

Neue Ideen zur Berechnung der Dekompression
und der Dekompressionstabellen für (Sport-)
Taucher

Volker-James Münchhof

17. Februar 2001

Zusammenfassung

Dieser Beitrag zeigt, daß bei der derzeit angewendeten Berechnungsmethode der Dekompression und der Dekompressionstabellen für (Sport-) Taucher noch Dekompressionsrisiken bestehen und daß diese Risiken durch ein neues Berechnungsmodell und eine veränderte Anordnung der Gewebe (Kompartimente) bei der Berechnung der Dekompression vermindert werden können.

Inhaltsverzeichnis

1	Heutige Situation	5
2	Blutkreislauf des Menschen	6
3	Pneumatisches Modell	7
4	Elektrisches Modell	9
5	Berechnungen mit dem elektrischen Modell	13
5.1	Zwei parallelgeschaltete “Kunstgewebe”	14
5.2	Zwei reihengeschaltete “Kunstgewebe”	16
5.2.1	“Kunstgewebe” 1	16
5.2.2	“Kunstgewebe” 2	18
5.2.3	Beide “Kunstgewebe” zusammen	20
5.3	Weitere Berechnungen mit beiden “Kunstgeweben”	22
6	Erster Ansatz	24
7	Zukunft	25

Abbildungsverzeichnis

1	<i>Parallelschaltung der Kompartimente</i>	5
2	<i>Blutkreislauf des Menschen</i>	6
3	<i>Ersatzschaltbild mit Kondensatoren und Widerstand</i>	9
4	<i>Spannungsverlauf über den Kondensatoren</i>	10
5	<i>Parallelschaltung von 2 Geweben, 1. und 2. Gewebe</i>	14
6	<i>Reihenschaltung von 2 Geweben, 1. Gewebe</i>	16
7	<i>Reihenschaltung von 2 Geweben, 2. Gewebe</i>	18
8	<i>Reihenschaltung von 2 Geweben, 1. und 2. Gewebe zusammen</i>	20
9	<i>Reihenschaltung von 2 Geweben, HWZ=20min und 10min</i>	22
10	<i>Reihenschaltung von 2 Geweben, HWZ=20min und 30min</i>	23

Tabellenverzeichnis

1	<i>1. Dekompressionstabelle</i>	15
2	<i>2. Dekompressionstabelle</i>	20

2 Blutkreislauf des Menschen

In medizinischen Ratgebern, wie sie in vielen Haushalten zu finden sind, befinden sich Schautafeln, auf welchen der Blutkreislauf des Menschen abgebildet ist.

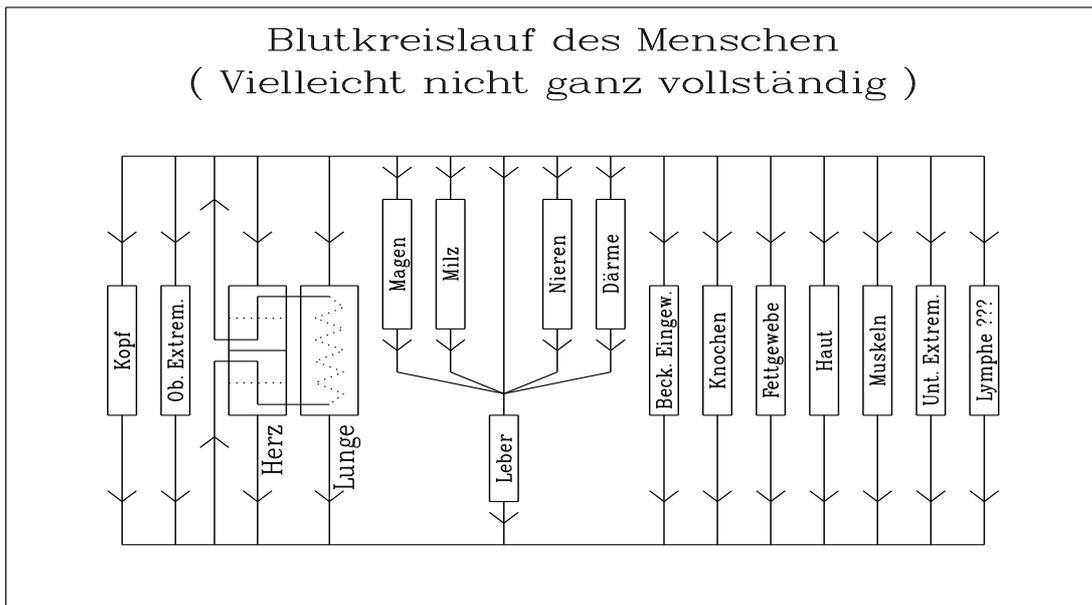


Abbildung 2: *Blutkreislauf des Menschen*

Schon bei oberflächlicher Betrachtung erkennt man, daß Gewebe, wie die Leber, neben der direkten Blutversorgung, auch mit Blut versorgt wird, welches vorher schon durch Magen, Milz, Nieren und Därme geflossen ist, also kein “frisches” Blut mehr ist (siehe Abbildung 2 auf Seite 6).

Dieses “Blockschaltbild”, das in den Büchern nur die Hauptverbraucher zeigt, wurde um die Gewebe: Haut, Muskeln, Knochen, Lymphhe und Fettgewebe erweitert. Es wird kein Anspruch auf Vollständigkeit erhoben.

Dennoch kann dem “Blockschaltbild” schon entnommen werden, daß ein Modell zu suchen ist, das sowohl “parallel”- als auch “seriell”-geschaltete Gewebe gleichermaßen nachbilden und simulieren kann.

3 Pneumatisches Modell

Wie ein pneumatisches Modell funktionieren könnte, kann man sich mit Tauchflaschen verschiedenen Volumens und einer kleinen Westenflasche (Tarierflasche) verdeutlichen.

Die Westenflasche mit einem Volumen von 0.5 Litern wird immer wieder mit einem Kompressor auf 200 bar gefüllt und dann anschließend mit einer Tauchflasche mit z.B. 12 Liter Volumen verbunden. Dann lässt man die Luft überströmen, bis der Druck ausgeglichen ist. Es stellt sich ein gemeinsamer Druck $p_{gemeinsam}$ entsprechend der nachfolgenden Gleichung ein:

$$p_{gemeinsam} = \frac{p_{Westenflasche} * V_{Westenflasche} + p_{Tauchflasche} * V_{Tauchflasche}}{V_{Westenflasche} + V_{Tauchflasche}} \quad (1)$$

Für den ersten Überströmvorgang ergibt sich mit den vorgenannten Zahlen:

$$\begin{aligned} p_{gemeinsam} &= \frac{200bar * 0.5l + 1bar * 12l}{0.5l + 12l} \\ p_{gemeinsam} &= \frac{100barl + 12barl}{12.5l} = \frac{112barl}{12.5l} = 8.96bar \\ p_{gemeinsam} &= 8.96bar \end{aligned}$$

Der gemeinsame Druck $p_{gemeinsam}$ nach dem 1. Überströmen ist 8.96bar.

Aus diesem Resultat ist ersichtlich, daß mit der Westenflasche jetzt noch weitere Tauchflaschen durch Überströmen gefüllt werden können, solange der Druck in den nachfolgenden Tauchflaschen niedriger ist als der in der Westenflasche. Wird dieser Vorgang immer und immer wieder durchgeführt, wird ein Abtauchvorgang nachgebildet, wobei sich die Gewebe (Tauchflaschen) mit Inertgasen auffüllen. Die Westenflasche stellt dabei das Blut (Blutkörperchen) dar. Der Auftauchvorgang wird nachgebildet, indem immer und immer wieder eine z.B. leere (mit 1 bar gefüllte) Westenflasche mit den Tauchflaschen verbunden und durch Überströmen auf den gemeinsamen Druck aufgefüllt wird. Was nun mit den nachfolgenden Tauchflaschen geschieht, hängt von den jeweiligen Druckverhältnissen ab.

Ist der Druck in einer der nachfolgenden Tauchflaschen größer als in der Westenflasche, dann wird die Westenflasche bis auf den gemeinsamen Druck gefüllt, da sich der Druck immer zum geringeren Druck hin ausgleicht.

Ist der Druck in einer der nachfolgenden Tauchflaschen geringer als in der Westenflasche, dann strömt die Luft von der Westenflasche in die Tauchflasche. Jetzt schon ist erkenntlich, daß eine nachfolgende Tauchflasche durchaus noch mit Luft gefüllt werden kann, die von einer vorhergehenden Tauchflasche abgegeben worden ist.

Die Gewebe-Simulation mit Tauchflaschen ist mit Sicherheit etwas umständlich und ist nicht 100%ig reproduzierbar. Die Verhältnisse beim Überströmvorgang ändern sich, je nach dem wie schnell und wie weit die Ventile geöffnet werden. Die oben angeführte Gleichung für $p_{gemeinsam}$ gilt nur, wenn der Überströmvorgang abgeschlossen ist, d.h. ausreichend lang gedauert hat. Der Überströmvorgang lässt sich mathematisch nicht genau nachbilden, da verschiedene Parameter, wie eben schon beschrieben, sich verändern können. Aber als Modell zur Berechnung in "Reihe" geschalteter Gewebe (Tauchflaschen) ist es schon recht brauchbar.

Das pneumatische Modell ist sowohl für "parallel"- als auch für "seriell"- geschaltete Gewebe einsetzbar: Bei "Parallel"-Schaltung kehrt die Westenflasche (Blut) nach dem Überströmen mit der Tauchflasche (Gewebe) zum Kompressor (Lunge) zurück. Bei der "Seriell"-Schaltung kehrt die Westenflasche (Blut) erst nach den Überströmvorgängen mit den Tauchflaschen (Geweben) zum Kompressor (Lunge) zurück.

Vielleicht war der Mangel eines geeigneten Modells der Grund, warum bei A.A. Bühlmann [2] zwar "seriell"-geschaltete Gewebe zu sehen sind, aber dennoch immer nur "parallel"-geschaltete Gewebe bei Dekompressionsberechnungen angewendet wurden.

Auch bei E.B. Völlm [3] sind "seriell"-geschaltete Gewebe erwähnt. Es werden aber auch nur "parallel"-geschaltete Gewebe verwendet.

4 Elektrisches Modell

Mathematisch lässt sich die Gewebe-Simulation mit Elementen aus der Elektrotechnik bzw. Elektronik (siehe Abbildung 3 auf Seite 9) wesentlich besser beschreiben und berechnen.

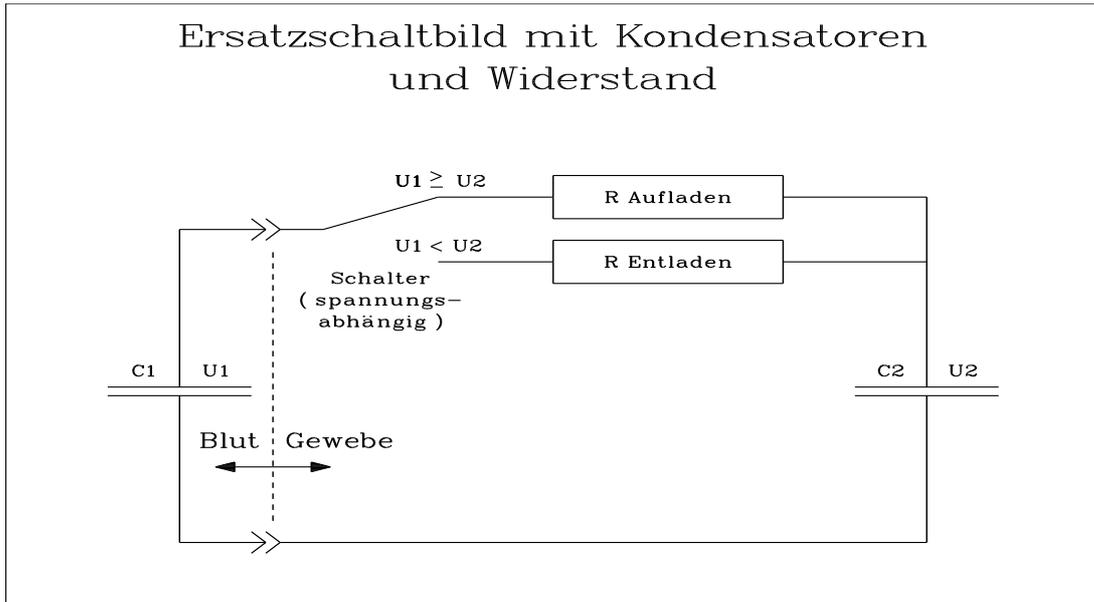


Abbildung 3: *Ersatzschaltbild mit Kondensatoren und Widerstand*

Das Schaltbild zeigt den Kondensator $C1$ mit z.B. geringer Kapazität, der ein Blutkörperchen darstellen soll. Das Gewebe wird durch den Kondensator $C2$ mit großer Kapazität dargestellt. Je ein Widerstand R für das Aufladen und Entladen und ein Umschalter S vervollständigen das Schaltbild. "Dockt" das "Blutkörperchen" an das "Gewebe" an, fließt die Ladung von dem einen Kondensator zum anderen bis die Spannungen gleich sind. Der Ladungsausgleich wird dabei von einem Widerstand behindert. Dieser Widerstand stellt die Gewebewand dar, die den Gasaustausch zwischen den Geweben entsprechend erschwert. Der wirkende Widerstand wird mit dem Schalter S , je nach Aufladungs- oder Entladungsvorgang (aus Sicht des "Gewebes"), gewählt. Beide Widerstände können gleich

groß sein. Zwei Widerstände wurden gewählt, um unterschiedliche Verhältnisse beim Aufladen (Abtauchen) und Entladen (Auftauchen) zu ermöglichen.

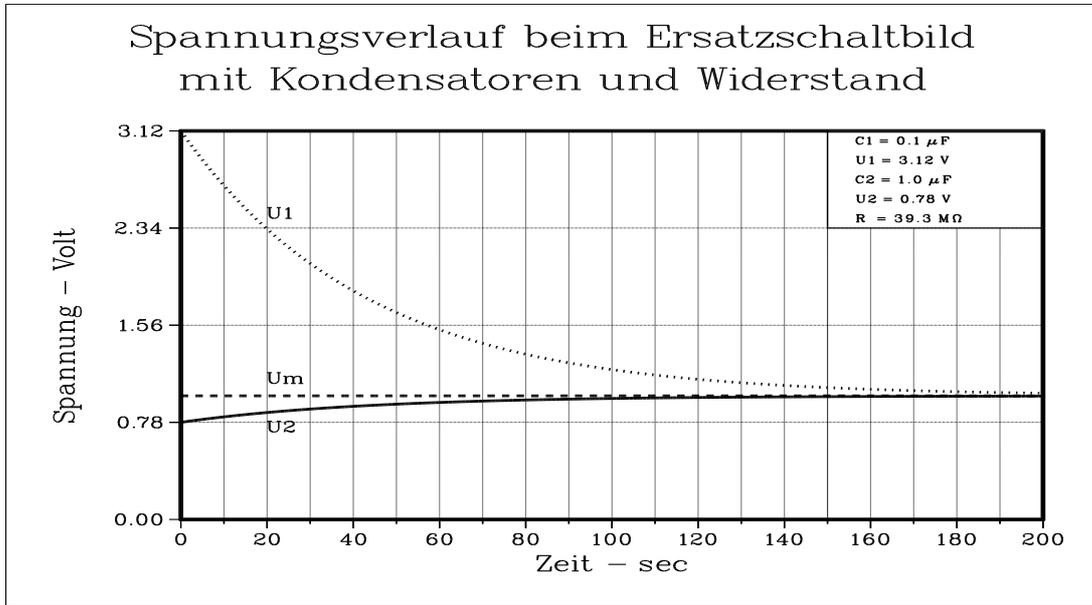


Abbildung 4: *Spannungsverlauf über den Kondensatoren*

Die Taucher, die sich Rechenprogramme zur Berechnung von Dekompressionsdaten geschaffen haben, bauten sich häufig Sicherheiten in das Programm ein, indem das Zeitintervall für die Berechnung (z.B. 1 Minute) beim Aufladen künstlich verlängert (z.B. auf 1.05 Minuten) und beim Entladen künstlich verkürzt (z.B. auf 0.95 Minuten) wurde. Durch diesen “Trick” wurde erreicht, daß der Aufladungsvorgang intensiver ablief, d.h. pro rechnerischem Zeitintervall mehr Stickstoff in das Gewebe eingedrungen ist. Der Entladungsvorgang lief entsprechend verzögerter ab, was letztlich zu längeren (und damit wohl sichereren) Dekompressionszeiten führte. Mit den zwei verschiedenen Widerständen kann der gleiche Effekt ohne unterschiedliche Zeitintervalle erreicht werden. Natürlich gibt es dann für jedes zu berücksichtigende Inertgas ein Widerstandspaar.

Der Ladungsvorgang erfolgt nach den Gleichungen:

$$U1(t) = U1_{(t=0)} * e^{-t/\tau} + U_m * (1 - e^{-t/\tau}) \quad (2)$$

$$U2(t) = U2_{(t=0)} * e^{-t/\tau} + U_m * (1 - e^{-t/\tau}) \quad (3)$$

wobei:

$$U_m = \frac{U1_{(t=0)} * C1 + U2_{(t=0)} * C2}{C1 + C2} \quad (4)$$

$$\tau = R * (C1 + C2) \quad (5)$$

Die Berechnung der Kurven in der Abbildung 4 auf Seite 10 erfolgte mit den elektrischen Werten folgender Komponenten:

$$C1 = 0.1\mu F$$

$$U1 = 3.12V$$

$$C2 = 1.0\mu F$$

$$U2 = 0.78V$$

$$R = 39.3M\Omega$$

Den Verlauf der Spannungen $U1$ und $U2$ über den Kondensatoren $C1$ und $C2$ mit dem Widerstand R zeigt die Abbildung 4 auf Seite 10.

Auch bei dieser Abbildung ist erkenntlich, daß nach genügend langer Zeit, die Spannungen $U1$ und $U2$ sich auf eine gemeinsame, mittlere Spannung U_m angleichen. Das entspricht dem $p_{gemeinsam}$ bei dem Beispiel mit den Tauchflaschen. Bei den Tauchflaschen wurde die gesamte Luftmenge (bei den Tauchern wird die Luftmenge Q genannt und hat die Dimension $barl$) auf das Gesamtvolumen $V_{Westenflasche} + V_{Tauchflasche}$ verteilt. Bei dem elektrischen Modell verteilt sich die gesamte elektrische Ladungsmenge $Q = U1 * C1 + U2 * C2$ auf die gesamte Kapazität $C1 + C2$. In dem elektrischen Modell lässt sich der Ladungszustand im Gegensatz zu dem pneumatischen Modell allerdings zu jedem Zeitpunkt t exakt

bestimmen (siehe die Gleichungen 2 und 3 auf Seite 11). Dieser Vorteil wird bei den nachfolgenden Berechnungen genutzt.

Das elektrische Modell ist auch bei "Parallel"- und "Seriell"-Schaltung der Gewebe einsetzbar.

5 Berechnungen mit dem elektrischen Modell

Dazu wird ein ‘Kunstgewebe’ mit einer Halbwertszeit HWZ (dabei ist $HWZ = \tau * \ln(2)$) von 20 Minuten geschaffen, wobei die Halbwertszeit für Abtauchen und Auftauchen gleich ist. Die Verwendung einer Halbwertszeit vereinfacht das Rechenverfahren, da die Werte für die Einzelkomponenten $R, C1$ und $C2$, die für die Berechnung von τ (siehe Gleichung 5 auf Seite 11) erforderlich sind, zunächst nicht bekannt sein müssen. Bei der Dekompression soll die Toleranzgrenze des ‘Kunstgewebes’ eine maximale Halbierung des außerhalb des Gewebes herrschenden Partialdruckes, gemessen am Partialdruck innerhalb des Gewebes, sein. Desweiteren soll der Gasaustausch so schnell erfolgen, daß das Gewebe und das versorgende Blut am Ende des Austauschintervalls gleichen Druck bzw. gleiche Spannung haben. Das Austauschintervall soll 1 Minute betragen.

Es wird immer ein Tauchgang simuliert, der in 1 Minute Dauer auf 20 Meter Tiefe führt. In dieser Tiefe wird für 46 Minuten verblieben, dann erfolgt ein Aufstieg von 2 Minuten Dauer bis zur Dekompression auf 3 Meter Tiefe. Dort wird solange dekomprimiert bis der Stickstoffpartialdruck im Gewebe ein gefahrloses Auftauchen an die Wasseroberfläche erlaubt. Das Auftauchen aus 3 Meter Tiefe an die Wasseroberfläche dauert auch wiederum 1 Minute. Zur Berechnung der Stickstoffpartialdrücke p_{N2} wird ein Anteil von 78% des Stickstoffes im Atemgas angesetzt. Weitere Inertgase befinden sich nicht im Atemgas.

Folgende Gleichung wurde für die Berechnungen verwendet:

$$p_{N2(t)} = p_{N2(t=0)} + (p_{N2Versorgung} - p_{N2(t=0)})(1 - e^{-t \ln(2)/HWZ}) \quad (6)$$

Oder schon gleich für einen Rechner, der den Zustand nach einem Zeitintervall Δt berechnen soll:

$$p_{N2(t)} = p_{N2(t=0)} + (p_{N2Versorgung} - p_{N2(t=0)})(1 - e^{-\Delta t \ln(2)/HWZ}) \quad (7)$$

Weil $e^{\ln(2)} = 2$ ergibt sich:

$$p_{N2(t)} = p_{N2(t=0)} + (p_{N2Versorgung} - p_{N2(t=0)})(1 - 2^{-\Delta t/HWZ}) \quad (8)$$

5.1 Zwei parallelgeschaltete “Kunstgewebe”

Für den ersten Tauchgang werden zwei dieser “Kunstgewebe” “parallel” geschaltet, d.h. beide Gewebe erhalten das versorgende Blut im gleichen “Ladungszustand”. Die Abbildung 5 auf Seite 14 zeigt nun, wie sich der Stickstoffpartialdruck p_{N_2} des versorgenden Blutes (gepunktete Linie) entsprechend des vorgegebenen Tauchprofils ändert. Mit den beschriebenen Gleichungen wird nun das Gewebe durch Stickstoffaufnahme gemäß der vorgegebenen Halbwertszeit aufgesättigt (durchgezogene Linie), wobei diese Kurve, bedingt durch die “Parallel”-Schaltung, natürlich für beide Gewebe gleich ist.

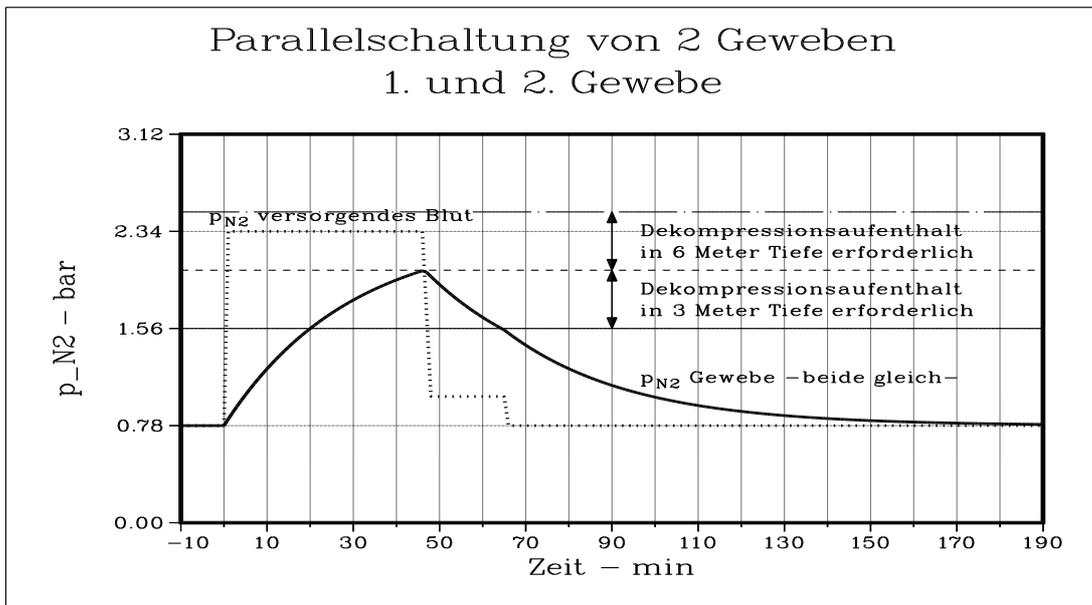


Abbildung 5: *Parallelschaltung von 2 Geweben, 1. und 2. Gewebe*

Die p_{N_2} Kurve für das Gewebe durchsteigt 1.560bar Druck (bei $t = 20min =$ Halbwertszeit), 1.950bar Druck (bei $t = 40min$, nach einer weiteren Halbwertszeit). Die Kurve durchsteigt aber nicht 2.028bar Druck (bei $t = 46min$). Es ist deshalb nur eine Dekompression in 3 Meter Tiefe erforderlich, da der umgebende Partialdruck des Stickstoffes bei der Dekompression, wie festgelegt, halbiert

werden kann.

Sobald sich die p_{N_2} Kurve für das Gewebe wieder unterhalb der 1.560bar Druck (bei $t = 65\text{min}$) befindet, kann aufgetaucht werden (wiederum gefahrlose Halbierung des umgebenden Stickstoffpartialdruckes).

Der Tauchgang dauert insgesamt 66 Minuten.

Die Berechnung des Tauchganges würde jetzt für eine Dekompressionstabelle nachfolgenden Eintrag liefern:

Tauchtiefe m	Grundzeit min	Dekopausen min		
		9 m	6 m	3 m
20	46			17

Tabelle 1: 1. Dekompressionstabelle

5.2 Zwei reihengeschaltete “Kunstgewebe”

5.2.1 “Kunstgewebe” 1

Jetzt werden zwei dieser “Kunstgewebe” betrachtet, wenn diese in Reihe, also hintereinander, geschaltet sind. Das Tauchprofil bleibt gleich. Die Dekompressionszeit wird dem Eintrag in der Tabelle 1 auf Seite 15 entnommen.

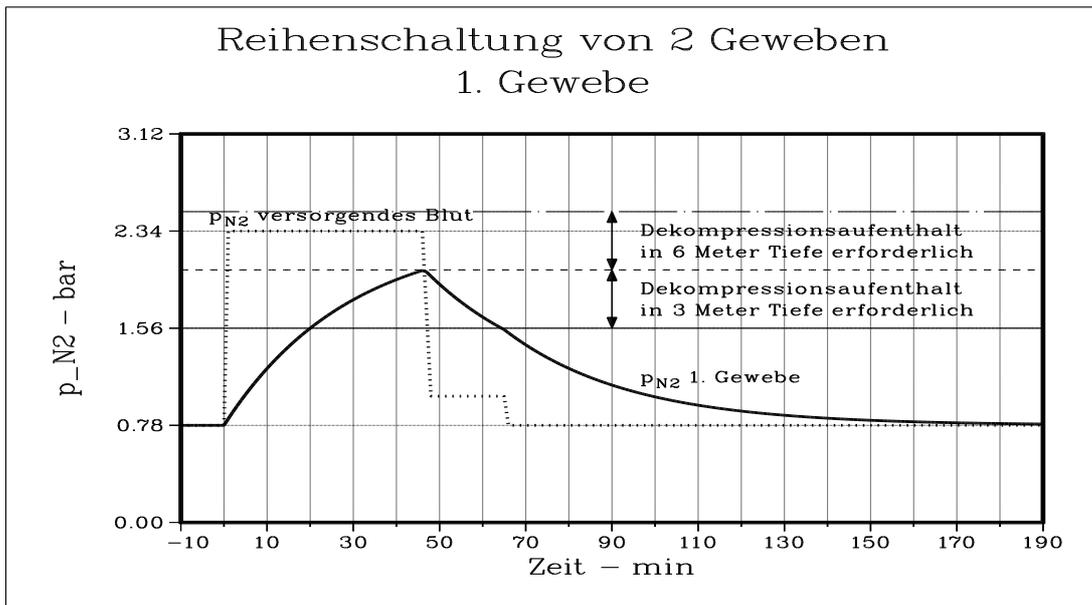


Abbildung 6: Reihenschaltung von 2 Geweben, 1. Gewebe

Der Kondensator $C1$ “dockt” nun zuerst an das Gewebe 1 an und gleicht durch Ladungsaustausch seine Spannung $U1$ mit der Spannung $U2_1$ des ersten Gewebes an. Danach “dockt” der Kondensator $C1$ an das Gewebe 2 an und gleicht durch Ladungsaustausch seine restliche Spannung $U1$ mit der Spannung $U2_2$ des zweiten Gewebes an.

Die Abbildung 6 auf Seite 16 zeigt, wie sich der Stickstoffpartialdruck p_{N_2} des versorgenden “frischen” Blutes (gepunktete Linie) entsprechend des Tauchprofils ändert. Die Abbildung zeigt auch den Verlauf des Stickstoffpartialdruckes p_{N_2} im Gewebe 1 (durchgezogene Linie) nach dem Gasaustausch mit dem “frischen”

Blut. Der Verlauf der Kurven der beiden Stickstoffpartialdrücke p_{N_2} ist mit denen der Abbildung 5 aus Seite 14 identisch.

5.2.2 “Kunstgewebe” 2

Das Gewebe 2 wird jetzt von dem “verbrauchten” Blut aus dem Gewebe 1 versorgt. Das “verbrauchte” Blut ist, was den Stickstoffpartialdruck angeht, ja noch nicht “leer” sondern hat lediglich seine Spannung U_1 mit der Spannung U_{2_1} des Gewebes 1 ausgeglichen. Der Stickstoffpartialdruck p_{N_2} des das Gewebe 2 versorgenden (“teilentladenen”) Blutes ist deshalb gleich dem Stickstoffpartialdruck p_{N_2} des Gewebes 1.

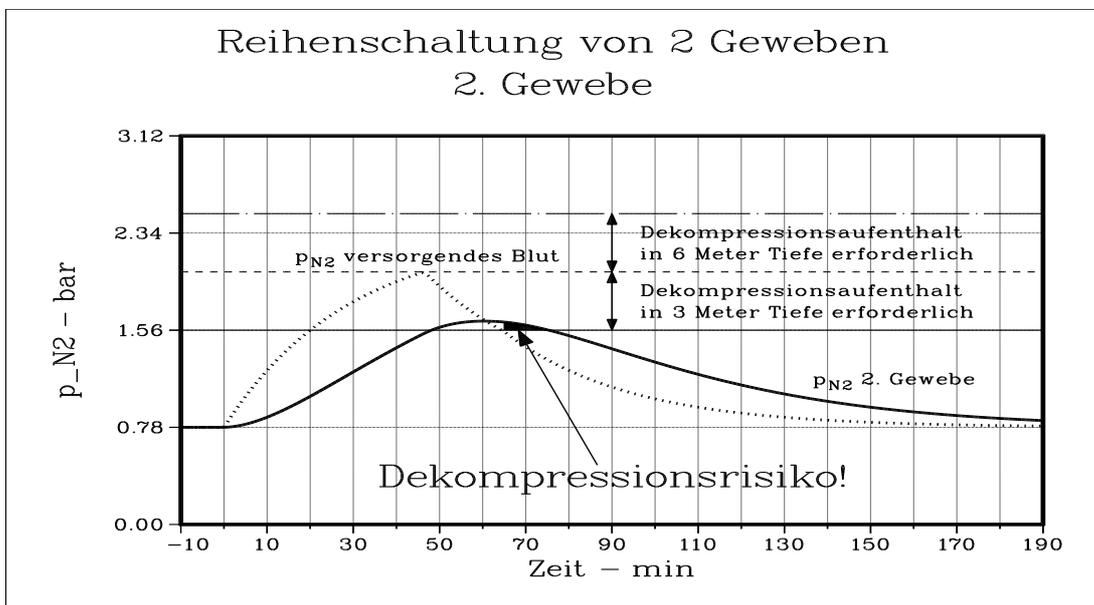


Abbildung 7: *Reihenschaltung von 2 Geweben, 2. Gewebe*

Die Abbildung 7 auf Seite 18 zeigt den zeitlichen Verlauf des Stickstoffpartialdruckes p_{N_2} des vom Gewebe 1 kommenden “verbrauchten” Blutes (gepunktete Linie). Der Verlauf dieser Kurve deckt sich mit dem Verlauf des Stickstoffpartialdruckes p_{N_2} im Gewebe 1, da, wie festgelegt, nach dem Gasaustausch die beiden Stickstoffpartialdrücke p_{N_2} im Blut und im Gewebe 1 gleich sein sollen. Dieses “verbrauchte” Blut versorgt das Gewebe 2. Den Verlauf des Stickstoffpartialdruckes p_{N_2} im Gewebe 2 zeigt die durchgezogene Linie.

Deutlich ist zu sehen, daß das Gewebe 2 noch “Ladung” aufnimmt, die zuvor erst vom Gewebe 1 an das Blut abgegeben worden ist.

Das führt in diesem Beispiel dazu, daß das Gewebe 2 eigentlich noch keinen Aufstieg zur Wasseroberfläche gestattet, während das Gewebe 1 und die daraus abgeleitete Dekompressionstabelle von Seite 15 den Aufstieg zur Wasseroberfläche schon erlaubt.

Wird nun entsprechend dieser Dekompressionstabelle von Seite 15 verfahren und aufgetaucht, entsteht durch das Gewebe 2 ein Dekompressionsrisiko nach dem Auftauchen für die Dauer von 11 Minuten. Erst danach hat sich der Stickstoffpartialdruck p_{N_2} im Gewebe 2 auf die ungefährlichen $1.560bar$ abgesenkt (entladen). Das Dekompressionsrisiko ist in der Abbildung 7 auf Seite 18 als schwarzgefärbtes Feld oberhalb der $1.560bar$ Drucklinie markiert und mit dem Wort *Dekompressionsrisiko!* und einem auf das schwarzgefärbte Feld zeigenden Pfeil identifiziert.

Gleichzeitig kann dieser Abbildung entnommen werden, daß sich das Gewebe 2 auch bei der weiteren “Entladung” an der Oberfläche entschieden langsamer entlädt als das Gewebe 1. Das gilt besonders für den Zeitbereich unmittelbar nach dem Auftauchen. In dem Beispiel “hinkt” das Gewebe 2 dem Gewebe 1 um 20 bis 30 Minuten bei der Entladung hinterher. Das hat natürlich auch eine Auswirkung bei der Bestimmung des frühestmöglichen Zeitpunktes für den Antritt einer Flugreise sowie bei der Berechnung der Guthaben- und der Zeitvorgaben-Tabelle für Wiederholungstauchgänge während der Oberflächenpause.

5.2.3 Beide “Kunstgewebe” zusammen

Wie lange bei der “Parallel”-Schaltung der beiden “Kunstgewebe” nun wirklich dekomprimiert werden muß, ermittelt eine weitere Berechnung, wobei das Gewebe 2 die Führung übernimmt, d.h., erst wenn der Stickstoffpartialdruck p_{N_2} im Gewebe 2 unter 1.560bar abgesunken ist, wird aufgetaucht. Die sich ergebene Situation zeigt die Abbildung 8.

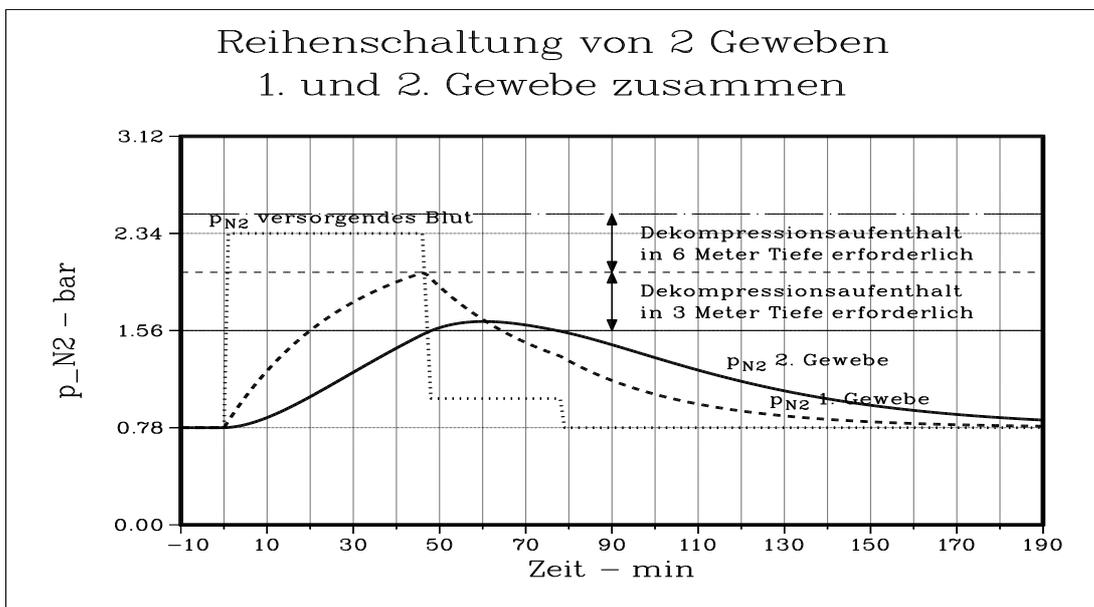


Abbildung 8: *Reihenschaltung von 2 Geweben, 1. und 2. Gewebe zusammen*

Durch die erneute Berechnung wird die auf Seite 15 abgebildete Dekompressionstabelle wie folgt geändert:

Tauchtiefe m	Grundzeit min	Dekopausen min		
		9 m	6 m	3 m
20	46			30

Tabelle 2: *2. Dekompressionstabelle*

Die Dekompressionszeit erhöht sich von zuerst 17 Minuten auf 30 Minuten.

Es hat sich also durch die “Reihen”-Schaltung der beiden Gewebe in diesem Beispiel die notwendige Dekompressionzeit nahezu verdoppelt.

Die sich nun stellende Frage:

“Werden die erste Dekompressionszeit von 17 Minuten und das Dekompressionsrisiko von 11 Minute aus der Abbildung 7 auf Seite 18 zusammengezählt ergeben sich 28 Minuten. Warum dauert die Dekompression bei der erneuten Berechnung dann 30 Minuten?”

wird beantwortet mit:

“Bei dem Fall mit dem Dekompressionsrisiko findet die “Dekompression” an der Oberfläche statt, d.h. der Stickstoffpartialdruck p_{N_2} des Atemgases beträgt $0.780bar$, während dieser Druck im Atemgas bei der Dekompression in 3 Meter Wassertiefe $1.014bar$ beträgt. Die größere Druckdifferenz an der Wasseroberfläche bewirkt eine schnellere Dekompression. Sehr deutlich ist diese Änderung (kleiner Knick) des Verlaufes der Kurve des Stickstoffpartialdruckes p_{N_2} im Gewebe 1 durch die Druckänderung im Atemgas am Ende der Dekompression zu sehen”

Es ist lange her und ich erinnere mich nur dunkel, daß Dr. Max Hahn anlässlich einer Tauchlehrertagung des VdST während einer “boot” in Düsseldorf davon berichtete, daß aus Unfallmeldungen von verunglückten Tauchern, die ihm zugänglich waren, risikobehaftete Bereiche in den alten Dekompressionstabellen der US-Navy lokalisiert wurden und daß diese Bereiche dann von ihm für die neuen Tabellen **DECO '92** sicherer gemacht worden sind.

Jetzt gibt es wahrscheinlich eine Begründung dafür.

5.3 Weitere Berechnungen mit beiden “Kunstgeweben”

Um den Effekt einer veränderten Halbwertszeit beim Gewebe 2 zu sehen, wurden nochmals zwei Berechnungen durchgeführt.

Bei der ersten Berechnung wird die Halbwertszeit des Gewebes 2 auf 10 Minuten verringert.

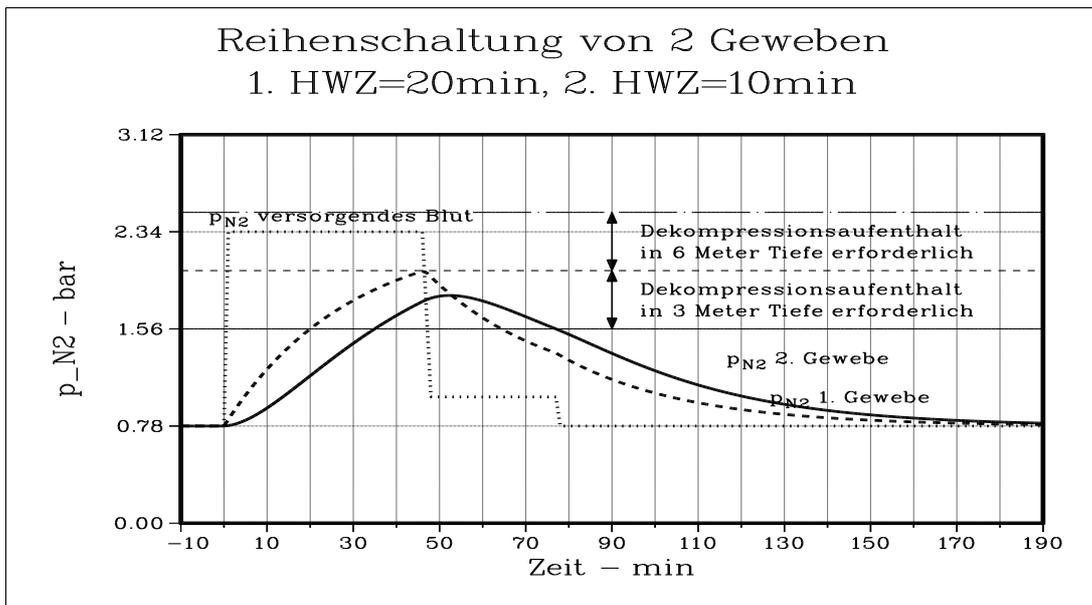


Abbildung 9: *Reihenschaltung von 2 Geweben, HWZ=20min und 10min*

Das Resultat der Verringerung der Halbwertszeit des Gewebes 2 zeigt die Abbildung 9. Bei der verringerten Halbwertszeit ergibt sich eine “schnellere” Reaktion des Gewebes 2. Das gilt sowohl bei der Aufnahme als auch bei der Abgabe des Stickstoffes vom und an das versorgende Blut. Das führt letztlich zu einer minimalen Verkürzung der gesamten Dekompressionszeit.

Bei der zweiten Berechnung wird die Halbwertszeit des Gewebes 2 auf 30 Minuten verlängert.

Das Resultat der Verlängerung der Halbwertszeit des Gewebes 2 zeigt die Abbildung 10. Durch eine Verlängerung der Halbwertszeit reagiert das Gewebe

2 “träger” , d.h. “langsamer”. In diesem Beispiel geht die Dekompressionszeit auf die ursprünglichen 17 Minuten zurück. Das Gewebe 2 durchsteigt während des gesamten Tauchganges nie die 1.560bar Drucklinie und verlangt deshalb auch keine Dekompression.

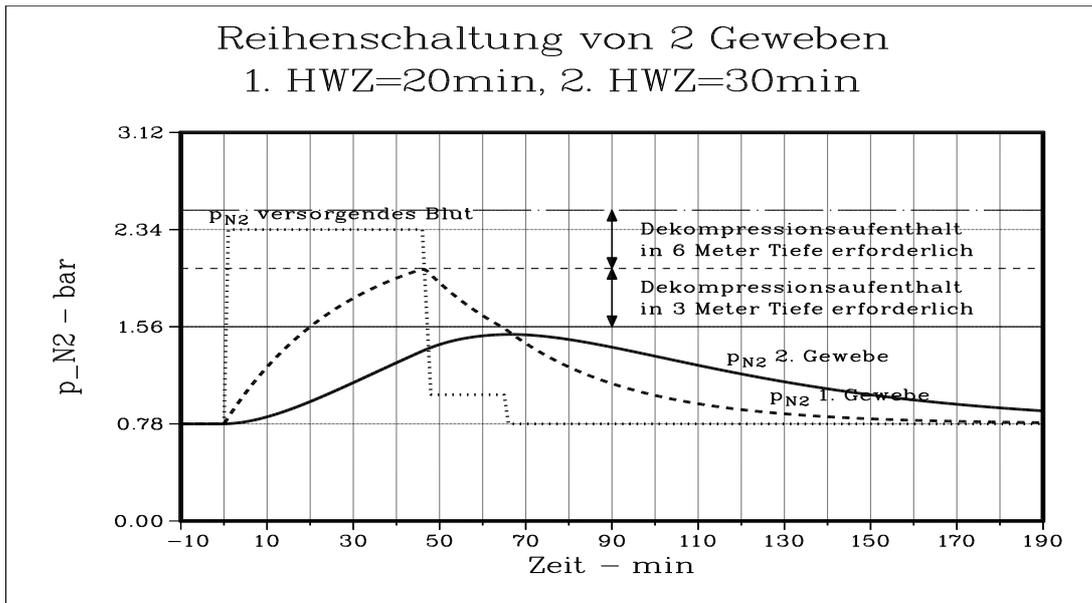


Abbildung 10: *Reihenschaltung von 2 Geweben, HWZ=20min und 30min*

Dennoch ist der Einfluß des Gewebes 2, wie auch schon bei den vorherigen Beispielen, bei der Bestimmung des frühestmöglichen Zeitpunktes für den Antritt einer Flugreise sowie bei der Berechnung der Guthaben- und der Zeitvorgaben-Tabelle für Wiederholungstauchgänge während der Oberflächenpause, bedeutend und darf nicht unberücksichtigt bleiben.

6 Erster Ansatz

Wie schon im im Kapitel 1 auf Seite 5 erwähnt, zeigt E.B. Völm [3] in “Reihe” geschaltete Gewebe. Diese Gewebe sind mit Masse und durchfließender Blutmenge recht ausführlich beschrieben. Diese Angaben könnten schon in elektrische Maße übersetzt werden, z.B. die Masse der Gewebe entspricht der größeren Kapazität $C2$ in dem elektrischen Modell und als Kapazität $C1$ für das Blut kommt die Durchflußmenge für das Blut zum Ansatz. Das Δt für die Berechnung ist dabei gleich in der Durchflußmenge enthalten. Jetzt fehlt nur noch die Bestimmung des Widerstandswertes R der Zellwände, die den Austausch behindern und erschweren. Hier könnten zwei Widerstandswerte, je einen für den Aufladungs- und für den Entladungs-Vorgang, ermittelt werden.

Beim Zusammenfluß der Blutströme aus Magen, Milz, Nieren, Därmen und der Eigenversorgung der Leber für die Leber (siehe Bild 2 auf Seite 6) wird eine neue Kapazität:

$$C1_{Leberblut} = C1_{Magenblut} + C1_{Milzblut} + \dots \\ \dots C1_{Nierenblut} + C1_{Därmeblut} + C1_{Leber-Eigenblut}$$

gebildet. Die Spannung $U1_{Leberblut}$ errechnet sich aus der gesamten Ladungsmenge $Q1_{Leberblut}$:

$$Q1_{Leberblut} = U1_{Magenblut} * C1_{Magenblut} + \dots \\ \dots U1_{Milzblut} * C1_{Milzblut} + U1_{Nierenblut} * C1_{Nierenblut} + \dots \\ \dots U1_{Därmeblut} * C1_{Därmeblut} + U1_{Leber-Eigenblut} * C1_{Leber-Eigenblut}$$

und der eben berechneten gesamten Kapazität $C1_{Leberblut}$ nach der Gleichung:

$$U1_{Leberblut} = Q1_{Leberblut} / C1_{Leberblut}$$

Jetzt kann mit $C1_{Leberblut}$, $C2_{Leber}$ und R_{Leber} die Zeitkonstante τ_{Leber} b.z.w. die entsprechende Halbwertszeit HWZ_{Leber} berechnet und angewendet werden.

7 Zukunft

Rechenleistung und Speicherkapazität spielen heute nur noch eine untergeordnete Rolle. Es ist also möglich, umfangreichere Rechen-Modelle, und die damit verbundenen Datenmengen zur Beschreibung der Modelle, in kleinen Computern verpackt am Arm zu tragen.

Die medizinische Fakultät ist jetzt aufgerufen, die fehlenden Daten, soweit nicht schon verfügbar, zu ermitteln, damit diese in das elektrische Modell eingebracht werden können. Dazu gehören natürlich auch die Daten für die unterschiedlichsten Inertgase (auch in Kombination), die man sich als Atemgas für (Sport-) Taucher vorstellen kann.

Die medizinische Fakultät sollte auch klären:

- Ist die Anzahl der zu betrachtenden Gewebe ausreichend?
- Ist der Lymphe, die in der Abbildung 2 auf Seite 6 noch mit “???” versehen ist, ein eigener Kreislauf zuzuordnen?
- Welche Rolle spielt die Körpermasse (Körpergewicht)?
- Können die Parameter der Organe auf eine andere Körpermasse (Körpergewicht = Eingabeparameter in das Rechenmodell) umgerechnet werden?

Literatur

- [1] A.A, Bühlmann, (1984) *Decompression - Decompression Sickness* , Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York
- [2] A.A. Bühlmann, (1993) *Tauchmedizin* , 3. Auflage, Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York London Paris Tokyo Hong Kong Barcelona Budapest
- [3] Ernst B. Völm, (1994) *Ein neues Rechenmodell für Tauchcomputer* , DIVE-MASTER 2/94, Verlag Stephanie Naglschmid Stuttgart