck des Stickstoffs und Heliums in der Umgebung noch weiter absenken, als das das bottom gas auf der gleichen Tauchtiefe schon gemacht hätte

sind sie wesentlich für die Symptome der Dekompressionskrankheit verantwortlich. Es ist daher entscheidend, dieses Blasenwachstum im Dekompressionsmodell auch einzubauen. Wiederum wollen wir versuchen, ein möglichst einfaches Modell einer Blase zu finden, das trotzdem die wesentlichen Aspekte richtig abbildet.

Bei den Gasblasen im Blut oder im Gewebe wird das Gas durch eine dünne Membran von der Umgebung getrennt. Diese Membran ist jedoch nicht dicht, sondern die Gasmoleküle können sie (wenn auch immer nur in kleinen Raten) durchdringen. Daher ist wieder die Diffusion, also das Verhalten der Flummis in den zwei Zimmern mit Luke dazwischen, das zu einer Gleichung der Form (4) führt, ein wichtiger Prozess. Nach wie vor berechnen wir den Gasdruck p in den Geweben wie im vorherigen Abschnitt. Diesen verwenden wir dann als ‐Außendruck‐ für einen Gasaustausch mit dem Inneren der Blase, die dann quasi ein weiteres Gewebe darstellt (das aber eben nicht an den Umgebungsdruck p_u des Atemgases gekoppelt ist, sondern an den Gewebegasdruck p).

Nun kennen wir die Gasmenge in der Blase beziehungsweise deren Innendruck p_b . Damit können wir ausrechnen, wie groß die Blase ist: Auf die Membran drückt von innen der Innendruck des Gases in der Blase, von außen drückt der Umgebungsdruck U . Zusätzlich hat auch noch die Membran eine Spannung wie ein Luftballon, bei dem die Spannung des Gummis versucht, den Ballon zusammen zu drücken. Diese Spannung kann man berechnen, wenn man annimmt, dass die Ausdehnung der Membran eine bestimmte Menge Energie kostet, die proportional zur Oberfläche der Membran, also zum Quadrat des Radius der Blase ist. Das Volumen der Blase ist jedoch proportional zur dritten Potenz des Radius, daher ist die Spannungsenergie $E \propto V^{2/3}$. Diese Energie trägt bei zu einem Druck auf die Blase von

$$p_m = \frac{\partial E}{\partial V} \propto V^{-1/3} \propto \frac{1}{r} \quad (10)$$

bei. Der Radius der Blase stellt sich dann so ein, dass der Druck des Gases im Blaseninnern gerade den Umgebungsdruck plus den Druck der Membranspannung ausgleicht.

Überlässt man eine solche Blase sich selbst, ist der Innendruck immer größer als der Umgebungsdruck (der Unterschied ist ja der Druck der Membranspannung p_m). Daher wird auf Dauer immer Gas aus der Blase herausgedrückt und die Blase schrumpft langsam. Steigt jedoch der Druck im Gewebe p an, so pumpt dieser die Blase quasi auf, da Gas aus dem Gewebe in die Blase diffundiert. Außerdem ändert sich der Blasenradius wenn sich der Umgebungsdruck ändert: Taucht man ab, wird die Blase zusammengedrückt, taucht man auf, dehnt sie sich aus.

Alle diese Prozesse finden potentiell gleichzeitig statt. Die Idee der Dekompression bei Blasenmodellen ist nun, dass man das Austauschprofil so wählt, dass die Blasen nie über eine bestimmte Größe anwachsen. In der Tiefe baut sich der Gewebedruck auf und damit auch der Blasendruck. Bis dahin ist die Blase noch klein. Es ist zwar schon viel Gas in sie hineingepumpt worden, allerdings drückt der Umgebungsdruck sie noch zusammen. Erst wenn man mit dem Aufstieg beginnt, kann sie zu wachsen beginnen, da der die Blase zusammendrückende Umgebungsdruck kleiner wird. Der Gasverlust durch die Membran ist dabei ein gegenläufiger Prozess. Welcher der beiden gewinnt, Blasenwachstum oder -schrumpfen, hängt wesentlich von der Geschwindigkeit des Aufstiegs ab. Haben die Blasen erst eine gewisse Größe erreicht, geht das Schrumpfen nur noch sehr langsam, da es ja von der Druckdifferenz durch p_m getrieben ist und diese umgekehrt proportional zum Blasenradius ist, siehe (10). Daher ist es entscheidend, die Blasen früh im Aufstieg schrumpfen zu lassen und sie nicht zu groß werden zu lassen.

Bisher habe ich die Blasendynamik weitestgehend nur qualitativ und nicht wie oben in Gleichungen beschrieben. Dies ist zwar möglich, jedoch erfordert diese Beschreibung viele weitere Parameter, die nicht bekannt oder direkt messbar sind: Man muss die Oberflächenspannung der Blasen kennen (die Proportionalitätskonstante in (10)), man muss die Diffusionskonstante zwischen Blase und Gewebe kennen, man muss wissen, welche Größe die anfänglichen Blasenkeime

haben und wie groß sie symptomlos wachsen dürfen und so weiter. Letztendlich kann man diese Modellparameter wieder nur Vergleichen von Rechnungen mit (Druckkammer)-Tauchgängen gewinnen, wobei es schwierig ist, verlässliche Zahlen zu gewinnen. Modelle wie VPM (beziehungsweise VPM-B, das noch die Oberflächenspannung für kleine Basen abändert, was einen weiteren Parameter erfordert)[2] und vermutlich auch RGBM (auch wenn hier keine Details veröffentlicht sind[3]) versuchen genau dies.

Eine weitere Schwierigkeit dieser Modelle ist, dass anders als bei den Diffusionsmodellen, für die Berechnung der Anfangsphase der Dekompression auch der zukünftige Verlauf des Tauchgangs eingeht: Bei den Diffusionsmodellen, gibt mir der Gasdruck p in den Geweben zu jedem Zeitpunkt nur die Ceiling an. Solange ich tiefer als diese bleibe, ist alles egal, nur wenn ich die Ceiling nach oben verschieben will, muss ich mindestens soweit auftauchen, dass p abnimmt. Bei den Blasenmodellen muss ich jedoch den zukünftigen zeitlichen Verlauf den Umgebungsdrucks U kennen, damit ich ausrechnen kann wie sich die Blasengröße in der Zukunft verändert. Daraus kann ich dann berechnen, wie gross momentan, bei der gegenwärtigen Tiefe, Blasen sein dürfen, damit sie später nicht zu einem Problem werden. Sind sie jetzt schon zu groß muß ich zunächst noch auf der Tiefe bleiben und sie schrumpfen lassen. Wie klein aber klein genug ist, hängt davon ab, wie ich weiter austauche. Daher werden in diesen Modellen die Dekompressionspläne iterativ erstellt: Ich mache zunächst eine Annahme, wie gross die Blasen sein dürfen, berechne dann die weitere Deko und schaue, ob meine Annahme gerechtfertigt war. Andernfalls starte ich mit einer neuen Annahme. Dieses Verfahren ist wesentlich komplizierter, was insbesondere bei der beschränkten Rechenkapazität eines Tauchcomputers ins Gewicht fällt.

Das Fazit über die Blasenmodelle sollte daher sein, dass die Diffusionsmodelle in Anbetracht der Blasen einen qualitativen Fehler haben: Im Diffusionsmodell halte ich die Dekompression kurz, indem ich immer maximal weit auftauche; knapp unter der Ceiling ist der Gasabbau aus dem Gewebe am effektivsten. Die Lehre der Blasenmodelle ist jedoch, dass das Gas aus den Blasen möglichst noch in der Tiefe abgebaut werden sollte, solange die Blasen klein sind, denn haben sie sich erst ausgedehnt ist der Abbaumechanismus, der auf der Innen- zu Aussendruckdifferenz $p_m \propto 1/r$ beruht, nicht mehr sehr effektiv. Allerdings ist es in der Praxis auch sehr schwer, aus der Simulation von Blasen verlässliche, quantitative Vorhersagen zu machen, da die Modelle zu viele unbekannte Parameter haben.

5 Der Kompromiss: Blasenmotivierte Diffusionsmodelle

Aus dem eben geschilderten Dilemma kann man nun versuchen einen pragmatischen Ausweg zu nehmen: Man verwendet weiterhin die quantitativ einfach zu behandelnden Diffusionsmodelle, erweitert sie jedoch um die qualitativen Aspekte der Blasendynamik. Letztlich geht es dabei nur darum, nicht zu schnell an die Ceiling aufzutauchen, sondern schon vorher innezuhalten, um den Blasen eine Chance zu geben Gas abzugeben, bevor sie nennenswert wachsen.

Die einfachste Version dieser Idee sind die Pyle- oder Deep-Stopps: Hier verwendet man ein klassisches Diffusionsmodell (etwa das von Bühlmann), fängt aber schon bei 80% des maximalen Umgebungsdrucks kurze, regelmäßige Stopps von einer oder zwei Minuten immer wieder bei 80% des Umgebungsdrucks des letzten Stopps zu machen, bis man die Ceiling, die das Diffusionsmodell vorgibt, erreicht. Den Rest der Dekompression folgt man dem Diffusionsmodell. Dieses Verfahren ist so einfach, dass man die Berechnung des Diffusionsmodells einem normalen Tauchcomputer überlassen kann und die Deep-Stopps im Kopf während des Tauchgangs berechnet und einschibt. Dabei ist nur zu beachten, dass sich die vom Tauchcomputer auf der Tiefe angezeigte Austauschzeit sich nicht nur um die Dauer der Deep-Stopps verlängert, sondern während der Deep-Stopps auch noch einige Gewebe weiter Gas aufnehmen können, wodurch sich zusätzlich die Dekoverpflichtung des Diffusionsmodells vergrößert.

Eine weitere, etwas kompliziertere und daher nicht mehr kopfrechengeeignete Version sind die sogenannten “Gradientenfaktoren”. Bei diesen ist die Idee, dass man die mit (9) berechnete maximale Druckdifferenz zwischen Gewebedruck p und Umgebungsdruck U nicht voll ausnutzt, sondern nur einen bestimmten, tiefenabhängigen Prozentsatz: Man beginnt die Dekompression mit einem kleinen (typischer Weise 10 bis 20%) Teil (genannt “Gradient Factor low”, GF_l) der von (9) erlaubten Druckdifferenz und bestimmt so eine erste Stopptiefe T_s . Im weiteren Verlauf der Dekompression vergrößert man den erlaubten Anteil linear mit der weiteren Tiefe bis zu einem Oberflächenanteil, “Gradient Factor high”, GF_h genannt (oft 80 oder 90%). Der erlaubte Anteil in einer Tiefe T ist also

$$GF(d) = GF_h - (GF_h - GF_l) \frac{T}{T_s}. \quad (11)$$

Mit diesem verkleinerten Anteil ergibt sich dann eine Ceiling in wesentlich größerer Tiefe als beim nackten Diffusionsmodell. Ein GF_h von weniger als 100% stellt einfach eine Sicherheitsmarge im Vergleich zum ursprünglichen Diffusionsmodell dar, während GF_l bestimmt, auf welcher Tiefe man mit den Stopps beginnen will.

In der Regel ergeben sich so sehr ähnliche Austauschprofile wie bei der Berechnung mit Blasenmodellen, wobei aber hier die Berechnung nicht komplizierter als beim ursprünglichen Diffusionsmodell ist. Daher sind Gradientenfaktoren eine gute Möglichkeit einfache Programme für (Tauch)-Computer zu schreiben, die trotzdem die Charakteristiken von blasenbasierten Modellen haben.

6 Oder doch noch einfacher?

Letztendlich enthalten alle Dekompressionsmodelle Parameter, die nur in langwierigen Experimenten (oder zumindest durch die Auswertung sehr vieler Tauchgangsprofile mit und ohne Symptome von Dekompressionskrankheit) zu bestimmen sind. Und auch dann hängt natürlich die Frage, ob ein Tauchgang folgenlos bleibt oder sich Dekompressionsbeschwerden einstellen, von viel mehr Faktoren als nur dem Tauchgangsprofil ab: Die körperliche Verfassung oder die Flüssigkeitsmenge im Körper oder sogar psychische Effekte und nicht zuletzt das Glück spielen eine wesentliche Rolle. Daher ist es auch gar nicht sinnvoll, eine übermäßige Genauigkeit von einem Dekompressionsmodell zu verlangen, würden doch die anderen Faktoren jede numerische Genauigkeit wieder verwischen.

Ausserdem gibt es aus Sicht der Dekompression gar nicht so viele unterschiedliche Tauchgänge: Es sind im wesentlichen (zumindest bei tieferen, dekompensationspflichtigen Tauchgängen, bei denen man die Grundzeit auf einer festen Tiefe verbringt) nur zwei Größen, die charakteristisch für einen Tauchgang sind: die maximale Tiefe und die Grundzeit. Beide diese Größen bewegen sich auch nur in einem bestimmten Rahmen, so dass man im Prinzip eine große Tabelle aller möglichen Tauchgänge (gegeben durch Tiefe und Grundzeit) und der jeweiligen erfolgreichen Austauschpläne aufstellen könnte. Viel mehr als diese Austauschpläne muss auch kein Dekompressionsmodell liefern (vielleicht von Wiederholungstauchgängen und Tauchgängen mit mehr als einer wesentlichen Tiefe, “multi-level Tauchgänge” von einer großen Ausbildungsorganisation genannt) abgesehen.

Das bedeutet, dass man, stellt man ein neues Modell auf (oder schreibt zumindest ein neues Computerprogramm), es gar nicht nötig ist, wieder viele Druckkammerversuche zu machen, um die Parameter des Modells zu bestimmen. Vielmehr reicht es, die Vorhersagen des Modells mit den bekannten, erfolgreichen Austauschprofilen zu vergleichen und die Parameter so zu bestimmen, dass diese Profile reproduziert werden (woraufhin man sich allerdings fragen kann, wozu man dann ein neues Modell braucht).

Letztendlich ist auch die traditionelle Dekotabelle genau dies: Eine Zusammenfassung erfolgreicher Dekoprofile (wenn auch in der Regel selber mit einem Computerprogramm berechnet). Eine moderne Variation dieser Idee stellt “Deco on the fly” oder “Ratio Deco” [4] dar. Dieses ist eigentlich eine Mnemotechnik, eine Tabelle von erfolgreichen Austauschprofilen für übliche Tauchgänge auswendig zu lernen.

Damit ist “Deco on the fly” natürlich nur eine Sammlung von Zahlen und kein Dekompressionsmodell, wie die, die ich weiter oben beschrieben habe: Von einem Modell würde ich verlangen, dass es mir in gewissem Maß eine Erklärung dafür liefert, was für Vorgänge ablaufen im Innern der Blackbox, die den Austauschplan produziert, was dann etwa wieder Grundlage für einer Extrapolation sein kann. In jedem Fall liefert ein solches Modell ein zusätzliches Verständnis der relevanten Prozesse (was genau ich in diesem Text vermitteln wollte). Letztendlich können wir aber (zumindest ohne direkt im Körper des Tauchers nachzumessen) wissen, ob diese Modellierung etwas mit der Wirklichkeit zu tun hat oder nur zufällig die richtigen Zahlenwerte für sichere Dekostopps liefert.

Weiterlesen

- [1] A. A. Bühlmann “*Decompression—decompression sickness*” Springer Verlag Berlin, 1983/1984
- [2] E. Maiken, E. Baker und D. Yount, diverse Artikel auf http://www.decompression.org/maiken/VPM/VPM_Publications.htm
- [3] Eine qualitative Beschreibung findet sich in <http://www.scuba-doc.com/rgbmim.pdf>
- [4] A. Georgitis “*Ratio Deco*” etwa von http://www.frogkick.nl/files/gue_ratio_deco.pdf