Anhang C
Künstliche Beatmung

Hans-Joachim Kohl und Stefan Mersmann

Zusammenfassung Nach einer medizinischen Einführung und einem kurzen historischen Abriss werden die Grundlagen zur Entwicklung eines Beatmungsgerätes beschrieben. Dabei werden notwendige pneumatischen Komponenten, wie Ventile und Sensoren, vorgestellt. Beispielhaft wird anschließend eine pneumatische Druckregelung mit einer Flussquelle hergeleitet. Sie wird in einer MATLAB® /Simulink®-Simulation eines medizintechnischen Gesamtsystems, bestehend aus Beatmungsgerät und Patient, verwendet. Dafür notwendige Grundlagen aus der Strömungsmechanik werden eingeführt. Verschiedene Beatmungsmodi werden erklärt und mit Hilfe der Simulation visualisiert. Algorithmen zur Messwertbildung werden erklärt. Abschließend werden aktuelle Konzepte zur Teil- und Vollautomatisierung der künstlichen Beatmung erläutert.

C.1 Medizinische Grundlagen

C.1.1 Funktion der Atmung

Die Atmung ist unverzichtbarer Teil der menschlichen Energiebereitstellung, mit deren Hilfe das Leben aufrechterhalten wird. In einer fortlaufenden periodischen Abfolge wird Frischluft aus der Umgebung angesaugt, in der Lunge einem Gasaustausch mit dem Blut zugeführt und als „verbrauchte“ Luft wieder ausgeatmet. In Ruhe entnimmt ein Erwachsener der ventilierten Luft durchschnittlich 240 mℓ O_2

Dr. Hans-Joachim Kohl
Research & Development, Medical Systems, Drägerwerk AG & Co. KGaA, Moislinger Allee 53-55, 23558 Lübeck

Dipl.-Inf. Stefan Mersmann
Research & Development, Clinical IT, Drägerwerk AG & Co. KGaA, Moislinger Allee 53-55, 23558 Lübeck

pro Minute und gibt etwa gleichviel CO_2 zurück. Der Ein-/Ausatemvorgang wird etwa alle 5 s mit einem Atemzugsvolumen von typisch 500 mℓ wiederholt [65]. In der Beatmungstechnik werden dafür folgende Fachbegriffen und Formeln verwendet:

Inspiration	Einatmung
Exspiration	Ausatmung
Sauerstoffverbrauch	$\dot{V}_{O_2}$ = 240 mℓ/min
CO_2-Produktion	$\dot{V}_{CO_2}$ = 240 mℓ/min
Atemfrequenz	$f = RR =$ 1/(5 s) = 12/min = 12 bpm (breath per minute)
Tidalvolumen	V_T = 500 mℓ
Atemminutenvolumen	$\dot{V}_{AMV} = f \cdot V_T$ = 12/min · 500 $m\ell$ = 6 ℓ/min

Der Sauerstoffverbrauch entzieht dem Atemgas bei dem gegebenen Atemminutenvolumen (240 mℓ/min)/(6 ℓ/min) = 4 Vol.-% Sauerstoff, der vom Blut aufgenommen wird.[1] Entsprechend vermindert sich die inspiratorische Sauerstoffkonzentration (= Fraktion F) F_{iO2} = 21 Vol.-% auf exspiratorisch F_{eO2} = 17 Vol.-% und es erhöht sich die CO_2-Konzentration von 0 auf F_{eCO2} = 4 Vol.-%[2] im ausgeatmeten V_T.
Reicht die natürliche Atmung nicht aus, um einen ausreichenden Gasaustausch zu gewährleisten, z.B. aufgrund von Krankheit, Verletzung oder einer Narkose, so muss der Gasaustausch durch künstliche Beatmung unterstützt werden.

C.1.2 Druck und Volumen

Für die Atemmechanik sind die Druckdifferenzen zum Umgebungsdruck relevant. Mit einem Druck p ist üblicherweise der Differenzdruck zum Umgebungsdruck gemeint, ein sog. „relativer“ Druck. Um Missverständnisse zu vermeiden, wird deshalb der Absolutdruck mit dem Index *abs* versehen. Andere Druckdifferenzen, z.B. über einen Strömungswiderstand, werden hier mit Δp verdeutlicht.
Abb. C.1 zeigt die Lage der Atmungsorgane. Die Lunge befindet sich im Brustraum (Thorax). Die durch Knorpelspangen gegen Zusammendrücken geschützte Luftröhre (Trachea) verbindet den Mundraum mit den beiden Lungenflügeln. Die weiche Lunge, die unbefestigt in sich zusammenfällt, ist im Rippenkäfig aufgehängt. Damit die Lunge sich geeignet ausdehnen oder zusammenziehen kann, ist sie gegenüber dem Rippenkäfig tangential beweglich. Die tangentiale Gleitbewegung wird durch das Lungenfell (Pleura) ermöglicht. Die Pleura ist ein dünne seröse Haut (einschichtiges Plattenepithel) und überzieht die Lunge von außen sowie den Brustraum von

[1] Der Begriff „Vol.-%“ bedeutet Volumenprozent und steht für den Volumenanteil am Gesamtvolumen. Im Gegensatz dazu: Relativ%. Beispielsweise ist eine Verminderung von 21 Vol.-% auf 17 Vol.-% eine relative Verminderung um 19%.

[2] Hierbei wurde vereinfachend das Verhältnis von $\dot{V}_{CO_2}/\dot{V}_{O_2}$ (das ist der sog. „respiratorische Quotient“ *RQ*) gleich 1 angenommen. Tatsächlich hängt die Zahl der abzugebenden *C*-Atome pro *O*-Atom vom „verbrannten“ Lebensmittel ab. Beispielsweise ist der RQ = 1 bei Verstoffwechselung von Kohlehydraten und RQ = 0,7 bei reiner Fettverbrennung; der mitteleuropäische Durchschnitt beträgt 0,82.

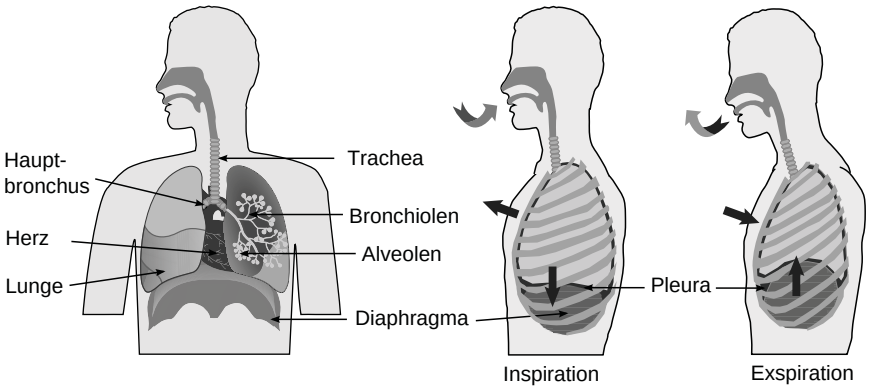

Abb. C.1: Organe der Atmung: Mundraum und Trachea, die Lunge (rechts 3 Lappen, links 2 Lappen) mit Hauptbronchien, Bronchiolen und Alveolen, Pleura, Zwerchfell (Diaphragma) und Rippenkäfig. Für eine Inspiration wird das Zwerchfall flach und die Rippen geben Raum frei durch leichtes Verkippen vorne nach oben. Bei einer Exspiration wölbt sich das Zwerchfell nach oben und die Rippen sinken vorne ab. © Shutterstock.com

innen. Dazwischen – im Pleuraspalt - befindet sich eine seröse Gleitflüssigkeit. Sie lässt tangentiale Bewegungen zwischen Lunge und Brustraum zu, stellt aber senkrecht dazu eine feste Verbindung her. In Atemruhestellung (Mund offen) zieht die Lunge am Rippenkäfig, d.h. es herrscht im Pleuraspalt ein Unterdruck gegenüber dem umgebenden Atmosphärendruck.

Der Pleuradruck p_{Pleura} lässt sich messen, indem man einen Drucksensor in die weiche Speiseröhre (Ösophagus) bis zu einer bestimmten Tiefe schiebt (etwa Höhe des Herzens). Dort schmiegt sich die Pleura an den Ösophagus an, so dass das Gewebe den Druck der Pleura übernimmt und an den Drucksensor weitergibt. Wenn der Mensch einatmet, im Wesentlichen bewirkt durch eine Abwärtsbewegung des Zwerchfells (Diaphragma), wird die Lunge „aufgezogen“.

Eine übliche Vereinfachung besteht darin, alle am Thorax angreifenden Kräfte, die dazu dienen, die Lunge aufzuziehen, durch einen Druck zusammenzufassen – den Muskeldruck p_{mus}. Es zeigt sich, dass es mit zunehmendem Volumen schwerer wird, die Lunge weiter zu dehnen – der dafür notwendige Druck ist etwa proportional zum Öffnungsvolumen. Dies ist ähnlich wie bei einem Kondensator, der zunehmend Spannung benötigt, um weitere Ladung aufzunehmen.

Der mögliche Volumenbereich ist physiologisch begrenzt. Die Volumenskala beginnt unten bei dem Restvolumen einer zusammengefallenen Lunge. Dieses Gasvolumen findet sich nach vollständiger forcierter Ausatmung und ist unter dem Namen „Residualvolumen“ (RV) bekannt. Das Volumen nach grösstmöglicher Einatmung wird hingegen als „totale Lungenkapazität“ (TLC, engl. „total lung capacity“) bezeichnet. Die Differenz

$$VC = TLC - RV \tag{C.1}$$

wird „Vitalkapazität“ (engl. „vital capacity“, VC) genannt. Abb. C.2 zeigt die Druck/Volumen-Kurven (pV-Diagramme) eines Erwachsenen. Aufgezeichnet sind p_{alv}, der Pleuradruck p_{Pleura} und die Differenz $p_{Lunge} = p_{alv} - p_{Pleura}$ über dem Volumen. Man beachte, dass für jedes Volumen V die Beziehung

$$p_{alv}(V) = p_{Pleura}(V) + p_{Lunge}(V) \tag{C.2}$$

gilt (auch in den Bereichen, in denen $p_{Pleura} < 0$ ist). Das rechte Teilbild zeigt den Druck/Volumenbereich eines typischen Beatmungshubes von 5 bis 15 mbar. Lunge und Thorax werden um ΔV gedehnt, die Lunge benötigt Δp_{Lunge}, der Thorax $\Delta p_{Pleura} = \Delta p_{Thorax}$, die Summe ist $\Delta p_{alv} = \Delta p_{rs}$. Dabei steht der Index $_{rs}$ für „respiratory system“.

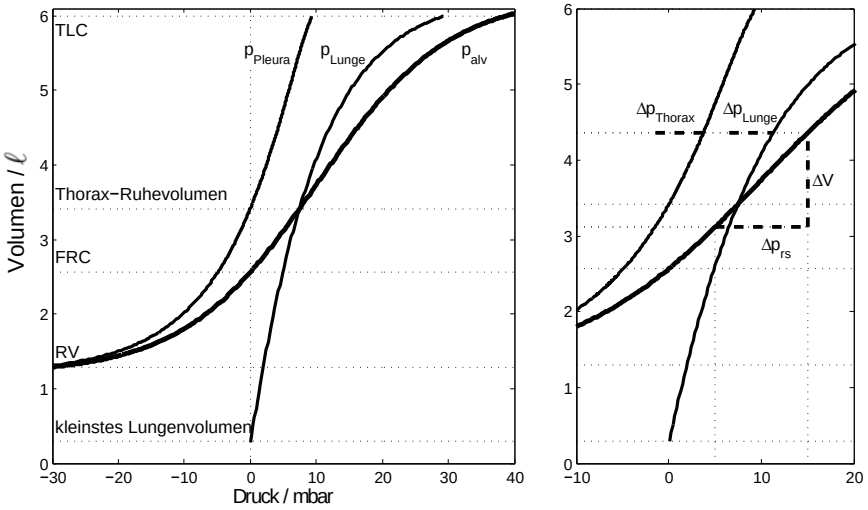

Abb. C.2: pV-Diagramme eines Erwachsenen, rechts ist der Bereich von -10 bis 20 mbar vergrößert dargestellt. Modifiziert nach [65]. © H.-J. Kohl

Man beachte, dass die Druckkurve p_{alv} in den Alveolen aufgrund der mechanischen Begrenzungen an beiden Enden einen S-förmigen (sigmoiden) Verlauf aufweist.
Die jeweiligen Druckkurven kann man z.B. gewinnen, indem man mit einer Spritze langsam Volumen in die Lunge drückt oder aus ihr herauszieht und dabei p_{alv} (= Druck in der Spritze) und den Pleuraldruck p_{Pleura} misst. $p_{Pleura} = p_{Thorax}$ ist der Druck, der benötigt wird, um das Gas-Volumen in einem entleerten Thorax zu ändern (z.B. bei gedanklich explantierter Lunge). p_{Lunge}(V) ist der entsprechende Druck in einer explantierten Lunge, die über die Trachea belüftet wird.
Der Druck $p_{alv} = 0$ kennzeichnet die Ruhesituation (entspannte Muskulatur bei offenem Mund). An diesem Punkt hebt der negative Druck durch die Rückstellkräfte

des Thorax (dieser wird etwas zusammengezogen) den positiven Druck der Lunge (sie wird etwas auseinandergezogen) auf. Das zugehörige kraftfreie Lungenvolumen heißt FRC (funktionelle Residualkapazität, engl. „*functional residual capacity*“). Auffällig ist, dass der untere Anschlag (= Bogen der Sigmoid-Kurve) durch den Rippenkäfig entsteht und der obere vornehmlich durch das Gewebe der Lunge.
Mit diesen Größen definiert man die Steigung der jeweiligen Kurve als Elastance $E = \Delta p/\Delta V$ bzw. reziprok die Compliance $C = \Delta V/\Delta p$, also

$$E_{Lunge} = \Delta p_{Lunge}/\Delta V, \quad C_{Lunge} = 1/E_{Lunge} \tag{C.3}$$
$$E_{Thorax} = \Delta p_{Thorax}/\Delta V, \quad C_{Thorax} = 1/E_{Thorax} \tag{C.4}$$
$$E_{rs} = \Delta p_{rs}/\Delta V, \quad C_{rs} = 1/E_{rs} \tag{C.5}$$

Offensichtlich gilt wegen der Addition der Drücke[3]

$$E_{rs} = E_{Lunge} + E_{Thorax} \quad \text{bzw.} \quad 1/C_{rs} = 1/C_{Lunge} + 1/C_{Thorax} \tag{C.6}$$

C.1.3 Flow

Um das Volumen in der Lunge zu ändern, muss das Gas in die oder aus der Lunge strömen. Den Gasfluss $\dot{V}$ nennt man üblicherweise „Flow“, ausgedrückt in z.B. Liter Gasmenge, die pro Sekunde durch einen Leitungsquerschnitt fließt. Fließt Gas durch Rohr-ähnliche Strukturen, dann kostet das Energie. Das wird deutlich in dem Verlust an Druck in Richtung des Gasflusses, dem sog. „Druckabfall“ Δp.
Energiebetrachtung
Energie ist definiert als Kraft mal Weg. Multipliziert man geeignet mit 1 = Fläche / Fläche, so wird daraus Druck mal Volumen.

$$\text{Energie} = \text{Kraft} \cdot \text{Weg} \cdot \frac{\text{Fläche}}{\text{Fläche}} = \frac{\text{Kraft}}{\text{Fläche}} \cdot \text{Weg} \cdot \text{Fläche} = \text{Druck} \cdot \text{Volumen} \tag{C.7}$$

Man nennt dies „Volumenarbeit“. Sie wird immer dann aufgebracht oder freigesetzt, wenn ein Behälter, z.B. die Lunge, mit Gas aufgefüllt oder entleert wird.
Entsprechend erhält man aus der kinetischen Energie nach Division durch Volumen:

$$\begin{aligned} &\text{kinetische Energie} = 0{,}5 \cdot \text{Masse} \cdot \text{Geschwindigkeitsquadrat} \\ &\text{Druck} \qquad\qquad\quad = 0{,}5 \cdot \text{Dichte} \cdot \text{Geschwindigkeitsquadrat} \\ &\text{geschrieben als} \end{aligned}$$

[3] Drücke im Innern einer Struktur bekommen die Vorsilbe „intra“, Druckdifferenzen über eine Struktur hinweg die Vorsilbe „trans“. Das bedeutet, p_{alv} ist intrapulmonal, p_{Pleura} intrapleural und $p_{Lunge} = p_{alv} - p_{Pleura}$ transpulmonal.

$$p_{dyn} = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot u^2 \tag{C.8}$$

p_{dyn}	dynamischer Druck
ρ	Dichte vom Gas, z.B. 1,21 kg/m^3 für Luft, 20°C, 1013 mbar
u	Geschwindigkeit des Gases

Die letztgenannte Beziehung stammt von Bernoulli[4] [171]. Der dynamische Druck wird messbar, indem man ihn durch Abbremsen des Flows in statischen Druck umwandelt. Dabei entsteht der sogenannte „Staudruck“. Man unterscheidet bei Strömungen den statischen Druck, der sich quer zur Strömung messen lässt, und den dynamischen Druck, der gewissermaßen nur potentiell vorhanden ist. Dynamischer und statischer Druck wandeln sich zumindest teilweise ineinander um. Drückt man Flow durch eine Engstelle, z.B. eine Blende, dann muss man davor genügend statischen Druck bereitstellen, damit sich das Gas auf den erforderlichen dynamischen Druck beschleunigen lässt. In der Engstelle ist der statische Druck mindestens um den dynamischen Druck kleiner geworden, hinter der Engstelle steigt er wieder etwas an, d.h. beim Abbremsen des Flows wird statischer Druck zurückgewonnen - in der Regel mit Verlust gegenüber der Ausgangssituation. Wie wir später ausführlicher sehen werden, ist der Verlust an kinetischer Energie des Gasflusses – entstanden durch teilweises Verlassen der Flussrichtung - die wichtigste Ursache für Energie- bzw. Druckverlust. Nur in einem eng geführten Gasfluss passiert so etwas nicht, dann ist Viskosität vorherrschend.

Energetische Betrachtungen sind nicht nur für ein physikalisches Verständnis relevant, sondern auch für eine Beurteilung des Patientenverhaltens. Er muss, je nach Gerät und Beatmungsform, unterschiedliche Beiträge zur Atemarbeit leisten.

Die beschriebenen Eigenschaften der Lunge können als Elemente in einem Wirkschaltbild zusammengefasst werden, vgl. Abb. C.3. Es hat sich bewährt, dafür elektrische Analogien zu verwenden.

In Abb. C.3 entspricht der Kondensator C_{rs} der gleichnamigen Compliance des gesamten respiratorischen Systems. Man beachte, dass C_{rs} als Steigung $\Delta V/\Delta p_{rs}$ in Abb. C.2 abgelesen werden kann.

Die Resistance R_{rs} ist ein pneumatischer Strömungswiderstand (vgl. Kap. 2.4), ferner entspricht der elektrische Strom dem Atemstrom $\dot{V}_{pat}$ des Patienten und die Spannung dem Druck. Entsprechend werden durch die beiden Druckquellen die möglichen treibenden Kräfte eingeprägt: der Atemwegsdruck p_{aw} entsteht durch ein Beatmungsgerät und ist in der Regel ein Überdruck ($p_{aw} > 0$), p_{mus} wird von den Muskeln des Patienten erzeugt (insb. dem Zwerchfell) und ist im Regelfall ein Sog ($p_{mus} < 0$), außer bei forcierter Ausatmung. Das Masse-Symbol steht für den Athmosphärendruck p_{atm}. Die Pfeile hängen mit einer Vorzeichenkonvention zusammen: eine Druckzahl gilt für den Fußpunkt des Pfeiles; ein Flow ist positiv, wenn er in Richtung des Pfeiles fließt. Auf diese Art lässt sich die Kirchhoff´sche Maschenregel erfüllen: bei einem geschlossenen Umlauf ist die Summe aller Drü-

[4] Daniel Bernoulli, Schweizer Mathematiker und Physiker aus der Gelehrtenfamilie Bernoulli (1700 - 1782). Wenn nicht anders vermerkt, sind alle folgenden Gleichungen zur Strömungsphysik durch dieses Zitat belegt oder aber erkennbar neu hergeleitet.

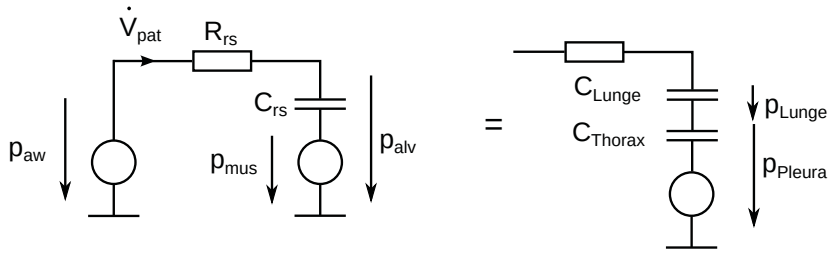

Abb. C.3: Elektrisches Ersatzschaltbild mit wesentlichen Elementen für eine Beschreibung der Atmung/Beatmung. Bei spontaner Atmung ist der Munddruck p_{aw} = 0 (aw = airway). Das rechte Teilbild zeigt die Zerlegung von C_{rs} und die zugehörigen Drücke entsprechend Abb. C.2. © H.-J. Kohl

cke gleich Null. Für Energieflüsse ergibt sich dadurch: aufgenommene / verbrauchte Energie ist positiv, abgegebene Energie ist negativ.
R_{rs} fasst den Strömungswiderstand vom Definitionsort für p_{aw} bis zu den Alveolen zusammen. Bei normaler Spontanatmung ist p_{aw} an der Mund- bzw. Nasenöffnung definiert, also $p_{aw} = 0$. Bei maschineller Beatmung definiert man p_{aw} am Tubuskonnektor.
Die Definition von R_{rs} lautet folglich:

$$R_{rs} = \frac{\Delta p}{\dot{V}_{pat}} = \frac{(p_{aw} - p_{alv})}{\dot{V}_{pat}} \tag{C.9}$$

Bei Flows und Volumina ist zu beachten, dass die Dichte von Gas sich stark mit Druck und Temperatur ändert, deshalb ist der Zusammenhang von Rauminhalt und Materialmenge nicht starr, sondern hängt von den aktuellen Umweltbedingungen ab. Der Begriff Volumen verliert dadurch an Schärfe. Das kann man verbessern, indem man Normierungsbedingungen notiert. Beispiele: ATP = ambient temperature and pressure → das angegebene Volumen entspricht dem aktuellen Rauminhalt, den das Gas einnimmt; NTP = normal temperature and pressure → das angegebene Volumen entspricht dem Rauminhalt bei 20°C und 1013 mbar. BTP = body temperature and pressure → Rauminhalt bei 37 °C und Druck in der Lunge. Oft wird als 4. Buchstabe noch S oder D notiert, d.h. saturated also gesättigt mit Wasserdampf oder *dry*: kein Wasserdampf. Jede Normierung hat ihre eigenen Vorteile. Von einem Intensivbeatmungsgerät kann man erwarten, dass es die Volumina BTPS-normiert ausgibt.

C.1.4 Pathophysiologie der Atmung

Der folgende Abschnitt gibt einen Überblick zur Pathopysiologie der Atmung [66], [67]. Hierfür ist es notwendig, den Gasaustausch im Innern der Lunge am Ort der Alveolen zu betrachten (Abb. C.4). Die Trachea (Abb. C.1) verzweigt sich in Bronchien, die nach 16 - 23 Teilungsgenerationen in den Bronchiolen mit daran befindlichen Alveolen endet. Das Volumen der Zufuhrleitungen (Trachea, Bronchien) wird als „anatomischer“ oder auch „serieller“ Totraum bezeichnet und beträgt beim Erwachsenen etwa V_{tot} = 150 mℓ [5].
Bei der Lunge eines Erwachsenen wird die Zahl der Alveolen auf ca. 300 Millionen und die von ihnen gebildete Austauschfläche auf ca. 80 - 120 m^2 geschätzt. Der Alveolendurchmesser schwankt zwischen 50 μm (Exspiration) und 200 - 300 μm (max. Inspiration), das Gasvolumen in den Alveolen beträgt etwa 3 ℓ. Die Trennmembran zwischen den Blutgefäßen (Lungenkapillaren) und den Alveolen ist weniger als 1 μm dick.

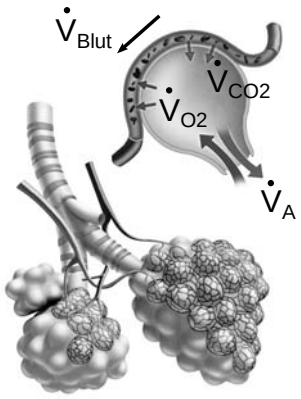

Abb. C.4: Der Gasaustausch von CO_2 und O_2 mit dem Blutfluss $\dot{V}_{Blut}$ findet in den Alveolen mittels der alveolären Ventilation $\dot{V}_A$ statt. © Shutterstock.com

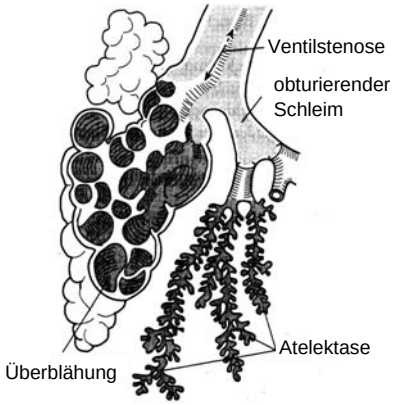

Abb. C.5: Kranke Alveolen bei COPD (siehe folgender Text), aus [66].

Eine für einen adäquaten Gasaustausch unzureichende Atmung (= respiratorische Insuffizienz) kann entweder in einem **Atempumpversagen** oder in einem **Lungenparenchymversagen** begründet sein.

1. Das **Atempumpversagen** (→ Ventilationsversagen) kann durch folgende Krankeitsbilder entstehen:

[5] Zum technisch bedingten Totraum siehe Diskussion im Abschnitt C.6.1.

- Die Atemmuskeln sind nicht hinreichend aktiv, weil
  - der Atemantrieb im Gehirn aussetzt, z.B. durch Medikamente, Schädel-Hirn-Trauma, Hirninfarkt, Blutung, Tumor, Schlafapnoe-Syndrom,
  - die Atemmuskeln versagen, z.B. durch Muskelrelaxanzien, Querschnittslähmung, multiple Sklerose, Ermüdung der Atemmuskulatur.
- Die Ausdehnung der Lunge wird behindert (sog. „restriktive“ Ventilationsstörung), z.B. durch
  - Pneumothorax → der Pleuraspalt füllt sich mit Luft, die Lunge trennt sich von den Rippen und kollabiert,
  - Pleuraerguss, eine Flüssigkeitsansammlung im Pleuraspalt,
  - interstitielle Fibrose (Fasern im Lungengewebe).
- Der Gasfluss durch die Bronchien wird behindert (sog. „obstruktive“ Ventilationsstörung), z.B. durch
  - Asthma (allergisch bedingte Konstriktion der Bronchiolen mit erhöhter Schleimbildung),
  - Bronchitis (Entzündung der Bronchialschleimhaut, die den Strömungswiderstand erhöht bis hin zur Stenose),
  - Emphysem (Gasansammlung). Die Bronchiolen (Gaszuführungen an den Alveolen) verlieren ihre elastischen Fasern, werden weich und können sowohl Volumen aufnehmen durch Überblähung (ohne Gasaustausch mit dem Blut) als auch beim Ausatmen zusammengedrückt werden (Ventilstenose, Starling-Resistor),
  - Verlegung der Atemwege.

Eine zu geringe Ventilation führt dazu, dass der F_{eCO2} des ausgeatmeten Gases auf zu hohe Werte steigt. Das wirkt sich entsprechend auf die Blutgase aus. Der für die Übertragung ins Blut zuständige O_2-Partialdruck ($p_{O_2} = F_{AO2} \cdot p_{abs}$) sinkt in gleicher Weise. Das hat aber zunächst keine dramatischen Konsequenzen, weil die Eingangskonzentration von z.B. 21 Vol.-% genügend Reserve lässt.

2. Ferner kann die Atmung durch ein **Lungenparenchymversagen** (→ Oxygenierungsversagen) erheblich geschwächt werden. Die Oxygenierung und die CO_2-Elimination finden normalerweise in den Alveolen statt, vgl. Abb. C.4. Dort treffen der pulmonale Blutkreislauf und der belüftete Gasraum aufeinander und tauschen entsprechend ihren unterschiedlichen Partialdrücken p_{O_2} und p_{CO_2} Gase aus. Dieser Austausch wird behindert oder unmöglich gemacht durch

   - Lungenödem (Flüssigkeitsansammlung in den Alveolen),
   - Pneumonie (entzündete Lunge),
   - Atelektasen (zusammengefallene Lungenbereiche, z.B. wegen Surfactant-Mangel).

   Solche Behinderungen des Gasaustausches wirken sich zunächst besonders auf die Oxygenierung und weniger auf die CO_2-Elimination aus, weil die Durchlässigkeit der Membranen für CO_2 sehr viel besser ist.

Im Folgenden sollen zwei wichtige Krankheitsbilder näher beschrieben werden:

- **ARDS** = *Acute Respiratory Distress Syndrome*. Ein akutes Lungenversagen kann durch direkte Lungenschädigung wie Trauma, toxische Gase, Aspiration von Magensaft, Bakterien, Viren, Pilze entstehen oder durch indirekte, hämatogen vermittelte Vorgänge wie Sepsis, Schock, Polytrauma. Es kommt in der Lunge zu einer heftigen Entzündungsreaktion. In Folge werden die Alveolarmembranen durchlässig und es bildet sich ein Ödem aus, das der Lunge die Konsistenz eines feuchten Schwamms gibt und den belüfteten Bereich stark einschränkt. Die Folge ist eine erhebliche Reduzierung der Gasaustauschfläche und damit ein weitgehendes Oxygenierungsversagen. Über längere Zeit (Wochen) verdicken die Substanzen und bilden Membranen in den Alveolen und später fibrose Strukturen, die die Compliance stark verringern. Wichtige Therapiebausteine sind die Beatmung mit erhöhtem PEEP[6] (verdrängt Wasser, eröffnet Atelektasen) und ein erhöhtes inspiratorisches Sauerstoffangebot F_{iO2} (überwindet Diffusionsbeschränkungen). Die Mortalität ist hoch (> 30%).
- **COPD** = *Chronic Obstructive Pulmonary Disease*. Die chronisch obstruktive Lungenerkrankung ist weit verbreitet(etwa jeder zehnte Studienteilnehmer der BOLD-Studie)[7], häufigste Ursache ist die Inhalation von Tabakrauch. Etwa 1 % der Patienten müssen beatmet werden.
  Eine COPD äußert sich in einer chronischen Bronchitis, die zu einer obstruktiven Ventilationsstörung führt, d.h. R_{rs} erhöht sich bis hin zu vollständigem Atemwegsverschluss (→ Atelektase des angrenzenden Bereiches) oder/und einem Lungenemphysem, entstanden durch den Verlust elastischer Fasern (siehe Abb. C.5).
  Die Behinderung der Ausatmung führt zu unvollständiger Ausatmung, d.h. endexspiratorisch liegt noch ein Flow vor, der durch den gegenüber PEEP erhöhten Alveolardruck ausgetrieben wird (sog. „Intrinsic PEEP“ p_i, vgl. Abb. C.35; dort entsteht die Obstruktion durch einen kleinen Tubusdurchmesser). Für eine Inspiration muss dann p_{mus} den Lungendruck p_{alv} unter den PEEP ziehen, d.h. p_{mus} muss zusätzliche Atemarbeit für die Druckdifferenz p_i - PEEP erbringen. Exspiratorisch spannt sich die Atemmuskulatur ebenfalls an, weil die passiven Rückstellkräfte der Compliance nicht mehr ausreichen. Das kostet weitere Atemarbeit und es tritt vermehrt Ventilstenose auf. Ein Indikator für diesen Zustand ist ein stark erhöhter endtidaler F_{CO_2}-Messwert.
  In Summe kann das dazu führen, dass die Atemmuskulatur infolge Erschöpfung versagt, was dann eine Beatmung (vorzugsweise nichtinvasiv[8] mit einer Atemmaske) erzwingt.

---

[6] „PEEP“ bedeutet „positive end-expiratory pressure“ und wird weiter hinten in diesem Kapitel erklärt.

[7] http://www.lungeninformationsdienst.de/krankheiten/copd/verbreitung/index.html, zuletzt besucht am 3. Jan. 2015

[8] sog. „Non-Invasive Ventilation“ (NIV)

C.2 Historischer Abriss

Bis zum 18. Jahrhundert war die physiologische Funktion der Atmung nicht verstanden[9] und so gab es aus alter Zeit nur vage Hinweise, z.B. in der Bibel, über Mund-zu-Mund-Beatmung.

> Und als Elisa in das Haus kam, siehe, da war der Knabe tot, hingelegt auf sein Bett. Und er ging hinein und schloss die Tür hinter ihnen beiden zu und betete zu Jehova. Und er stieg hinauf und legte sich auf das Kind, und er legte seinen Mund auf dessen Mund, und seine Augen auf dessen Augen, und seine Hände auf dessen Hände und beugte sich über dasselbe; und das Fleisch des Kindes wurde warm. Und er kam zurück und ging im Hause einmal dahin und einmal dorthin, und er stieg wieder hinauf und beugte sich über ihn. Da nieste der Knabe siebenmal, und der Knabe schlug seine Augen auf. [10]

Im Mittelalter galt der Tod als Gott-gewolltes Schicksal und Wiederbelebung war Ketzerei. Trotzdem findet man Hinweise, dass Hebammen apnoeische[11] Säuglinge durch Mund-zu-Mund-Beatmung zum Leben erweckten.
Erst in der Neuzeit, im 16. und 17. Jahrhundert, wurde vornehmlich an Hunden und Hühnern die Lebenserhaltung durch Blasebalg-Beatmung beobachtet und diskutiert. Mitte des 18. Jahrhunderts entstanden erste Empfehlungen, ja sogar königliche Dekrete, zur Wiederbelebung von Ertrunkenen (sog. „Scheintoten“) mit Hilfe der Mund-zu-Mund-Beatmung. In Konkurrenz dazu stand die Anwendung eines Blasebalges, mit dem Luft z.B. in die Nasenlöcher eingeblasen werden konnte. Dabei entstanden durchaus raffinierte Konstruktionen: ein Zweikammerblasebalg mit einfachen Rückschlagventilen konnte gleichzeitig in eine Kammer Frischluft einsaugen und mit der anderen verbrauchte Luft aus dem Patienten ziehen. Beim Zusammendrücken wurde die verbrauchte Luft in die Atmosphäre geschoben und die Frischluft in den Patienten. Diese Art der Beatmung nennt man „Wechseldruckbeatmung“, d.h. es wird mit Überdruck Luft in die Lunge gedrückt und mit Unterdruck herausgesaugt. Nach dem gleichen Prinzip arbeiteten die ersten maschinellen Beatmungsgeräte. Zunächst gab man jedoch weiter der Mund-zu-Mund-Beatmung den Vorzug. Diese Form der Beatmung hat folgende Vorteile:

- immer verfügbar,
- die Luft ist warm und feucht,
- der Beatmungsdruck wird von einem Menschen gefühlt und kann folglich nicht so leicht zu einem Lungenschaden führen.

Allerdings wusste man bis dahin nicht, was Beatmung eigentlich bewirkt, also z.B. die Entfernung von CO_2 aus der Lunge. Das änderte sich gegen Ende des 18. Jahrhunderts, als das CO_2 als das Leben nicht befördernder Bestandteil des ausgeatmeten Gases identifiziert wurde. In Folge galt Mund-zu-Mund-Beatmung als falsch.

---

[9] Der folgende Abriss der geschichtlichen Entwicklung der Beatmung wurde in Anlehnung an [68] verfasst.

[10] http://www.bibel-online.net/buch/elberfelder_1905/2_koenige/4/, besucht am 25. Mai 2014.

[11] Apnoe, von gr. $\alpha\pi\nu o\iota\alpha$, apnoia, dt. „ohne Atmung, Atemstillstand“

Anfang des 19. Jahrhunderts mehrten sich die Befunde an Tieren, dass die Anwendung von Überdruck die Lunge erheblich verletzen kann: u.a. kann ein Pneumothorax, d.h. eine Alveolarruptur, entstehen. Von nun an galt auch die Überdruckbeatmung als falsch. Stattdessen suchte man fast ein Jahrhundert nach der effektivsten Druck-, Zieh-, Bewegungstechnik des menschlichen Körpers, wodurch das Lungenvolumen vergrößert/verkleinert, also die Atmung ersetzt werden sollte. Diese Techniken waren kräftezehrend, mussten aber trotzdem mitunter stundenlang appliziert werden (Abb. C.6).

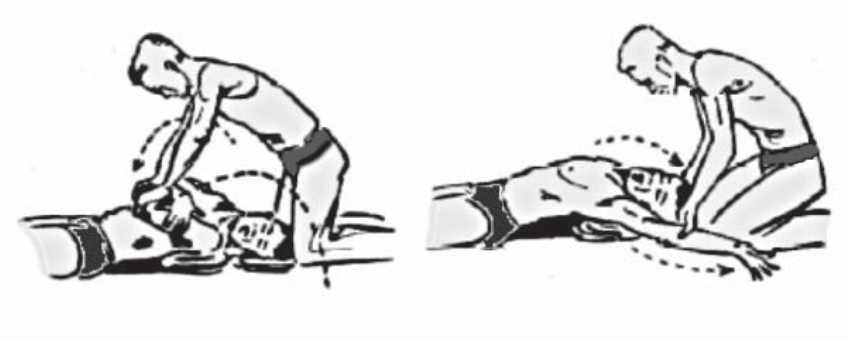

Abb. C.6: Beatmung durch Bewegen des Körpers nach Silvester[12], links Exspiration, rechts Inspiration. © commons.wikimedia.org

C.2.1 Wechseldruckbeatmung

Zu Beginn des 20. Jahrhunderts, einhergehend mit den zunehmenden technischen Möglichkeiten und der wachsenden Technikgläubigkeit, kamen von neuem Atemgasdruck-erzeugende Beatmungsgeräte auf. Ein sehr erfolgreiches Gerät war der von Dräger entwickelte Pulmotor (ab 1908). Dieses Gerät verwendete eine Sauerstoffflasche als Antrieb und erzeugte mit ausschließlich mechanischen Mitteln eine automatische Wechseldruckbeatmung (Abb. C.7) .
Abb. C.8 zeigt das Funktionsschema eines Pulmotors, oben gesamt, unten der Ventilkörper, jeweils in Inspiration und Exspiration. Der Fülldruck der O_2-Flasche C, z.B. 200 bar, wird am Druckminderer V auf z.B. 2 bar herab geregelt. An der Düse S wird daraus ein konstanter Gasfluss. Er wird verstärkt durch mitgerissenes benachbartes Gas. Dieser Gasfluss strömt durch ein sich konisch erweiterndes Rohrstück. Dadurch erhöht sich der Druck (Druckrückgewinnung gemäß Venturi Prinzip). Je nach Stellung des Ventilschiebers (rot) im Ventilgehäuse strömt das Gas in die Einatemleitung E zum Patienten (Beutel) = Inspiration oder durch die Mitte des

[12] Henry Robert Silvester, britischer Arzt (1828-1908), der anhand von Leichenuntersuchungen eine möglichst vorteilhafte Patienten-Bewegungstechnik zum Beatmen herausfand.

Abb. C.7: Der Pulmotor (1908) war ein frühes transportables Beatmungsgerät mit Wechseldruck, angetrieben durch eine Druckgasflasche. © Drägerwerk AG, Lübeck

Ventilgehäuses in die Umgebung. Der Ballon B bewirkt eine Umschaltung zwischen Inspiration und Exspiration folgendermaßen. Während der Inspiration erfährt er den Inspirationsdruck. Ist dieser gross genug (z.B. 20 mbar), dann reicht die Kraft auf den unten befestigten Hebel aus, um einen weiteren federbelasteten Hebel, der am Ventilschieber angreift, auf die andere Seite zu kippen und damit den Schieber in Richtung Exspiration zu bewegen. In Exspiration ist der Druck an der Düse leicht negativ, weil der Austrittspunkt in der Mitte des Ventilkörpers auf Umgebungsdruck liegt und von dort aus rückwärts der Druck über den Konus zur Engstelle hin negativ werden muss. Der zweite kleine Ballon dient nur der Dämpfung der Umschaltbewegung. Ist der Druck im großen Ballon genügend stark negativ (- 20 mbar), erfolgt die Umschaltung in Richtung Inspiration.
Auch der Pulmotor litt unter dem Stigma: Überdruckbeatmung ist gefährlich. Er bewährte sich aber unzweifelhaft in unterschiedlichen Krisensituationen, z.B. in Bergwerken. Bis einschließlich 1946 wurden ca. 12.000 Geräte verkauft.

C.2.2 Unterdruckbeatmung

Im 20. Jahrhundert trat epidemisch und in Schüben von 5 bis 10 Jahren die Kinderlähmung (Poliomyelitis) auf. Der damit verbundenen Lähmung der Atemmuskulator begegnete 1928 Philip Drinker[13] in Boston mit der von ihm erfundenen „eisernen

[13] Philip Drinker, US-amerikanischer Ingenieur (1894 - 1972)

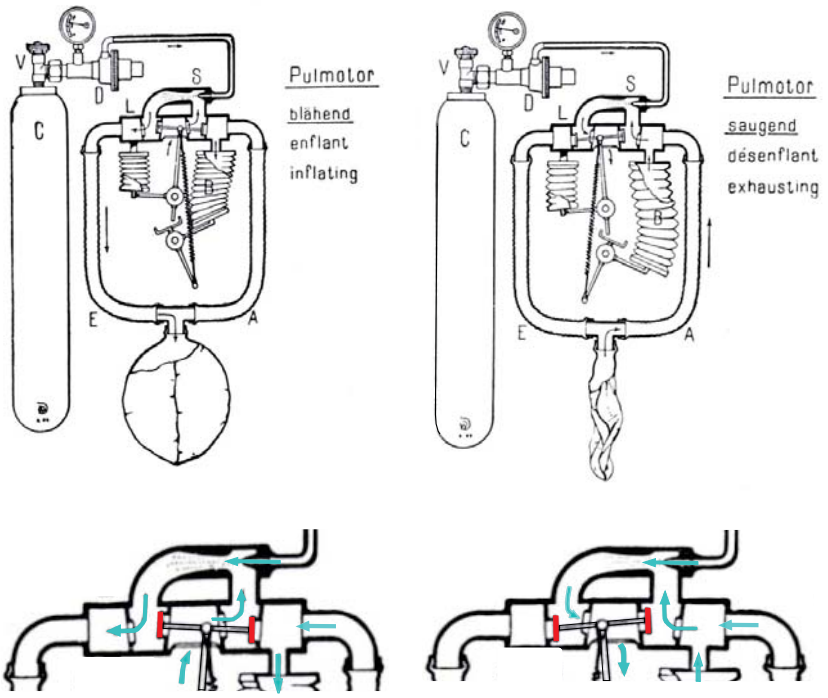

Abb. C.8: Funktionsschema des Pulmotors, oben das Gesamtgerät, darunter die Vergrößerung des Ventilgehäuses, dargestellt jeweils in Inspiration und Exspiration. Zur Funktion siehe zugehörigen Text. © Drägerwerk AG, Lübeck

Lunge“, die im Sinne der klassischen Schule hohe Atemdrücke vermeidet. Abb. C.9 zeigt das Funktionsprinzip einer eisernen Lunge.

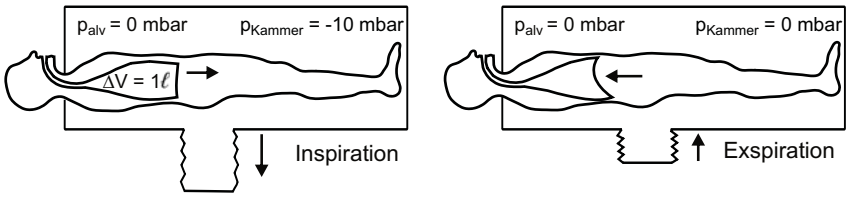

Abb. C.9: Funktionsprinzip der eisernen Lunge (Unterdruckbeatmung). Links Zustand am Ende der Inspiration, rechts nach Exspiration, nach [65]. © H.-J. Kohl

In der Kammer herrscht während der Inspiration ein Unterdruck $p_{Kammer} < 0$. Die Mund/Nasenöffnung liegt auf $p_{aw} = 0$ und in der Lunge entsteht so ein leichter

Wechseldruck, um das Gas einzusaugen oder auszutreiben. Zum Ende der Inspiration und auch der Exspiration ist der Druck in der Lunge $p_{alv} = 0$. Wichtig ist eine hinreichende Dichtung an der Halskrause. Abb. C.10 zeigt eine technische Ausführung.
Da dieses Geräteprinzip eine Schädigung der Lunge durch unphysiologische Atemdrücke weitgehend vermeidet, kann man darin ein ganzes Menschenleben verbringen. Allerdings war naturgemäß der Bewegungsradius des Patienten eingeschränkt und der Zugang zum Patienten für etwaige Pflegemaßnahmen aufwändig. Ein weniger „erdrückendes“, aber auch nicht so leistungsfähiges Beatmungsgerät war das sog. „Cuirass- Beatmungsgerät“ (von fr. cuirasse „Lederpanzer“), vgl. Abb. C.10.

Abb. C.10: Historischer Cuirass-Ventilator (im Hintergrund eine eiserne Lunge). © Drägerwerk AG, Lübeck

Bei der Cuirass-Ventilation (auch als „Kürass“-Ventilation bezeichnet) wird eine Schale gedichtet auf Brustkorb und Bauch gelegt und per Unterdruck der Brustkorb gedehnt. Solche Beatmungsgeräte werden auch heute noch gebaut, aber eher selten eingesetzt.

C.2.3 Überdruckbeatmung

Der Durchbruch der Überdruckbeatmung entstand 1952 während einer weiteren Polio-Epidemie in Kopenhagen. Dem Ansturm von Hunderten von Patienten konnte man mit einer einzelnen eisernen Lunge und wenigen Cuirass-Beatmungsgeräten nicht begegnen. Zudem zeigte sich, dass Patienten, bei denen die Lungenwege verschleimt waren, mit einer eisernen Lunge völlig unzureichend ventiliert wurden, so dass viele Patienten an Unterventilation starben. In dieser Situation führte Ibsen[14] ein alternatives, aus der Anästhesie bekanntes Beatmungs-Verfahren ein, bei welchem handgeführt mit einem Beutel beatmet wird. Abb. C.11 zeigt den entsprechenden Aufbau.

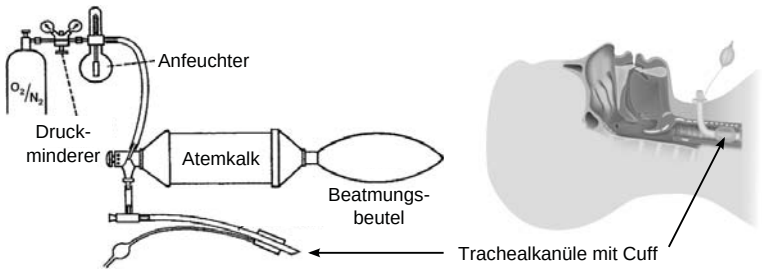

Abb. C.11: Manuelle Überdruckbeatmung nach Ibsen; links: einfacher, aber leistungsfähiger Aufbau © Elsevier; rechts: eine Trachealkanüle wird zur Beatmung in die Trachea eingeführt. © Shutterstock.com

Aus einer 50 % N_2/O_2 Flasche wird per Druckminderer ein Frischgasfluss von 5 ℓ/min eingestellt (Vermutung: der 'Anfeuchter' im Bild hat zusätzlich 2 Funktionen. Eine Blende setzt den Vordruck in Flow um und eine Flowmessröhre misst den Flow, das ist ein nach unten sich verjüngendes Rohr mit einem Schwebekörper, der bei erhöhtem Flow höher steigt). Der Anfeuchter verhindert, dass der Frischgasfluss den Patienten austrocknet. Am Verbindungsstück ist seitlich ein kalkgefüllter CO_2-Absorber angeschlossen und ein Handbeatmungsbeutel. Außerdem besteht die Verbindung zur Trachealkanüle, die per Luftröhrenschnitt in die Trachea eingeführt wird. Ein Cuff - das ist ein von außen aufblasbarer Ballon - dichtet die Kanüle in der Trachea. Das Verbindungsstück ist ein T-Stück mit den drei vorgenannten Anschlüssen und einer Öffnungsbohrung nach außen. Die Größe der Öffnung lässt sich einstellen. Man stellt sie so ein, dass bei gegebenem Frischgasfluss, der ja im Mittel mengenmäßig nach außen gehen muss, ein brauchbarer Beatmungsmitteldruck (Überdruck) vorliegt, zu kontrollieren an der mittleren Ausdehnung der Lunge. Der deutlich höhere Atemgasfluss von z.B. 40 ℓ/min wird vom Beutel erbracht bzw. von ihm aufgenommen. Der Frischgasfluss erneuert den verbrauchten Sauerstoff, der Absorber entzieht das CO_2. Die Trachealkanüle hat zudem den Vorteil, dass man darüber mit einer Saugvorrichtung einen verschleimten Atemweg frei saugen kann.

[14] Björn Ibsen, dänischer Anästhesist, Mitbegründer der Intensivmedizin (1915-2007)

Ein so einfacher Aufbau ließ sich rasch in großer Anzahl herbeischaffen. Als „Beatmungsmaschinen“ wurden Menschen eingesetzt. Mehrere hundert solcher Helfer waren im 6h-Schichtbetrieb über Wochen hinweg am Werk.
Heutige Beatmungsgeräte sind zum größten Teil Überdruck-Beatmungsgeräte. Im Folgenden werden verschiedene Typen beschrieben, die auf den jeweiligen Einsatz zugeschnitten sind.

1. Notfall-Beatmungsgerät (*„emergency care“*): Klein, leicht, tragbar, wenig Bedienelemente, Einschlauch-System, Maskenbeatmung, Volumenkontrollierte Beatmung, Druckmonitoring, Antrieb durch Sauerstoffflasche. Sicherheitskonzept: ständige Beobachtung durch Personal.
2. Heimbeatmungsgerät (*„home care“*): Klein, leicht, kaum Bedienelemente, motorbetrieben, Einschlauch-System, Maskenbeatmung, Druckkontrollierte Beatmung. Sicherheitskonzept: der Patient überwacht sich selbst.
3. Innerklinischer Transport, außerklinischer Transport beatmungspflichtiger Patient (von Intensivstation nach Intensivstation), Aufwachraum: hochgerüstete Notfall- oder Heimbeatmungsgeräte, die entweder als “High-End Gerät“ ihrer Klasse oder als “Beinahe-Intensivbeatmungsgerät“ bezeichnet werden können. Mitunter fehlt nur ein unabhängiges Sauerstoff-Monitoring, um die normativen Voraussetzungen für ein Intensivbeatmungsgerät zu erfüllen. Ansonsten ein Sicherheitskonzept wie bei einem Intensivbeatmungsgerät.
4. Intensivbeatmungsgerät (*„intensive care“*): Größe spielt keine Rolle. Viele Bedienelemente und vielfältige Darstellungsmöglichkeiten beatmungsrelevanter Parameter. Verwendet Hochdruck-Gasversorgung (5 bar) für Sauerstoff und Luft, die die Klinik bereitstellt. Mitunter zusätzlich ein Gebläse. Viele Beatmungsformen (Druck-orientiert, Volumen-orientiert, Beatmung mandatorisch oder assistierend). Aufwendiges Sicherheitskonzept mit Alarmierung.

C.3 Maschinelle Überdruckbeatmung: volumen- und druckkontrolliert

Im vorigen Abschnitt wurde deutlich, dass sowohl Überdruck als auch Unterdruck zur maschinellen Ventilation grundsätzlich geeignet sind. Die natürliche Atmung erzeugt in der Lunge einen Unterdruck gegenüber Atmosphärendruck, um Gas einsaugen zu können. Physiologischerweise wird dies im Wesentlichen durch das Zwerchfell bewerkstelligt. An dieser Stelle kann ein Beatmungsgerät nicht ohne weiteres angreifen. Einzig Beatmungsgeräte, die den Brustkorb von außen fassen, können gefahrlos mit Unterdruck arbeiten (z.B. eiserne Lunge, Kürass-Beatmungsgerät).
Hingegen arbeiten heutige Beatmungsgeräte in der Regel mit Überdruck. Dabei wird der Patient mit Hilfe einer Pumpe beatmet. Abb. C.12 verdeutlicht das Prinzip der maschinellen Überdruckbeatmung.
Das Inspirationsgas (= Frischgas) nimmt einen anderen Weg als das Exspirationsgas. Um den Gasstrom entsprechend zu führen, müssen im richtigen Augenblick

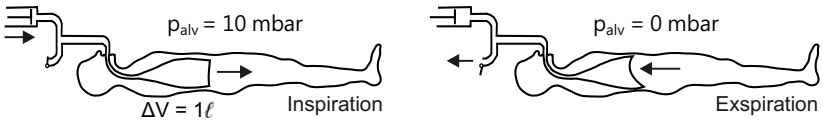

Abb. C.12: Prinzip der Überdruckbeatmung, modifiziert nach [65]. © H.-J. Kohl

Ventile umgesteuert werden. Die Exspiration entsteht bei geöffnetem Ventil über die Rückstellkraft des Thorax.
Eine Beatmung nennt man „volumenkontrolliert“, wenn das Volumen der Pumpbewegung das Inspirationsvolumen, also das Tidalvolumen V_T, bestimmt. Im Gegensatz zur volumenkontrollierten Beatmung steht die „druckkontrollierte“ Beatmung, bei der während der Inspiration der Beatmungsdruck p_{aw} einem vorgegebenen Profil folgt. Jede Beatmungsform hat spezifische Vor- und Nachteile. Die in Abb. C.13 gezeigten Druck-Flow-Verläufe gemessen am Mund des Patienten sind charakteristisch und werden im Folgenden erläutert.

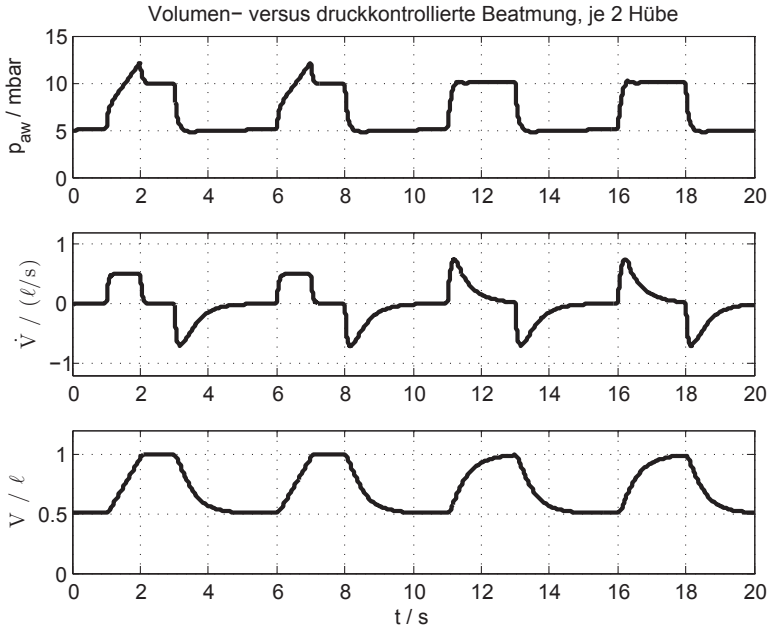

Abb. C.13: Druck-/Flow- und Volumen-Verläufe bei volumenkontrollierter (links, 2 Hübe) und druckkontrollierter (rechts, 2 Hübe) Beatmung. © H.-J. Kohl

Bei der volumenkontrollierten Beatmung (Abb. C.13, erste zwei Atemhübe) strömt eine Sekunde lang ein konstanter Flow von 0,5 ℓ/s in den Patienten. Dementsprechend gleichmäßig wächst das Volumen in der Lunge um einen halben Liter kontinuierlich an. Der Druckverlauf startet mit einem Sprung, der benötigt wird, um

den Flow durch die Resistance zu drücken, also mit $\Delta p = R_{rs} \cdot \dot{V}$. Nachfolgend steigt der Druck gleichmäßig an, weil das einströmende Volumen in der Lunge gespeichert wird und so ein zunehmender Gegendruck entsteht, nämlich $p_{alv} = V/C_{rs}$In der darauf folgenden Flow-Pause von 1 s sind alle Ventile geschlossen und der Druck bleibt dementsprechend konstant. Man nennt dies die „Plateau-Phase“ oder „inspiratorische Pause”. Die darauf folgende Exspiration ist von druckkontrollierter Art, d.h. das Beatmungsgerät erzeugt einen Druck, den sog. „PEEP“ (Positive End-Expiratory Pressure). Dann strömt, getrieben durch die Differenz des Drucks p_{alv} in der Lunge und $p_{aw} = p_{PEEP}$, das Gas aus dem Patienten. Dabei sinken das Volumen, der treibende Druck und damit der Flow, jeweils gemäß einer e-Funktion. Die letzten beiden Atemzüge in Abb. C.13 zeigen eine druckkontrollierte Beatmung. p_{alv} liegt zu Beginn auf PEEP. Während der Inspiration erzeugt das Beatmungsgerät dann einen konstanten Überdruck $p_{aw} = p_{insp}$ (im Beispiel 10 mbar). Das führt zu einem initial ansteigenden Flow, der - wie auch in der Exspiration - exponentiell abnimmt

Es folgt eine Vorteil/Nachteil-Diskussion mit doppelter Buchführung, d.h. die Vorteile des einen werden als Nachteile des anderen noch einmal erwähnt. Die letzte Zeile von Tabelle C.1 wirkt sachlich nicht zwingend, drückt also eine Art Lehrmeinung aus, was aber nichts an ihrer Durchsetzung ändert.

Als Ingenieur habe ich eine leichte Präferenz für die druckkontrollierte Beatmung. Gründe: a) ich mag die Bevormundung durch eine feste Volumengabe nicht; b) Druck ist eine sogenannte „intensive“Variable (im Gegensatz zur „extensiven“), was soviel heißt wie: sie ist unabhängig von der Größe des Patienten. D.h. man lernt sie einmal einschätzen und kann das im Wesentlichen auf andere Patienten übertragen. c) Leckagen lassen sich oftmals nicht vermeiden. Wie man leicht sieht: nichts davon ist sachlich zwingend.

C.4 Aufbau eines Beatmungsgerätes

Aus technischer Sicht sind die Grundelemente eines Beatmungsgerätes

- Verwenden oder Erzeugen einer Gasquelle mit genügend Druck, Flow und bestimmbarer Sauerstoffkonzentration
- Steuerung/Regelung dieser Gasquelle, so dass der Patient das Gas ein- und wieder ausatmen kann
- Messung beatmungsrelevanter Parameter, z.B. Druck, Flow, Sauerstoffkonzentration.

Daraus leiten sich die genauer zu betrachtenden Komponenten und Themen ab:

- Ventile
- Strömungstechnik
- Sensoren
- Regelungsalgorithmen
- Messalgorithmen

volumenkontrolliert	**druckkontrolliert**
Vorteil: definierter Inspirationsflow kann nicht zu groß werden	Nachteil: hoher Spitzeninspirationsflow transportiert Schleim in die Lunge. Abhilfe: langsam steigende Druckflanke statt Sprung begrenzt den Flow
Vorteil: Minutenvolumen hängt nicht von der Compliance ab. Wenn sich die Lunge verschlechtert (verhärtet), bleibt die Ventilation erhalten	Nachteil: Wenn sich die Lunge verschlechtert (verhärtet) vermindert sich die Ventilation. Abhilfen: 1) Überwachung des Minutenvolumens, 2) automatische Nachführung des Inspirationsdrucks (= Beatmung mit Volumengarantie)
Nachteil: Bei Leckage geht ein Teil des Volumens unkompensiert verloren. Abhilfe: eine automatische Leckkompensation (nicht trivial aber möglich)	Vorteil: Auch bei hohen Leckagen bleibt die Ventilation des Patienten erhalten. (Eine verbleibende Beeinträchtigung entsteht dann, wenn das Leck näher am Patienten ist als der geregelte Druck, z.B. am Tubusende in der Trachea, wobei der Druck am Y-Stück geregelt wird)
Nachteil: Der Spitzendruck steigt bei Lungenverschlechterung (R höher, C niedriger) an und führt u.U. zum Pneumothorax. Abhilfe: Überwachung einer Druckobergrenze	Vorteil: Die Druckbelastung ist wohl definiert.
Nachteil: Wenn der Patient sich zu stark ventiliert fühlt, versucht er gegen die Volumenbevormundung anzukämpfen (sog. „Fighten“). Ohne Aussicht auf Erfolg. Es entstehen möglicherweise so hohe Drücke, dass ein Pneumothorax folgt. Abhilfe: Patient bestimmt die Atemfrequenz durch Triggern.	Vorteil: Der Patient kann mit mäßigem Muskel-Aufwand die Ventilation mitbestimmen (zu viel Volumen verhindern, zu wenig ergänzen)
Nachteil: Ein konstanter Flow ist unnatürlich. Bei Spontanatmung nimmt der Flow allmählich ab (= dezelerierender Flow). Abhilfe: dezelerierender kontrollierter Flowverlauf	Vorteil: Die zweite Hälfte der Inspiration entspricht mit ihrem dezelerierenden Flow einer Spontanatmung.

Tabelle C.1: Volumen- versus druckkontrollierte Beatmung

Beginnen wir mit gegenständlichen Dingen, den Ventilen, Sensoren und ihren Verbindungen. Abb. C.14 zeigt die schematische Darstellung der wesentlichen Elemente eines Beatmungsgerätes.

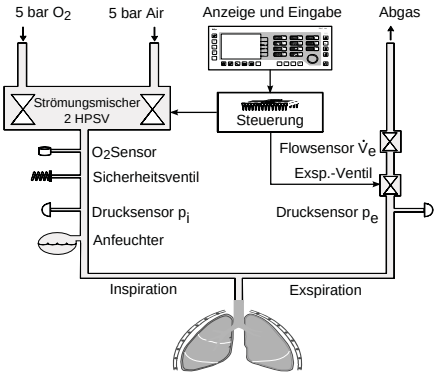

Abb. C.14: Grundsätzlicher Aufbau eines Beatmungsgerätes am Beispiel des Intensivventilators Evita XL. © Drägerwerk AG, Lübeck.

Abb. C.15: Intensivventilator Evita XL (2003). © Drägerwerk AG, Lübeck.

Aus einer stationären Gasversorgung mit 5 bar O_2 und 5 bar Luft wird über zwei Anschlussleitungen Beatmungsgas für einen Strömungsmischer bereitgestellt. Im Mischer werden 2 präzise stellbare Ventile vom Typ HPSV („high pressure servo valve“) verwendet, um das Beatmungsgas für den Patienten mit der richtigen O_2-Konzentration zu liefern, vgl. Abb. C.23. Ein inspiratorischer Drucksensor kontrolliert den Druck im Schlauch und ermöglicht es, mit Hilfe der Flow-steuernden HPSVs einen definierten Beatmungsdruck einzuregeln (mehr dazu später). Nach aktiver Anfeuchtung gelangt das Atemgas durch ein Schlauchsystem zum Patienten. Für die Exspiration wird das Exspirationsventil (PEEP-Ventil) geöffnet und der Patient atmet über den Exspirationsschlauch aus. Das PEEP-Ventil hat die wichtige Funktion, den Ausatem-Gegendruck im Schlauch und in der Lunge nicht unter einen gewollten und einstellbaren Druck, den PEEP, fallen zu lassen.
Die HPSVs und das Exspirationsventil sind elektrisch steuerbar, die Steuerung erfolgt über einen Mikroprozessor. Anwenderbezogene Ein- und Ausgaben erfolgen über Touchscreen, Tasten, einen Drehknopf und digitale Anzeigen bzw. Kurvendarstellungen. Eine Vielzahl von zusätzlichen Ventilen und Sensoren sorgt für Sicherheit beim Ausfall oder bei fehlerhaftem Verhalten von Komponenten: ein O_2-Sensor prüft die Zusammensetzung des Atemgases, ein Sicherheitsventil begrenzt den Druck nach oben hin (typisch 120 mbar), ein zweiter Drucksensor überwacht

den ersten Drucksensor, ein Temperatursensor prüft die Anfeuchtung, ein exspiratorischer Flowsensor erkennt eine zu geringe Ventilation des Patienten oder Leckagen. Weiterhin werden Regelungs-, Mess- und Beatmungssteuerungsalgorithmen benötigt. Dies wird in den folgenden Kapiteln behandelt.
Ein tieferes Verständnis wird durch ein Kapitel Strömungsphysik ermöglicht.

C.5 Strömungsphysik

Im bisherigen Text war häufiger auf Strömungsphänomene Bezug genommen worden. Sie werden hier etwas ausführlicher erläutert. Für uns sind nur ideale Gase von Bedeutung. Das molekulare Bild davon ist: viele „Massepunkte“mit einem gewissen Querschnitt fliegen aufgeregt durcheinander, stoßen zusammen, fliegen in andere Richtungen weiter, prallen von Grenzflächen ab und erzeugen dadurch Druck. Der Grad der Aufregung, d.h. der mittlere Geschwindigkeitsbetrag, ist durch die Temperatur gegeben. Er beträgt etwa Schallgeschwindigkeit, das ist für Luft bei Zimmertemperatur 340 m/s. Wir nennen dies die „thermische Bewegung“ des Gase. Sie verlagert den Schwerpunkt der Gasmenge nicht. Vieles von diesem Bild lässt sich durch die allgemeine Gasgleichung beschreiben.

$$p_{abs} \cdot V = n \cdot R \cdot T \tag{C.10}$$

p_{abs}	Druck im Behälter
V	Rauminhalt des Behälters
n	Anzahl der Mole der Gasteilchen (1 mol = $6,0 \cdot 10^{23}$ Moleküle)
R	allg. Gaskonstante = $8,3\ \frac{\mathrm{J}}{\mathrm{mol \cdot K}}$
T	Temperatur des Gases im Behälter

J, K sind die SI (Système International) Einheiten Joule und Kelvin.
Die innere Energie des Gases, aus der heraus Volumen- oder Beschleunigungsarbeit gespeist wird, ist alleine durch die Temperatur gegeben. Die Energie teilt sich gleichmäßig auf die Zahl der verfügbaren Bewegungsfreiheitsgrade der Gasmoleküle auf. Bei den für uns wesentlichen Gasen N_2 und O_2 sind das 5, nämlich 3 der Translation (in die 3 Dimensionen des Raumes) und 2 der Rotation (Hantelmodell). Jeder Freiheitsgrad bringt $\frac{1}{2}R \cdot T$ viel Energie mit ein, d.h. in Summe

$$E_{gas} = \frac{5}{2} R \cdot T \tag{C.11}$$

Diese Gleichungen funktionieren für jedes ideale Gas innerhalb weiter Grenzen von p und T. Tatsächlich verhalten sich alle Gase in ihren p, T-Bereichen, die für uns von Interesse sind, sehr gut ideal; gleichgültig wie sie zusammengesetzt sind. [15]
Wie an vielen Stellen der Physik spielen auch bei der Gasströmung die üblichen Verdächtigen eine maßgebliche Rolle: Reibungskraft und Trägheitskraft.

C.5.1 Laminarer Flow

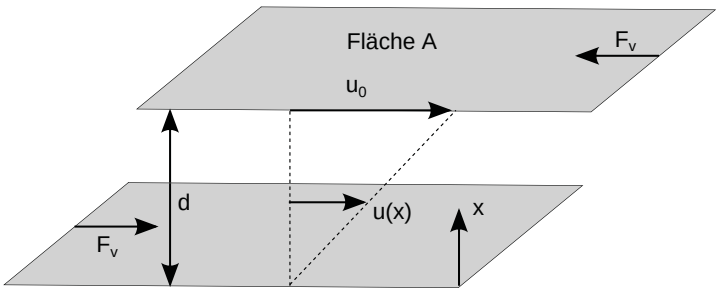

Abb. C.16: Experiment zur laminaren Strömung. © H.-J. Kohl

Zu Abb. C.16: Schiebt man im Gasraum eine Platte im Abstand d mit der Geschwindigkeit u_0 über eine ruhende Platte, so beobachtet man Folgendes: Die Geschwindigkeit des Gases ist relativ zur jeweiligen Platte Null, d.h. an der ruhenden Platte ist sie Null, steigt dann linear zum Abstand x an und beträgt u_0 an der bewegten Platte, also [16]

$$u(x) = u_0 \cdot \frac{x}{d} \tag{C.12}$$

Da die thermische Bewegung dazu führt, dass Gasmoleküle mit einer Geschwindigkeit $u(x)$ in benachbarte Regionen kommen, müssen immer wieder Gasmoleküle neu beschleunigt oder abgebremst werden, um der Geschwindigkeitsverteilung zu entsprechen. Dies kommt einem Energieverlust gleich und und hat zur Folge, dass die bewegte Platte eine entsprechende Kraft aufbringen muss, die Reibungskraft F_v.

[15] Mitunter wird Wasserdampf als 'nicht ideales Gas' angesehen. Das mag daran liegen, dass Wasserdampf oft zusammen mit Wasser in Form von Kondensat oder Tröpfchen auftritt. Dann versucht die flüssige Phase fortlaufend im Gasraum, den Wasserdampfdruck auf ein bestimmtes Maß zu zwingen: den Sättigungsdampfdruck. Das hat zur Folge, dass in Gl. (C.10) die Anzahl der Mole ständig angepasst wird, was die Sache einigermaßen kompliziert macht. Das ändert aber nichts daran, dass der Wasserdampf selbst sich wie ein ideales Gas verhält.

[16] Bei u handelt es sich um eine mittlere oder Driftgeschwindigkeit der Gasmoleküle in eine bestimmte Richtung. Die sehr viel höheren Temperatur-bedingten Geschwindigkeitskomponenten sind dieser Driftgeschwindigkeit überlagert.

Sie ist proportional zur Geschwindigkeit der Fläche A und umgekehrt proportional zum Abstand. Der Proportionalitätsfaktor ist die dynamische Viskosität η; z.B. $\eta_{Luft} = 17\,\mu$Pa/s.

$$F_v = \eta \cdot u_0 \cdot \frac{A}{d} \tag{C.13}$$

Pa (Pascal) ist die SI-Druckeinheit, also N / m^2 (Newton pro Quadratmeter). 100 Pa sind ein mbar. mbar ist eine in der Beatmung bevorzugte Druckeinheit. Sie ist ziemlich genau gleich dem Druck einer Wassersäule von 1 cm Höhe (1 cm H_2O = 0,98 mbar).
Da man gewissermaßen Flächen konstanter Geschwindigkeit in Flussrichtung bekommt, die nebeneinander existieren, nennt man diese Strömung „laminar“.

C.5.2 Strömung im Rohr

C.5.2.1 Laminare Rohrströmung

Schiebt man das Gas durch ein Rohr mit dem Flow $\dot{V}$, dem Durchmesser d und der Länge l, so stellt sich im Querschnitt eine Geschwindigkeitsverteilung ein. Am Rohrrand ist die Geschwindigkeit Null, in der Mitte ist die Geschwindigkeit maximal. Anwendung der oben genannten Gleichung ergibt ein parabolisches Geschwindigkeitsprofil. Der Druckverlust aufgrund der Reibungskraft errechnet sich nach Hagen-Poiseuille gemäß Kap. 2.4 zu:

$$\Delta p = \dot{V} \cdot 128 \cdot \eta \frac{l}{\pi \cdot d^4} \tag{C.14}$$

Folgendes fällt auf: der Druckverlust ist nicht von der Dichte des Gases abhängig, denn η hängt in weiten Bereichen nicht von der Dichte bzw. dem Druck ab. Der Druckverlust ist erwartungsgemäß proportional zum Flow und zur Länge. Bemerkenswert allerdings ist die starke Abhängigkeit vom Durchmesser. Eine Halbierung von d versechzehnfacht den Druckverlust. Das bedeutet für die Konstruktion des Beatmungsgerätes: Vorsicht bei den Durchmessern.

C.5.2.2 Turbulente Rohrströmung

Wie weiter oben bereits diskutiert, ist für eine Geschwindigkeitsveränderung eine Beschleunigung der Gasmasse notwendig. Dafür ist entsprechend den Newtonschen Bewegungsgesetzen eine Kraft notwendig. Wir hatten den zugehörigen Druckabfall in Gl. (C.8) errechnet über den Zuwachs an kinetischer Energie zu

$$\Delta p = \frac{\rho}{2} \cdot u^2 \tag{C.15}$$

Laminare Strömung bedeutet: von einer „Lamelle“konstanter Geschwindigkeit zu einer Nachbarlamelle ändert sich die Geschwindigkeit über dem Ort (man spricht dann vom Gradienten der Geschwindigkeit). Von einem gewissen Geschwindigkeitsgradienten ab muss bei einem Lamellenwechsel eine so hohe Beschleunigungskraft aufgebracht werden, dass die viskosen Kräfte diese nicht mehr kompensieren können. Dann kommt es zur Entstehung eines Wirbels bzw. einer Turbulenz. Das heisst, eine Gasschicht verlässt die Flussrichtung und dreht sich auf der Stelle. Damit ist für die Flussrichtung Energie verloren gegangen. Auch das geht mit Druckverlust einher.
Das Verhältnis von Beschleunigungskraft zu viskoser Kraft drückt man durch die dimensionslose Reynoldszahl[17] aus. Sie ist definiert als

$$R_e = \rho \cdot u \cdot \frac{d}{\eta} \tag{C.16}$$

Man erkennt darin den viskosen Verursacher d/η und den der Beschleunigungskraft $\rho \cdot u$. d ist jetzt eine charakteristische Abmessung, z.B. der Durchmesser des Zylinders. u ist die mittlere Geschwindigkeit, mit der sich der Flow berechnen lässt durch

$$\dot{V} = u \cdot A, \qquad \text{mit der Querschnittsfläche } A\text{, also} \qquad A = \frac{\pi}{4} \cdot d^2 \tag{C.17}$$

Bei Zylindern entsteht etwa oberhalb einer Reynoldszahl von 2040 eine turbulente Strömung[18]. Das bedeutet z.B. für Luft:
Abb. C.17 lässt erkennen, dass der Umschlagpunkt zu turbulenter Strömung im Schlauch mitten im üblichen Flowbereich liegt (vergleiche Abb. C.13), also nicht vernachlässigt werden kann. Typische Schlauchdurchmesser sind 15 mm bei Erwachsenen und 9 mm für pädiatrische Patienten.
In der Strömungstechnik ist es üblich, Druckverluste als Vielfache vom Bernoullidruck darzustellen. D.h.

$$\Delta p = \zeta \cdot \frac{\rho}{2} \cdot u^2 \tag{C.18}$$

mit dem dimensionslosen Druckverlustbeiwert ζ.
Für Rohre wird aus ζ noch das Verhältnis Länge/Durchmesser herausgezogen und die Rohrreibungszahl λ eingeführt über

[17] Osborne Reynolds, britischer Physiker (1842-1912)

[18] In der Literatur findet man Grenzwerte von 2040 bis 2320. Hier wird die untere Zahl verwendet, weil Durchmesseränderungen im Schlauch turbulente Strömung provozieren.

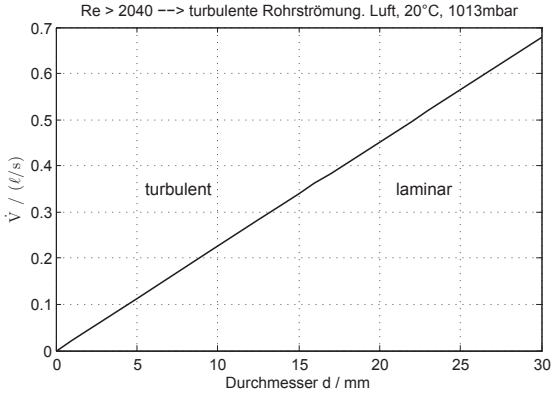

Abb. C.17: Umschlagpunkt zu turbulenter Strömung im Schlauch. © H.-J. Kohl

$$\Delta p = \lambda \cdot \left(\frac{l}{d}\right) \cdot \frac{\rho}{2} \cdot u^2 \tag{C.19}$$

Daraus folgt z.B. für Hagen-Poiseuille

$$\lambda_{laminar} = \frac{64}{R_e} \tag{C.20}$$

Erwartungsgemäß nimmt $\lambda_{laminar}$ proportional mit der Gasgeschwindigkeit bzw. der Reynoldszahl ab, damit nach Multiplikation mit dem Bernoullidruck eine lineare Flowabhängigkeit bleibt.
Blasius hat den Druckverlust für turbulente Rohrströmung berechnet zu

$$\lambda = \frac{0,3164}{R_e^{0,25}} \tag{C.21}$$

Hier ist λ nur noch schwach vom Flow abhängig über die 4. Wurzel. D.h. der Verlust an kinetischer Energie (Wirbelbildung) setzt sich durch. Es folgt nach Anwendung der Gl. (C.19) bis (C.21):

$$\Delta p = 0,2414 \cdot \eta^{0,25} \cdot \rho^{0,75} \cdot \frac{l}{d^{4,75}} \cdot \dot{V}^{1,75} \tag{C.22}$$

Abb. C.18 zeigt den Druckabfall über verschiedene, in der Beatmung vorkommende Durchmesser und Längen, berechnet mit den oben beschriebenen Formeln. Die Lu-

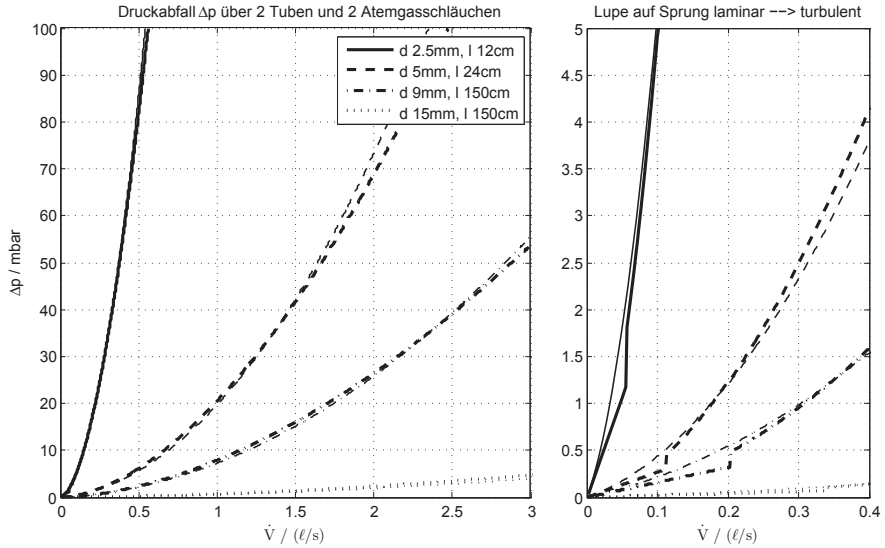

Abb. C.18: Druckabfall über Schläuchen und Tuben. © H.-J. Kohl

pe zeigt, dass der laminare Bereich wegen des geringen Druckabfalls kaum Bedeutung hat, vielleicht mit Ausnahme des kleinsten Durchmessers. Die Theorie ergibt einen Sprung um das 1,5 fache beim Übergang auf turbulent. In der Praxis nimmt man ihn nicht wahr. Die dünnen angeschmiegten Linien entstehen durch die weiter unten erklärte Näherungsfunktion mit Koeffizienten K_1, K_2.
Nicht nur der Gastransport durch Leitungen erzeugt einen Druckverlust, sondern auch jede Querschnittänderung. Hier ist der Verlust durch Wirbelbildung vorherrschend, so dass die Beschreibung mit dem Druckverlustbeiwert ζ vorteilhaft ist. Zwei Standardsituationen sind: sprungartige Verkleinerung oder Vergrößerung des Durchmessers.

C.5.2.3 Sprungartige Rohrverengung

Der Druckverlust bei Übergang aus einem (größeren) Rohrquerschnitt A_1 in einen (kleineren) A_2 berechnet sich gemäß:

$$\Delta p_v = \zeta_2 \cdot \frac{\rho}{2} \cdot \overline{u}_2^2 \tag{C.23}$$

Der Index 2 bezieht sich auf den kleineren Durchmesser. $\overline{u}_2$ ist die mittlere Gasgeschwindigkeit an dieser Stelle. Beim Eindringen des Flows in das Rohr mit dem

kleineren Durchmesser schnürt sich der Flow zu einer noch kleineren Fläche A_0 als dem Rohrquerschnitt zusammen. Das Flächenverhältnis A_0/A_2 wird als Kontraktionszahl Ψ bezeichnet. Aus ihr schätzt man ζ_2 ab zu:

$$\zeta_2 = 1,5 \cdot \left(\frac{1-\Psi}{\Psi}\right)^2 \tag{C.24}$$

mit [19]

$$\Psi = 0,615 + 0,018 \cdot \frac{A_2}{A_1} + 0,1007 \cdot \left(\frac{A_2}{A_1}\right)^2 + 0,2662 \cdot \left(\frac{A_2}{A_1}\right)^3 \tag{C.25}$$

C.5.2.4 Sprungartige Rohrerweiterung

Der Druckverlust bei Übergang aus einem (kleineren) Rohrquerschnitt A_1 in einen (größeren) A_2 berechnet sich nach gemäß:

$$\Delta p_v = \zeta_1 \cdot \frac{\rho}{2} \cdot \bar{u}_1^2 \tag{C.26}$$

Der Index 1 bezieht sich auf den kleineren Durchmesser. ζ_1 erhält man aus

$$\zeta_1 = \left(1 - \frac{A_1}{A_2}\right)^2 \tag{C.27}$$

C.5.2.5 Koeffizienten K_1, K_2

Bei der praktischen Arbeit, z.B. wenn man viele verschiedene Schlauchsysteme beschreiben muss, ist es sinnvoll, eine vereinfachte Darstellung zu wählen. Dabei bietet sich eine Potenzreihe mit den ersten zwei Koeffizienten an:

$$\Delta p = K_1 \cdot \dot{V} + K_2 \cdot \dot{V}^2 \tag{C.28}$$

Offensichtlich sind die lokalen Druckverluste durch Querschnittsveränderungen direkt in K_2 wiederzufinden, die laminare Rohrströmung in K_1. Die turbulente Strömung mit ihrer $\dot{V}^{1,75}$ Abhängigkeit lässt sich brauchbar näherungsweise abbilden. Ein besonderer Vorteil dieser Darstellung besteht darin, dass sich die Umkehrfunktion (berechne $\dot{V}$ aus Δp) analytisch hinschreiben lässt.

[19] Für die Gleichung wurden Punkte aus einer Zeichnung in [171] mit einem Polynom gefittet.

$$\dot{V} = -\frac{K_1}{2 \cdot K_2} + \sqrt{\left(\frac{K_1}{2 \cdot K_2}\right)^2 + \frac{\Delta p}{K_2}} \tag{C.29}$$

Für eine Abbildung der turbulenten Rohrströmung sucht man sich 2 geeignete Fixpunkte, in denen die exakte Beschreibung und die Näherung übereinstimmen sollen. Z.B. $\Delta p = 0$ und $\Delta p_{fix} = 35{,}9$ mbar (das entsteht bei d = 10 mm, l = 1 m, $\dot{V}_{fix} = 4\ \ell/\mathrm{s}$). Der obere Druckbezug ist bewusst weit oben gewählt, weil Interpolationen zu kleineren Druckwerten hin nur geringe Fehler erzeugen. Extrapolationen funktionieren in der Regel nicht so gut, weil sie gerne in eine Richtung davonlaufen.
Damit erhält man als Nährung:

$$K_1 = 0{,}693 \frac{\mathrm{mbar}}{\ell/\mathrm{s}} \cdot \left(\frac{10\ \mathrm{mm}}{d}\right)^4 \cdot \left(\frac{l}{\mathrm{m}}\right) \tag{C.30}$$

$$K_2 = \frac{\frac{35{,}9\ \mathrm{mbar}}{\dot{V}_{fix}} - K_1}{\dot{V}_{fix}} \tag{C.31}$$

$$\dot{V}_{fix} = \left(\frac{l}{\mathrm{m}}\right)^{-0{,}571} \cdot \left(\frac{d}{10\ \mathrm{mm}}\right)^{2{,}714} \cdot 4\ \ell/\mathrm{s} \tag{C.32}$$

Vergleiche dazu die dünnen Linien in Abb. C.18.

C.5.3 Temperaturdynamik

C.5.3.1 Adiabatische / isotherme Compliance

Wie wir oben an der allgemeinen Gasgleichung gesehen hatten, spielt die Temperatur eine maßgebliche Rolle in der Physik der Gase. Wir haben sie bislang aus unseren Betrachtungen heraushalten können. Es gibt aber 2 Phänomene, die für uns relevant sind, bei denen die Veränderung der Temperatur ein bestimmender Faktor ist.
Temperatur ist ein Maß für die innere Energie des Gases (die Aufregung der Massenpunkte). Drückt man Gas in einen Behälter, z.B. Schlauch oder Flasche, dann verrichtet man Arbeit $\int p dV$ daran. Das führt zu einer Erhöhung der Temperatur. Dadurch erhöht sich der Druck gemäß der allgemeinen Gasgleichung zusätzlich. Umgekehrt geht es auch. Wenn ein Kolben vom Gas herausgedrückt wird (Volumenarbeit), dann wird die dafür erforderliche Energie aus der inneren Energie des Gases genommen, d.h. die Temperatur sinkt. Genauso ist es beim Beschleunigen des Gases: Beschleunigen führt zur Abkühlung, Abbremsen zur Erwärmung.

Wenn der Behälter gut isoliert ist, bleibt die Temperaturerhöhung erhalten. Man spricht dann von einem „adiabatischen“ (= „nicht durchlassen“) Vorgang. Wird hingegen die Temperatur schnell ausgeglichen, nennt man den Vorgang „isotherm“.
Die allgemeine Gasgleichung führt für den isothermen Vorgang auf

$$p_{abs} \cdot V = n \cdot R \cdot T = const. \tag{C.33}$$

bei einer adiabatischen Kompression ergibt sich hingegen:

$$p_{abs} \cdot V^{\kappa} = const. \tag{C.34}$$

mit dem Adiabatenindex

$$\kappa = \frac{f+2}{f}, \qquad \text{für Luft} \frac{5+2}{5} = 1,4 \tag{C.35}$$

Darin ist f die Zahl der Freiheitsgrade der Luftmoleküle, siehe auch die Diskussion zu C.11.
Leitet man daraus die Compliance $\frac{dV}{dp}$ ab, so erhält man

$$C_{isotherm} = \frac{dV}{dp} = \frac{V}{p_{abs}} \tag{C.36}$$

$$C_{adiabatisch} = \frac{dV}{dp} = \frac{1}{\kappa} \cdot \frac{V}{p_{abs}} \tag{C.37}$$

D.h. eine adiabatische Compliance ist 30 % kleiner als eine isotherme Compliance. Im Labor werden gerne große Glasflaschen als Compliance verwendet. Sie verhalten sich naturgemäß erst adiabatisch und nach einigen Sekunden Temperaturausgleich isotherm. Das ist unbrauchbar. Deshalb füllt man die Glasflaschen mit Kupferwolle, die einen sehr schnellen Temperaturausgleich herbeiführt und von vornherein eine isotherme Compliance ermöglicht.

C.5.3.2 Überkritische Strömung

Der zweite wesentliche Temperatureffekt tritt bei Strömungen auf. Wir hatten bisher eine Beschleunigung des Gases durch einen Druckunterschied mit Hilfe der Bernoulli-Gleichung berechnet. Dort wird kinetische Energie erzeugt. Das hat erwartungsgemäß eine natürliche Grenze. Etwa dann, wenn die kinetische Energie der thermischen Bewegung vollständig in die Vorwärtsbewegung eingegangen ist, bzw. wenn die zugehörige Geschwindigkeit, das ist etwa Schallgeschwindigkeit, erreicht ist. Man nennt so eine Strömung ’überkritisch’. Eine genauere Betrachtung dazu leistet der folgende Abschnitt.

Bei einem Druckverlust durch Strömung verringert sich die Dichte durch den geringeren Druck und die Temperatur nimmt wegen der aufgebrachten Beschleunigungsarbeit ab, was der Dichteabnahme entgegenwirkt. Das wird erfasst durch die Gleichung

$$\dot{m} = p_{1abs} \cdot A \cdot \Psi \sqrt{\frac{2 \cdot M}{R \cdot T_1}} \tag{C.38}$$

Sie gibt den Massenfluss an, der entsteht, wenn man aus einem Reservoir 1 mit dem Druck p_{1abs} über eine Öffnung mit der Fläche A in ein Reservoir 2 mit dem Druck p_{2abs} Gas strömen lässt.

M Molmasse, Luft 29 g/mol
T_1 Temperatur im Reservoir 1, z.B. 293 K

Ψ ist die Ausflussfunktion

$$\Psi = \sqrt{\frac{\kappa}{\kappa - 1} \cdot \left(x^{\frac{2}{\kappa}} - x^{\frac{\kappa+1}{\kappa}} \right)} \tag{C.39}$$

mit

$$x = \frac{p_{2abs}}{p_{1abs}} \tag{C.40}$$

Ψ steigt mit fallendem x an und hat ein Maximum bei

$$x_{krit} = \left(\frac{2}{\kappa + 1} \right)^{\frac{\kappa}{\kappa - 1}} \tag{C.41}$$

$$= 0,53 \text{ für Luft} \tag{C.42}$$

Das bedeutet z.B. für Atmosphärendruck, also einen Hinterdruck p_{2abs} = 1bar, dass man oberhalb einem Vordruck von p_{1abs} = 1,9 bar überkritische Strömung bekommt. Bei diesem Wert endet die physikalische Bedeutung von Ψ. Für kleinere Werte von x bleibt es bei dem Maximalwert

$$\Psi_{max} = \left(\frac{2}{\kappa + 1} \right)^{\frac{1}{\kappa - 1}} \cdot \sqrt{\frac{\kappa}{\kappa + 1}} = 0,48 \text{ für Luft} \tag{C.43}$$

Dieser Wert ist für überkritische Strömung zu verwenden.
Auch wenn es schwer zu erkennen ist, die Gleichung stimmt in unseren Atemwegsdruck-Bereichen sehr gut mit der Bernoulli-Gleichung überein, die wir deshalb gerne als Näherung verwenden. D.h. wir vernachlässigen bei 'geringen' Druckdifferenzen den Ausdehnungs- und Temperatureffekt. Um das zu zeigen, berechnen wir die Geschwindigkeit u sowohl aus der Bernoulli-Gleichung (C.8) als auch aus Gl. (C.38)

mit $\dot{m} = u \cdot A \cdot \rho_2$, wobei die Dichte ρ_2 direkt hinter der Öffnung auf dem Druck p_{2abs} aus p_{1abs} unter Berücksichtigung der adiabatischen Kompressionsverhältnisse folgt. Resultat:

$$u_{Bernoulli} = \sqrt{2 \cdot \frac{\Delta p}{\rho_1}} \qquad u_{exakt} = \sqrt{\frac{2RT_1}{M}} \cdot \Psi \cdot x^{-1/\kappa} \tag{C.44}$$

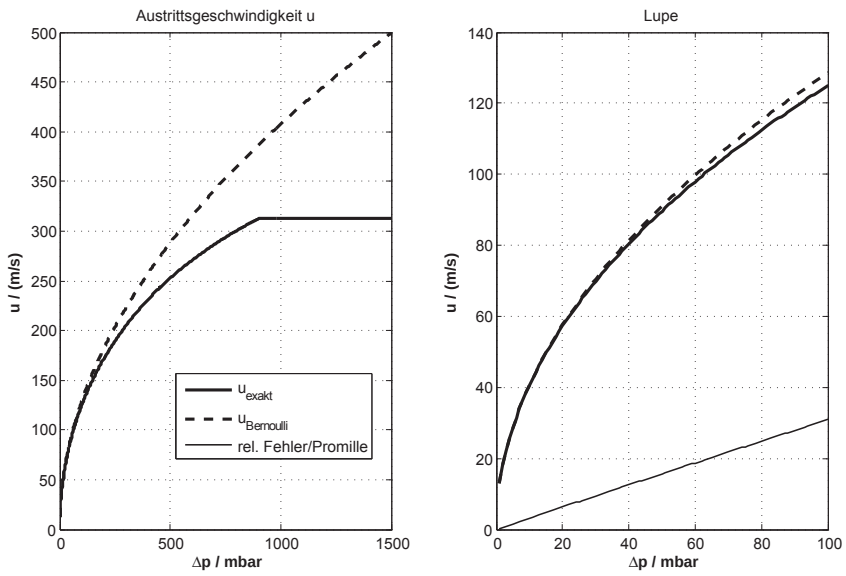

Abb. C.19: Berechnung der Austrittsgeschwindigkeit von Luft aus einer Öffnung bei gegebenem Druckabfall Δp. © H.-J. Kohl

Abb. C.19 zeigt u zum einen exakt mit der Ausflussfunktion Ψ, zum anderen berechnet mit Bernoulli. Man sieht, dass die Ausflussfunktion knapp unter der Schallgeschwindigkeit ihren Endwert erreicht (bei 314 m/s, Schallgeschwindigkeit 340 m/s). Die Lupe zeigt, dass die Abweichungen im interessierenden Bereich gering sind, bzw. bis 100 mbar unter 2,3 % bleiben.

C.5.3.3 Anwendung der Theorie

Das bis hierhin angeeignete Werkzeug lässt sich vielfach anwenden. Möchte man wissen, wieviel Druck benötigt wird, um einen Flow durch eine Öffnung zu bekommen, genügt es meistens, die Bernoulli-Formel anzuwenden. Oder auch im umgekehrten Fall, wieviel Flow bekommt man bei einem vorgegebenen Druck, wenn man

durch eine Öffnung abbläst. Typisches Beispiel ist das Exspirationsventil (PEEP-Ventil), bei dem durch Aufziehen von einem Spalt ein bestimmter Druck im Atemschlauch entstehen soll.
Häufig hat man im pneumatischen System Engstellen, die überwunden werden müssen. Z.B. ein schmaler Tubus, der in eine Trachea passen soll, wird auf einen Beatmungsschlauch mit größerem Durchmesser durch einen Tubuskonnektor verbunden. Dann kann man sich mit der Bernoulli-Formel klar machen, wieviel dynamischer Druck (= kinetische Energie) erzeugt werden muss, um den Flow hindurch zu bekommen. Ein gewisser Teil davon wird dahinter dadurch zurückgewonnen, dass sich die Geschwindigkeit verlangsamt, weil sich der Strömungsquerschnitt wieder vergrößert. Man nennt das Druckrückgewinnung, d.h. der Druck steigt in Flussrichtung an! Die oben aufgeführten Formeln geben für einfache Strukturen an, wie viel netto verloren geht. Man sagt: wenn die Durchmesser-Erweiterung nicht abrupt, sondern mit einem Winkel kleiner als 7° erfolgt, dann gewinnt man nahezu den gesamten dynamischen Druck als statischen Druck zurück
Moderne Beatmungsgeräte wie die V500 geben als Atemwegsdruck die Summe aus statischem und dynamischem Druck an, den sogenannten „totalen“ Druck. Dabei sind die Beiträge des dynamischen Drucks in der Regel klein.

C.6 Gerätetechnik

C.6.1 Schlauchsystem

Zwischen Beatmungsgerät und Patient befindet sich das Schlauchsystem, Abb. C.20.
Dieses hat einen nicht unerheblichen Einfluss auf die Beatmungsperformance und auf das Monitoring des Patienten. Das Schlauchsystem besteht im Wesentlichen aus einem inspiratorischen und einem exspiratorischen Abschnitt (sog. „Schenkel“), die am Y-Stück miteinander verbunden sind. Im inspiratorischen Schenkel ist in der Regel ein Anfeuchter eingefügt. Im exspiratorischen Schenkel befindet sich eine Wasserfalle, die den auskondensierenden Wasserdampf sammelt. Aus Sicht des Beatmungsgerätes beginnt der Patient mit dem Tubus (oder Trachealkanüle), der an das Y-Stück konnektiert und in die Trachea eingeführt wird (vergleiche Abb.: C.11). Alternativ kann dort eine Maske angeschlossen sein. In besonderen Fällen wird dort zusätzlich ein Sensor eingefügt, der Flow, Druck oder die CO_2-Konzentration misst. Solche patientennahen (= proximalen) Sensoren sind aus folgenden Gründen nicht unproblematisch:

- sie erhöhen den Totraum,
- sie erhöhen die Resistance beim Aus- und Einatmen,
- die elektrischen oder pneumatischen Verbindungsleitungen und das Eigengewicht müssen abgefangen werden.

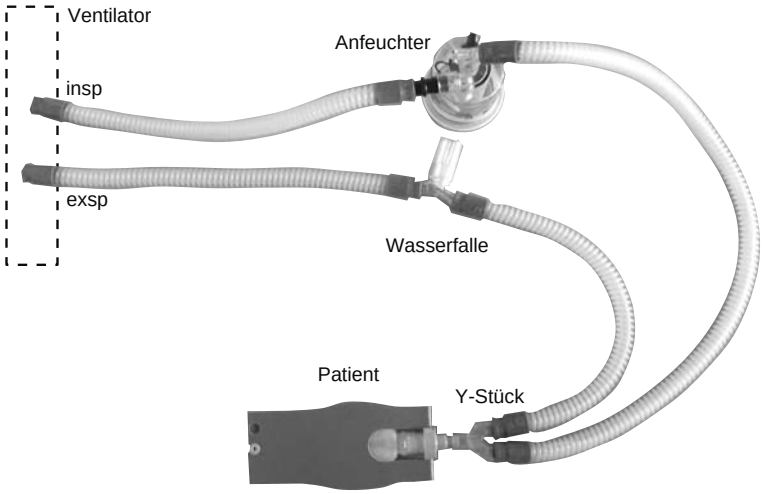

Abb. C.20: Ein typisches Erwachsenenschlauchsystem mit Anfeuchter, Y-Stück und Testlunge. © H.-J. Kohl

Unter dem technischen „Totraum“ versteht man hier das Volumen, das mit Exspirationsgas gefüllt ist (also CO_2 und vermindertes O_2 enthält) und bei Beginn der Inspiration in den Patienten zurückgeschoben wird. Der geräte-bedingte Totraum kommt zum patienteneigenen (= physiologischer) Totraum hinzu. Dieser entsteht durch die Atemwege (Bronchien = serieller bzw. anatomischer Totraum), die nicht am Gasaustausch teilnehmen und solchen Alveolen, die keinen oder stark verminderten Kontakt zum Blut haben (= paralleler oder alveolarer Totraum). Der gesamte Totraum V_{tot} ist die Summe dieser drei Anteile. Er hilft nicht bei der Ventilation, erhöht aber das notwendige Mindest-Tidalvolumen und damit die Druckbelastung der Patientenlunge. Man möchte folglich den Totraum so klein wie möglich halten. Dem entgegen steht der Wunsch, eine kleine Resistance zu haben, die ja die Spontanatmung des Patienten behindert. Ein klein gebauter Sensor mit geringem Totraumvolumen wird auch einen kleinen Leitungsquerschnitt haben, also eine hohe Resistance.Das Schlauchsystem hat zwei für die Beatmung relevante Eigenschaften:

- es kann Volumen speichern und abgeben, d.h. es hat eine Compliance C_s,
- es setzt dem Atemgasstrom eine Resistance R_s entgegen.

Beide Größen sollten so klein wie möglich sein, weil:

- das in die Schlauch-Compliance C_s hinein und wieder herausgebrachte Volumen nicht direkt gemessen wird. Eine indirekte Messung ist problematisch, wäre aber notwendig, um das Patientenvolumen ohne proximalen Flowsensor zu bestimmen.
- die Schlauch-Resistance R_s die Erzeugung und Bestimmung des Atemwegsdrucks im Patienten und die Spontanatmung des Patienten erschwert.

Erneut widersprechen sich die Designvorgaben: ein kleines R_s bedeutet einen großen Schlauchdurchmesser d_s, was ein großes C_s zur Folge hat. Die konkrete Ausgestaltung des Schlauchsystems stellt daher immer einen Kompromiss dar.
Tabelle C.2 zeigt einige typische Compliance- und Resistance-Werte von Patienten, Tuben (Innendurchmesser d_{tubus})und Schlauchsystemen.

Patientenart	$\mathbf{C}_{rs}$	$\mathbf{R}_{rs}$	$\mathbf{d}_{tubus}$	$\mathbf{K}_{2tubus}$	$\mathbf{d}_s$	$\mathbf{C}_s$	$\mathbf{K}_{2s}$
	mℓ / mbar	mbar / (ℓ/s)	mm	mbar / (ℓ/s)^2	mm	mℓ /mbar	mbar / (ℓ/s)^2
Neonaten	3	30	3	340	9	1	20
Pädiaten	20	20	5	30	9	1	20
Erwachsene	100	2	8	8	15	2	2

Tabelle C.2: Typische Parameter für Patient, Tubus und Schlauchsystem

Von K_2 kommt man zur Resistance, indem man mit einem Flow multipliziert, z.B. führt die Multiplikation mit 1 ℓ/s darauf, dass der Zahlenwert der Resistance gleich dem von K_2 ist. d_s ist der Schlauchdurchmesser, K_{2s} ist der K_2-Wert für einen Schlauchschenkel zum Y-Stück hin. K_1-Werte sind vernachlässigt.

C.6.1.1 Atemwegsdruckbestimmung

Nach den bisherigen Darlegungen sind folgende Eigenschaften des Schlauchsystems zu bestimmen, um den Atemwegsdruck zu berechnen, siehe Abb. C.21.
Inspiratorisch den Koeffizienten der Anschlusstülle K_{2refI} und die Widerstandskonstanten des Schlauchs K_{1i}, K_{2i}, entsprechend exspiratorisch K_{1e}, K_{2e}, K_{2refE}, und die Schlauchcompliance C_s, wesentlich mitbestimmt durch die Größe des Anfeuchters.
Solche Schlauchkonstanten lassen sich in einem gesonderten Manöver vor der Beatmung durch das Beatmungsgerät bestimmen, indem

- man hält das Schlauchsystem dicht und bläst es auf einen hohen Druck auf → C_s
- man bläst durch das Schlauchsystem hindurch und am Exspirationsventil hinaus → Gesamtresistance
- man öffnet am Y-Stück und bläst dort hinaus → inspiratorische Resistance

Mit Hilfe der Drucksensoren und der Schlauchcompliance lässt sich der Schlauchcomplianceflow aus dem Fülldruck p folgendermaßen berechnen:

$$p = V_s/C_s \qquad \text{differenziert ergibt} \qquad \dot{V}_s = \dot{p} \cdot C_s. \tag{C.45}$$

Daher liefert die zeitliche Ableitung vom Fülldruck der Compliance den Flow, der hinein oder herausfließt. Der Druck am y-Stück, der als p_{aw} (= Atemwegsdruck) angesehen werden kann, berechnet sich näherungsweise zu

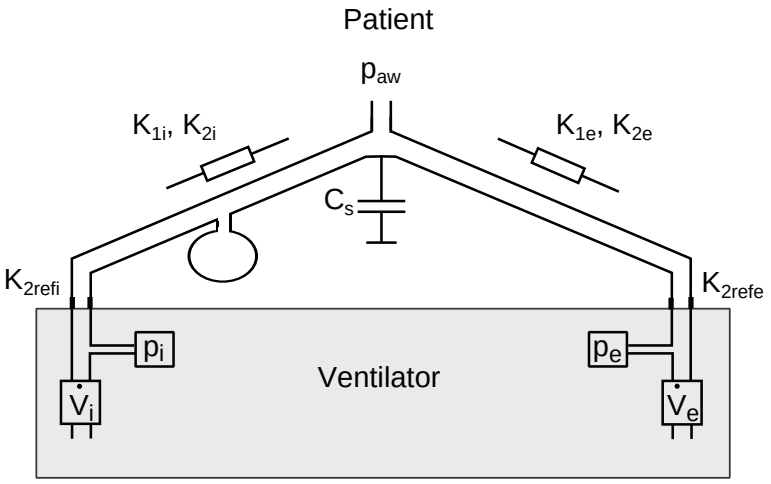

Abb. C.21: Beschreibungsgrößen eines Schlauchsystems zur Druckbestimmung. © H.-J. Kohl

$$p_{aw} = p_i + K_{2refi} \cdot \dot{V}_i^2 - K_{2i} \cdot \left(\dot{V}_i - \frac{\dot{V}_{si}}{2}\right)^2 - K_{1i} \cdot \left(\dot{V}_i - \frac{\dot{V}_{si}}{2}\right) \tag{C.46}$$

oder auch

$$p_{aw} = p_e + K_{2refE} \cdot \dot{V}_e^2 + K_{2e} \cdot \left(\dot{V}_e - \frac{\dot{V}_{se}}{2}\right)^2 + K_{1e} \cdot \left(\dot{V}_e - \frac{\dot{V}_{se}}{2}\right) \tag{C.47}$$

Darin sind $K2_{ref}I$ und $K2_{ref}E$ Konstanten des Beatmungsgerätes, die den Druck am Ausgang/Eingang der jeweiligen Tülle angeben. Die Schlauchcompliance wird zunächst anteilig inspiratorisch und exspiratorisch aufgeteilt in $V_s = V_{si} + V_{se}$, in der Regel inspiratorisch größer wegen des Anfeuchters z.B. gemäß 2/3, 1/3. Der in einem Schenkel daraus resultierenden Schlauchcomplianceflow ist (näherungsweise) hälftig resistiv wirksam, denn er bildet sich über die Länge des Schlauches erst aus und ist nur am offenen Ende gleich dem berechneten Wert.
Offensichtlich kann man den Atemwegsdruck auf 2 Arten berechnen, nämlich von der Inspiration her kommend oder von der Exspiration. Dadurch gewinnt man eine gegenseitige Überwachung (das genau ist der Sinn von 2 Drucksensoren). Vorteilhafterweise bevorzugt man den Schenkel mit dem kleineren Flow, um die Fehler der Druckabfall- Berechnung klein zu halten.

C.6.1.2 Patientenflow

So wie es notwendig ist, Druckbilanzen zu bilden, um die Beatmung des Patienten korrekt zu beschreiben, ist es auch notwendig, unterschiedliche Flows zu berücksichtigen.
Im vorigen Abschnitt tauchte bereits der inspiratorische, der exspiratorische und der Schlauchcomplianceflow auf. Bei der Diskussion der volumenkontrollierten Beatmung war von einem Leckflow die Rede, an anderem Ort von extern hinzugefügten Hilfsflows für z.B. Verneblung oder auch für gasförmige Medikamentengaben. All diese Flows müssen bilanziert werden. Es hat sich bewährt, dafür genau einen Summationspunkt zu wählen und dann gemäß dem Kirchhoff´schen Gesetz vorzeichenrichtig aufzusummieren.

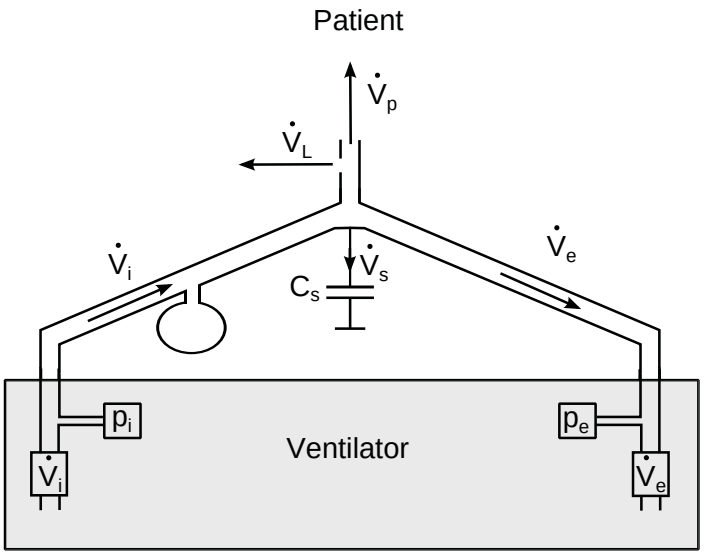

Abb. C.22: Summation der Flows am Y-Stück. © H.-J. Kohl

Gemäß Abb. C.22 ergibt sich, nach Kirchhoff aufaddiert

$$\dot{V}_p = \dot{V}_i - \dot{V}_e - \dot{V}_s - \dot{V}_L \tag{C.48}$$

$\dot{V}_p$ Patientenflow
$\dot{V}_i$ Inspirationsflow
$\dot{V}_e$ Exspirationsflow
$\dot{V}_s$ Schlauchcomplianceflow
$\dot{V}_L$ Leckflow

Inspirations- und Exspirationsflow sind auf das Gerät bezogen und dürfen nicht mit $\dot{V}_{pi}$ und $\dot{V}_{pe}$ des Patienten verwechselt werden. Das sind dann die positiven bzw.

negativen Werte von $\dot{V}_p$. Offensichtlich kann man *einen* Flow aus allen anderen bestimmen, je nach Kenntnis bzw. Sensorenverfügbarkeit. Üblicherweise $\dot{V}_p$. Hat man aber einen proximalen Sensor, d.h. einen Sensor patientenseitig vom Y-Stück, so lässt sich $\dot{V}_e$ berechnen und der zugehörige Sensor einsparen.

C.6.1.3 Leckflow

Noch unklar ist die Bestimmung des Leckflows. Hierfür nutzt man folgende Eigenschaft des Patienten: Gas, das in den Patienten hineinströmt, muss auch wieder aus ihm heraus kommen. Fängt man in der Ruhelage des Brustkorbs an, das Volumen zu bilanzieren, dann muss bei der nächsten Ruhelage die Volumenbilanz Null sein. Ist sie stattdessen positiv, d.h. kam zu wenig exspiriertes Volumen zurück, dann ist diese Volumendifferenz in das Leck gegangen. Da es nicht ganz einfach ist, die Ruhelagen zu bestimmen, kann man über mehrere Atemhübe mitteln, z.B. mit einem Filter. Solche gemittelten Flows nennt man „Minutenvolumen“ MV. Lösen wir die Flowsumme C.48 nach $\dot{V}_L$ auf und bilden das MV davon, so ergibt sich

$$MV(\dot{V}_L) = MV(\dot{V}_i) - MV(\dot{V}_e) - MV(\dot{V}_s) - MV(\dot{V}_p) \tag{C.49}$$

Wie man sich leicht klar macht, sind die MV von $\dot{V}_s$ und $\dot{V}_p = 0$, so dass

$$MV(\dot{V}_L) = MV(\dot{V}_i) - MV(\dot{V}_e) \tag{C.50}$$

Von den Mittelwerten zu einem Zeitverlauf gelangt man durch ein Druck/Leckflow-Modell. Bei einer einfachen Öffnung ergibt sich mit der Bernoulli-Formel $\dot{V}_L \sim \sqrt{p_{aw}}$. Bei einem Durchtritt durch ein Filter würde man einen linearen Verlauf erwarten (die engen Poren erzeugen einen laminaren Flow) und bei einer durch den Atemwegsdruck abhebenden Atemmaske einen überproportionalen Verlauf. Das lässt sich brauchbar mit einem Potenzgesetz modellieren:

$$\dot{V}_L = const \cdot p_{aw}^{\alpha} \tag{C.51}$$

- konstante Öffnung gegen Atmosphäre $\alpha = 0,5$
- Filter $\alpha = 1$
- abhebende Maske $\alpha > 1$

Damit ergibt sich die Proportionalitätskonstante const, wir nennen sie „Leckleitwert“ G, zu

$$G_\alpha = \frac{Mittelwert(\dot{V}_L)}{Mittelwert(p_{aw}^{\alpha})}. \tag{C.52}$$

Wählt man für α die goldene Mitte, also eine 1, so ist der Mittelwert(p_{aw}^{α}) gleich dem Mitteldruck $p_{aw,Mean}$. Dann liest sich Gl. (C.51) folgendermaßen. Bei $p_{aw} = p_{aw,Mean}$ ist der Leckflow gleich dem mittleren Leckflow, darüber und darunter entsprechend größer und kleiner. Der Zeitverlauf vom Leckflow ist gleich dem vom p_{aw}. Bei anderen α ist er etwas gestaucht bzw. gedehnt.
Verblüffenderweise ist es sogar bei einem 100%igen Leck möglich, d.h. wenn exspiratorisch nichts mehr zurückkommt, einen Patientenflow zu berechnen. Der Rechenwert hängt dann aber von der Wahl von α ab, ist also dementsprechend unsicher.
Hier zeigt sich ein typisches Problem für den Ingenieur. Er ist gezwungen, Annahmen über das Geschehen in der rauen Wirklichkeit zu machen (hier das α und die Ruhesituationen), die nicht immer zutreffen. So wird es Situationen geben, die genau anders beschaffen sind als angenommen und das Gerät schlecht aussehen lassen. Trotzdem scheint es besser, solche unvollkommenen Algorithmen zu verwenden als keine.

C.6.2 Ventile

In Abb. C.14 und im Kap. C.2 tauchten bereits verschiedene Typen von Ventilen auf, nämlich Rückschlagventile, federbelasteter Öffner, Druckminderer an der Gasflasche, HPSV als Inspirationsventil und das Exspirationsventil. Von dieser Vielzahl an Typen sollen im Folgenden die beiden aufwendigsten näher erklärt werden: das Inspirations- und Exspirationsventil.

Inspirationsventil Abb. C.23 zeigt das Funktionsbild des HPSV-Inspirationsventils („High Pressure Servo Valve“), das in Abb. C.14 bereits zum Einsatz kam.

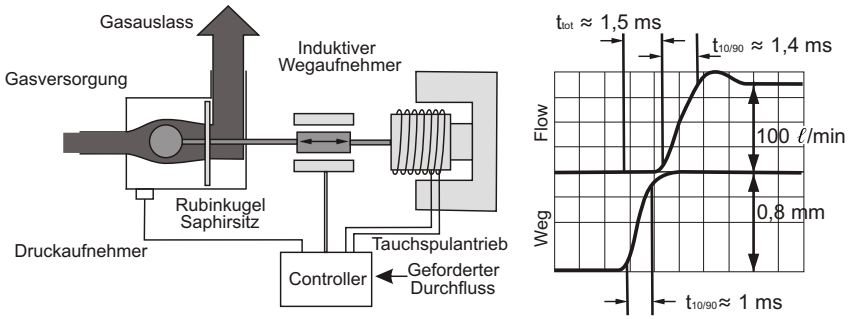

Abb. C.23: Funktionsschema eines HPSV. © Drägerwerk AG, Lübeck

In diesem hochdynamischen Ventil wird eine Rubinkugel vom Vordruck (der Gasversorgung, z.B. 5 bar) gegen den Saphirsitz gepresst und trennt so den Vordruck vom Hinterdruck (Gasauslass, z. B. 1 bar). Ein Stößel kann die Rubinkugel mit Hilfe

eines Tauchspulantriebs aus ihrem Sitz schieben. Die Auslenkung wird von einem induktiven Wegaufnehmer gemessen.
Die ausgelenkte Kugel legt in Richtung Hinterdruck eine kleine Öffnung frei, durch die sich ein überkritischer Flow ausbildet. Die Größe des Flows ist dabei proportional zur Öffnungsfläche. Die Öffnung ist per Kennlinie mit der Wegauslenkung verbunden. Eine größer werdende Öffnung erzeugt auch eine größeres Flächenstück an der Kugel, das auf Hinterdruck liegt. Das hat zur Folge, dass die aufzubringende Kraft umso größer sein muss, je größer die Öffnung bzw. der Flow ist. Dies wiederum sorgt für einen monotonen Zusammenhang zwischen der Kraft der Tauchspule zur Auslenkung[20]. Da Position und Flow zueinander in eindeutiger Beziehung stehen (Ventilkennlinie), wird eine analoge Positionsregelung unterlagert, die so einen Flow mit ausreichender Genauigkeit einstellen kann. Auf eine nachfolgende Flowmessung kann damit verzichtet werden. Es muss aber der Vordruck gemessen werden, weil darüber die Dichte des Gases bestimmt wird(siehe Gl. (C.38)) . Die rechte Grafik in Abb. C.23 zeigt, wie schnell sich der Flow einstellt. Die obere Kurve zeigt die Sprungantwort des Systems bei einem Sprung von 0 auf 100 ℓ/min = 1,67 ℓ/s und die untere den zugehörigen Öffnungsweg von 0,8 mm. Wie zu sehen, entsteht der Flow erst nach einer Totzeit T_{tot} nach Wegöffnung. Das liegt an der Messung des Flows, die in einigem Abstand vorgenommen wird. Der Flowsprung erreicht frühestens nach Abstand/Schallgeschwindigkeit den Flowsensor, d.h. der Abstand betrug rechnerisch 340 m/s · 1,5 ms = 51 cm. Das Phänomen der Ausbreitung von Druck-/Flow-Änderungen mit Schallgeschwindigkeit wird in diesem Aufsatz nicht näher behandelt. Es führt zu Druck- und Flowoszillationen aufgrund von Reflexionen. Die damit verbundenen Störungen werden durch Tiefpassfilter (z.B. mit einer Zeitkonstanten von 20 ms) ausreichend unterdrückt. Dadurch wird die erreichbare Druck-Regelqualität limitiert (siehe Kapitel C.7).

Einige Leistungsdaten des HPSV-Ventils: Eingangsdruckbereich 2,7-6,5 bar absolut; Flow 0 .. 3 ℓ/s; Genauigkeit 2 %; Lebensdauer 200 Millionen Schaltspiele.

Exspirationsventil Ein Beispiel für ein direkt angetriebenes Exspirationsventil ist in Abb. C.24 gezeigt. Auch hier erfolgt - wie beim HPSV - der Antrieb durch einen Tauchspulmagneten.
Eine Zuleitung lenkt den Flow auf einen beweglichen Ventildeckel. Dieser erfährt von der Flowseite her den Druck p, der auf einen Sollwert (z.B. PEEP) hin gesteuert werden soll. Von der anderen Seite drückt ein Stößel mit der Kraft F gegen den Deckel, der eine Fläche $A = (\pi/4) \cdot d^2$ hat. Die Flowquelle, d.h. in der Regel der ausatmende Patient, hat bei Flow = 0 einen höheren Druck zur Verfügung als der Solldruck $p = PEEP = F/A$, d.h. sie ist in der Lage, den Deckel aufzudrücken. Dabei wird der Spalt s gegen Atmosphäre frei, durch den das Atemgas hindurch beschleunigt wird . Die dabei entstehende Gasgeschwindigkeit u errechnet sich nach Bernoulli (siehe Gl. (C.44)) zu $u = \sqrt{2 \cdot p/\rho_1}$. Über die Spaltfläche ergibt

[20] Wie man mit Hilfe einer Tauchspule eine definierte Kraft erzeugt, ist bei dem folgenden Exspirationsventil dargestellt.

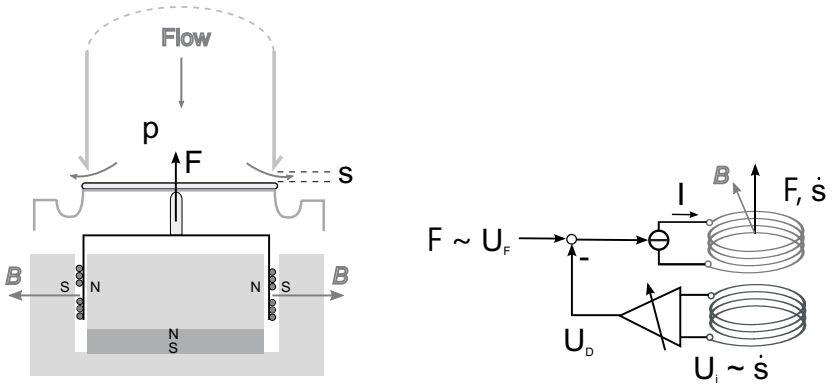

Abb. C.24: Direkt angetriebenes elektrodynamisches Exspirationsventil. © H.-J. Kohl

sich daraus ein $Flow = u \cdot s \cdot \pi \cdot d$. Bzw. die notwendige Spalthöhe s berechnet sich zu $s = Flow/(\pi \cdot d) \cdot \sqrt{\rho/(2p)}$.
Die Kraft F lässt sich vorteilhaft mit einem Tauchspulantrieb realisieren. Dabei taucht die Antriebsspule in den Luftspalt eines Magneten ein, in dem die magnetische Flussdichte B wirksam ist. So eine magnetische Anordnung gewinnt man aus einem Permanentmagneten (die dunkle Scheibe) mit z.B. einer Remanenz $B = 0{,}4$ Tesla. Diesen umkleidet man mit geeignet geformten Weicheisen-Polschuhen. Sie lenken das magnetische Feld zu einem Luftspalt so, dass dort nahezu verlustfrei B vorliegt. Auf einen zylindrischen Tauchkörper wird die Antriebsspule gewickelt. Beaufschlagt man sie mit einem Strom I, so entsteht eine Lorenzkraft $F = l_F \cdot B \cdot I$, wobei l_F die Länge des Drahtes im Magnetfeld ist. Beachte, dass aufgrund der Anordnung das Magnetfeld radial durch den Spalt tritt und immer senkrecht auf dem Draht steht. Für die elektrische Ansteuerung muss ein definierter Strom eingeprägt werden, in Abb. C.24 durch eine spannungsgesteuerte Stromquelle realisiert.

Design-Beispiel: $p = 5$ mbar, $d = 30$ mm $\rightarrow F = 0{,}35$ N;
Designvorgabe 10 mA/mbar $\rightarrow l_F = 1{,}76$ m $\rightarrow$ Anzahl Windungen $n = 187$;
$Flow = 1\ \ell/\text{s} \rightarrow s = 0{,}37$ mm

Mithilfe einer zweiten Spule der Drahtlänge l_D kann die Geschwindigkeit $\dot{s}$ der Tauchspule gemessen werden (leider nicht die Position). Dabei entsteht in der Spule die induzierte Spannung $U_i = l_D \cdot B \cdot \dot{s}$. Koppelt man diese Spannung geeignet verstärkt zurück, lässt sich damit eine einstellbare Dämpfung realisieren. Das ist wünschenswert, weil ein leicht beweglicher Ventildeckel zur schwingenden Wechselwirkung mit dem Flow neigt und dadurch Brummtöne erzeugt. Andererseits ist eine hohe Dynamik des Stellvorgangs genauso erwünscht.

C.6.3 Druck-/Flowquelle

So wie eine Unterscheidung in volumenkontrollierte und druckkontrollierte Beatmung relevant ist, so gibt es auch 2 Arten von Gasquellen: Flowquellen und Druckquellen. Sie sind direkt analog zu Strom- und Spannungsquelle zu sehen, siehe dazu Abb. C.25.

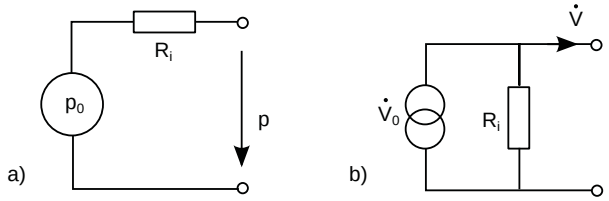

Abb. C.25: Ersatzschaltbild einer Druckquelle a) und einer Flowquelle b). © H.-J. Kohl

Ein wichtiges Beschreibungsmerkmal ist der Innenwiderstand der Quelle. Er sagt aus, wie gut der Druck oder der Flow gehalten wird, wenn sich die Last ändert. Ist er wesentlich größer als der Lastwiderstand, liegt eine Flowquelle vor, ist er wesentlich kleiner, liegt eine Druckquelle vor.

Eine Druckquelle hat einen bestimmten Druck, den sie im Leerlauf (ohne Last, kein Flow) und bei hoher Last (viel Flow) so gut wie möglich hält. Eine reale Druckquelle beschreibt man durch eine ideale, die ohne Druckveränderung beliebig hohe Flows erbringen kann, plus dem Innenwiderstand in Reihe. Der Innenwiderstand ist möglichst klein. Ein typischer Vertreter ist eine Gasflasche mit einem Druckminderer.

Eine Drucksenke hat die gleichen Eigenschaften wie eine Druckquelle aber mit der Besonderheit, dass der Flow immer negativ ist, also in die Senke hineinfließt. Bsp: Exspirationsventil.

Eine Flowquelle hat einen definierten Flow, den sie im Leerlauf (Kurzschluss, ohne Druck) und bei hoher Last (viel Druck) so gut wie möglich hält. Eine reale Flowquelle beschreibt man durch eine ideale, die ohne Flow-Veränderung beliebig hohe Drücke erbringen kann plus einen parallel geschalteten Innenwiderstand. Der Innenwiderstand ist möglichst groß. Typische Vertreter sind ein mit konstanter Geschwindigkeit bewegter Kolben und die Blenden mit überkritischer Strömung, ein Beispiel dafür ist das HPSV Abb. C.23.

Hat man eine Quelle mit viel Reserve in Bezug auf den benötigten Arbeitsbereich, dann kann man daraus den jeweils anderen Typ erzeugen. Beispiel: ein Druckquelle mit 5 bar kann durch eine nachgeschaltete Resistance in eine Flowquelle verwandelt werden, die bei Arbeitsdrücken bis zu 100 mbar den Flow um maximal 2 % ändert. Das ist ein beliebtes Verfahren in der Klinik, um mit Hilfe des 5 bar-Wandanschlusses einen konstanten Flow mit Medikamenten angereichert dem Atemgas beizumischen, z.B. ein Verneblergas.

Da man selten diese Reserven zur Verfügung hat und oftmals beide Quellentypen braucht, kommt man nicht umhin, anstelle der einfachen physikalischen Druck/Flowkonstanz eine geregelte Quelle mit Hilfe eines Reglers herzustellen.

C.6.4 Sensoren

Drucksensorik Typischerweise werden Membransensoren mit piezoresistiven Halbleiter-Dehnungsstreifen verwendet. Dabei werden mehrere Dehnungsstreifen in geeigneter Weise in einen Halbleiterkristall (sog. „Die“) geätzt und in einer Brückenschaltung vermessen, vgl. Abb. C.26.

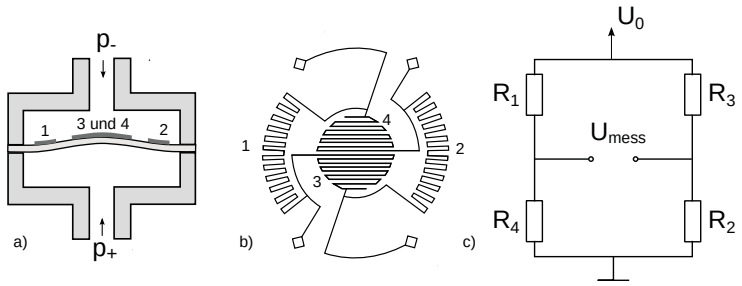

Abb. C.26: Aufbau eines piezoresistiven Halbleiter-Drucksensors, nach [69]. © H.-J. Kohl

Darin zeigt a) einen Querschnitt durch den Sensor. Die Druckdifferenz p_+ - p_- verformt die Membran, auf welcher die Dehnungsmessstreifen (DMS) eingeätzt sind a) und b). Deren Widerstandsverhältnisse werden durch eine Messbrücke c) in eine Spannung umgewandelt. Zwei Dehnungsstreifen (1, 2) befinden sich am Rand, sie werden gestaucht, während die beiden anderen in der Mitte gedehnt werden. Eine Umkehrung des Drucks führt zu einer Vertauschung der gestauchten / gedehnten Bereiche und damit zu einer Umkehrung von U_{mess}.
Halbleiter haben im Gegensatz zu Metallen einen besonders hohen piezoresistiven Effekt, weil eine Verformung des Kristalls die Struktur der Energiebänder mit verändert und damit auch den spezifischen Widerstand. Bei Metallen hingegen ist alleine die Veränderung der Geometrie maßgebend, d.h. wird ein Metallstreifen gedehnt, wird er dabei schmaler und länger und sein Widerstand steigt.

Flowsensorik Für die Flowmessung bietet sich zunächst die Messung des Druckabfalls über einem definierten Strömungswiderstand an. Bekanntestes Beispiel ist der Pneumotachograph. Er besteht aus einer Vielzahl schmaler Röhren, in denen wegen der kleinen Durchmesser keine turbulente Strömung entsteht. Damit hat man einen konstanten Widerstand über den interessierenden Flowbereich und kann durch eine empfindliche Druckmessung, typisch 2 mbar Vollausschlag, den Flow messen. Nachteil: empfindlich gegen Verschmutzung z.B. durch Wasser.
Die Messung des Druckabfalls über eine einfache Widerstandsblende hat den Nachteil, dass dieser wegen der quadratischen Flowabhängigkeit keine gleichmäßige

Sensitivität im gesamten Messbereich hat und so bei kleinen Flows ein größerer Messfehler entsteht. Eine mögliche Abhilfe ist die Kompensation der quadratischen Charakteristik durch eine flowabhängige Öffnung, z.B. ein weicher Silikonvorhang im Rohr. Er wird durch den Flow aufgedrückt und hat bereits bei kleinen Flows einen nennenswerten Druckabfall. Nachteile: Verschmutzungsgefährdet; es ist schwierig, einen Vorhang mit reproduzierbarer Kennlinie zu bauen.
Ein recht genaues, aber teures Messverfahren ist das Messen mit Ultraschall. Hierbei misst man die Frequenzverschiebung, die der Schall durch die Geschwindigkeit des strömenden Gases erfährt (Doppler Effekt).
Ein preiswertes und brauchbares Prinzip ist die Messung der Abkühlung eines erwärmten Gegenstandes, z.B. eines Drahtes oder Messwiderstandes durch den Gasstrom. Ein solches „Hitzdrahtanemometer“ ist folgendermaßen aufgebaut. Ein erhitzter Draht der Länge l (z.B. 5 mm) und Durchmesser d (z.B. 12 μm) mit der Temperatur T_d (z.B. 400 °C) ist quer zur Flussrichtung angebracht. Die Temperatur des Gasstromes vor dem Sensor beträgt T_a. Aufgrund der Übertemperatur $\Delta T = T_d - T_a$ fließt fortwährend ein Wärmestrom $\dot{Q}$ in das Gas ab. Da der elektrische Widerstand temperaturabhängig ist, nimmt der Widerstand durch die Abkühlung zu. Um den Draht zu erwärmen, wird eine elektrische Leistung benötigt $P = R_d \cdot I^2$ wobei R_d dem elektrischen Drahtwiderstand und I dem Strom durch den Draht entspricht. Streicht nun das Gas am Sensordraht mit der Geschwindigkeit u vorbei, so ersetzt es fortlaufend das erwärmte Gas durch kühles. Das bedeutet, es muss im Vergleich zum ruhenden Gas mehr Wärme erzeugt werden, um die Temperatur zu halten. Diesen Zusammenhang beschreibt das King'sche Gesetz, [21].

$$R_d \cdot I^2 = \dot{Q} = (T_d - T_a) \cdot l \cdot \left(a + b \cdot \sqrt{c \cdot u}\right) \tag{C.53}$$

a	$= 1,24 \cdot \lambda$
b	$= 1,06$
c	$= \lambda \cdot \frac{C_p}{V_{mol}} \cdot \pi \cdot d$
λ	Wärmeleitfähigkeit, z.B. Luft 0,026 W/(m · K)
C_p	molare Wärmekapazität bei konstantem Druck, 29 J/(mol · K)
V_{mol}	Molvolumen, = 22,4 (ℓ/mol)·(T/273K)

Der Flow ist proportional zur Geschwindigkeit, die sich aus der Sensorgeometrie ergibt, z.B. gemäß Gl. (C.17). Wie wir es von idealen Gasen schon kennen, sind Materialgrößen, hier das Molvolumen und die molare Wärmekapazität, für die interessierenden Gase untereinander nahezu gleich. Die Wärmeleitfähigkeit allerdings ist von der Molekülgröße und -masse abhängig. V_{mol} ist proportional zur Temperatur, λ etwa proportional zur mittleren thermischen Molekülgeschwindigkeit, also

[21] Louis Vessot King, kanadischer Physiker (1886-1956). Die Schreibweise mit Konstanten der kinetischen Gastheorie geht aus der üblichen dimensionslosen Schreibweise mit Nusselt- und Prandtl-Zahl (siehe z.B. O. Fiedler, 'Strömungs- und Durchflussmesstechnik', Oldenbourg Verlag, 1992, ISBN 3-486-22119-1) folgendermaßen hervor. Ausgehend von $I^2R = Nu \cdot \pi\lambda l \Delta T$ und $Nu = 0,42Pr^{0,2} + 0,57Pr^{0,33} \cdot R_e^{0,5}$ mit $Pr = C_p/(\rho V_{mol}) \cdot \eta/\lambda = 4\kappa/(9\kappa - 5), \kappa = 1,4$ und $R_e = ud\rho/\eta$ folgt die Gl. (C.53).

zur Wurzel aus der Temperatur. Die anderen Materialgrößen sind kaum von der Temperatur abhängig. Problematisch wird es bei Wasserdampf-gesättigter Luft, in der kondensierte Tröpfchen enthalten sind. In der Nähe des Drahtes absorbieren sie Verdampfungswärme, d.h. das Signal wird nicht unerheblich verändert. Mit Hilfe einer aktiven Regelung der Speisespannung einer Brückenschaltung hält man den Widerstand konstant, und damit auch dessen Temperatur, vgl. Abb. C.27.

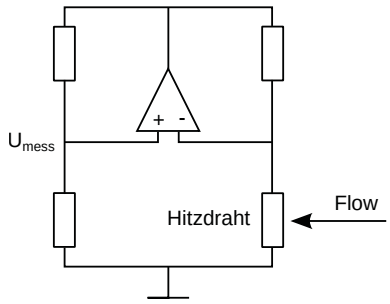

Abb. C.27: Hitzdraht in einer Brückenschaltung zur Flowmessung. © H.-J. Kohl

Da dies durch einen aktiven Operationsverstärker geschieht, ist diese Schaltung in der Lage, die thermische Trägheit des Drahtes weitgehend zu kompensieren, so dass man von der thermischen Grenzfrequenz des Drahtes (z.B. 10 Hz) in den kHz-Bereich gelangt.
Abb. C.28 zeigt einige der diskutierten Verfahren im Vergleich.

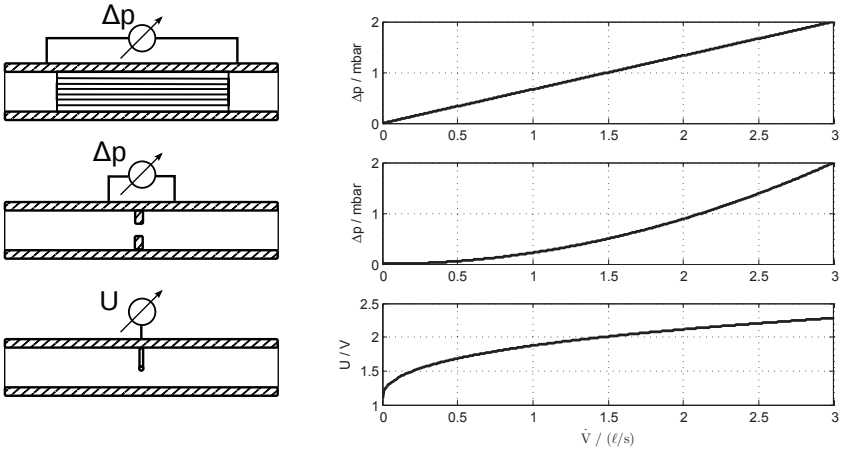

Abb. C.28: Kennlinien von drei Flowmessverfahren: Pneumotachograph (oben), Blende (mitte), Hitzdraht (unten). © Drägerwerk AG, Lübeck

Oben: Pneumotachograph mit einer linearen Kennlinie. Mitte: eine Blende mit rechnerisch $d = 12{,}8$ mm in einem Schlauch von 15 mm Durchmesser. Unten: Hitzdrahtanemometer. Die wurzelförmige Kennlinie hat den Vorteil, bei allen Flowwerten

eine ähnliche relative Genauigkeit zu haben, d.h. kleine Flows werden ähnlich genau gemessen wie große Flows. Da der Flow eine extensive (= mit der Größe des Objekts anwachsend, im Gegensatz zu intensiv = unabhängig von der Größe des Objekts) Messgröße ist, ist diese Charakteristik besonders geeignet.

Gassensorik Für die Beatmung sind eine Reihe von Gaskonzentrationen interessant z.B. O_2 und CO_2. Um diese Gaskonzentrationen zu messen, können verschiedene physikalisch-chemische Effekte genutzt werden. Für die Messung von CO_2 ist z.B. die Absorption elektromagnetischer Strahlung im nahen und mittleren Infrarotbereich gut geeignet, vgl. dazu Kap. 14.2.3.
Für O_2 findet man geeignete chemische und paramagnetische Sensoren. Preiswerte chemische Sensoren sind eher langsam (Zeitkonstanten von einigen 10 s) und verbrauchend, d.h. man kann damit zeitliche Mittelwerte messen, aber beispielsweise nicht den Zeitverlauf einer Ausatmung verfolgen. Ferner müssen chemische Sensoren regelmäßig erneuert werden. Sauerstoff hat im Gegensatz zu den meisten anderen Gasen die Besonderheit, paramagnetisch zu sein. Damit lassen sich (technisch aufwändige) Sensoren bauen, die schnell sind und eine lange Lebensdauer haben.

C.7 Regelung Geräte-interner Größen

Die Regelungsaufgaben in einem Beatmungsgerät sind vielfältig. Gemäß der Kategorisierung in Kap. 2.6.5 gehören solche geräteinternen Regelungaufgaben entweder zur Kategorie I („Geräte-interne Regelkreise“) oder zur Kategorie II („patientenorientierte Regelkreise“), bei denen es zu einer Rückwirkung vom Patienten auf die Regelung kommt. Bei einem Beatmungsgerät sind hier beispielsweise die Regelung der inspiratorischen O_2-Konzentration (Kategorie I) oder die geräteinterne Beatmungsdruck-Regelung (Kategorie I oder II) zu nennen.

C.7.1 Inspiratorische Atemwegs-Druckregelung mit einer Flowquelle

Im Folgenden soll beispielhaft ein Regelungsproblem der Kategorie II ausführlich erläutert werden: „wie kann man mit einer Flowquelle den Atemwegsdruck p_{aw} aufbauen und konstant halten“? Dies ist insofern eine gut lösbare Fragestellung, als auch ohne Patient eine Mindestlast vorliegt, nämlich die Compliance des Schlauchsystems als integrierende Komponente. Stellt man zunächst die Regelung auf den (am Y-Stück verschlossenen) Schlauch als alleinige Last ab, kann man auch ohne Patient ein Druckmuster aufbauen. Bei einer falschen Auslegung der Regelung kann die Regelung allerdings instabil werden [17]. Daher wird die Regelung im Fol-

genden mit Hilfe eines Bode-Diagrammes[22] ausgelegt. Das Blockschaltbild in Abb. C.29 zeigt die Konfiguration des Regelkreises für den Atemwegsdruck p_{aw}.

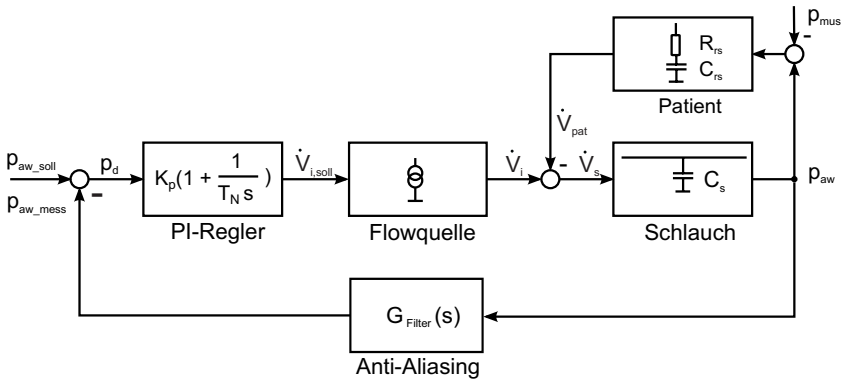

Abb. C.29: Blockschaltbild der Regelungsaufgabe. © H.-J. Kohl

Der zu regelnde Prozess besteht aus einer idealen Flowquelle, die einen Volumenstrom in die rein kapazitive Last der Schlauchcompliance C_s treibt. Der in den Patienten abfließende Volumenstrom $\dot{V}_{pat}$ ergibt sich aus den pneumatischen Eigenschaften des Patienten (R_{rs}, C_{rs}), wobei das Blockschaltbild das Wirkschaltbild aus Abb. C.3 wiedergibt. Die Rückführung der Messgröße p_{aw} erfolgt über das Antialiasing-Filter $G_{Filter}(s)$. Dabei kann die Eigen-Dynamik des Drucksensors im Vergleich zur Filterdynamik vernachlässigt werden. Der Muskeldruck p_{mus} tritt regelungstechnisch als Störgröße auf. Der gemessene p_{aw_mess} ist gegenüber dem wahren p_{aw} durch das Messsystem verändert, im Wesentlichen durch ein Antialiasing-Filter. Bekanntermaßen besitzt das negativ rückgekoppelte Signal p_{aw_mess} durch die Vorzeichenumkehr einen Phasenunterschied von -180° gegenüber p_{aw_soll}. Gemäß dem Nyquistkriterium[23] muss bei derjenigen Frequenz, bei der der offene Regelkreis eine Phase von φ = -180° hat, die Gesamt-Verstärkung $|G_0(s)| < 1$ sein, sonst wird der geschlossene Regelkreis instabil.
Betrachten wir zunächst das System ohne Patienten, d.h. $\dot{V}_{pat} = 0$. Dann ist die Schlauchcompliance der Strecke alleiniger Integrator bezüglich des Flows und sorgt für die ersten -90° Phasenverschiebung. Für die verbleibenden -90° muss man sich Stellglied und Strecke genauer ansehen. Um ein Überschwingen gering zu halten, sollte bei der Verstärkung 1 eine Phasenreserve von z.B. 50° bestehen. Bei der Durchtrittsfrequenz f_D sollte daher der Beitrag von Stellglied und Strecke zur Phasenverschiebung nicht mehr als -40° betragen. Welche Komponenten kommen als frequenzbegrenzende / phasenschiebende in Frage?
Ein Vergleich der Zeitkonstanten T_i verschiedener Komponenten zeigt das dominante Verhalten des Antialiasing-Filters.

[22] Hendrik W. Bode, US-amerikanischer Elektrotechniker (1905 - 1982)
[23] Harry Nyquist, US-amerikanischer Physiker, geb. in Schweden (1889 - 1976)

- Flowquelle HPSV, vgl. Abb. C.23	T_1 = 1,5 ms
- piezoresistiver Drucksensor nach Datenblatt,	T_2 = 0,1 ms
- verfügbares Hitzdrahtanemometer,	T_3 = 0,5 ms
- Antialiasing-Filter der digitalen Abtastung mit	T_4 = 7,2 ms,
bei einer Abtastzeit von	T_0 = 10 ms

Erklärung: Moderne Beatmungsgeräte verwenden Mikrocontroller. Per Design wird eine Taktzeit T_0 festgelegt, innerhalb der alle Realtime-Entscheidungen getroffen und umgesetzt werden. D.h. die Messung von Druck und Flow hat stattgefunden, der Regler hat die Daten verarbeitet und die Stellglieder setzen die neuen Sollwerte um. T_0 = 10 ms ist ein brauchbarer Kompromiss zwischen Aufwand für den Mikrocontroller und Beatmungsperformance. Die Messung vom z.B. Druck geschieht mit einem Analog-Digital-Wandler, der alle 10 ms einen Wert greift.
Der Druck hat aber durchaus höhere Frequenzanteile als 1/10 ms = 100 Hz. Was geschieht mit diesen? Sie tauchen als Frequenz „mit falschem Namen“ (als *Alias*) auf. Wenn z.B. ein 100 Hz Sinus mit 10 ms abgetastet wird, dann trifft man bei jedem Abtastschritt immer auf dieselbe Phase, also denselben Wert → man glaubt einen konstanten Wert zu sehen, d.h. 100 Hz treten unter dem Namen 0 Hz im Spektrum auf. Von 100 Hz abweichende Frequenzen tauchen als Schwebungsfrequenz (also Differenz zu 100 Hz) auf. Unverfälschte Werte entstehen erst unterhalb 50 Hz. Diese Diskussion entspricht dem Abtasttheorem von Nyquist. So ist $1/(2 \cdot T_0)$ die Nyquist-Frequenz. Man muss also mit einem Analog-Elektronik-Filter vor der Abtastung das Signal genügend stark Tiefpass-filtern, damit unterhalb der Nyquist-Frequenz keine nennenswerten Störungen mehr zu sehen sind.
Als Antialiasing-Filter wurde ein Butterworth[24]-Filter dritter Ordnung ausgewählt. Die Übertragungsfunktion ist gegeben durch

$$G_{Filter}(s) = \frac{1}{(T_4 \cdot s + 1) \cdot \left((T_4 \cdot s)^2 + T_4 \cdot s + 1\right)}. \tag{C.54}$$

Abb. C.30 zeigt das zugehörige Bode-Diagramm für eine Grenzfrequenz von 22 Hz. Bei 50 Hz beträgt die Dämpfung -22 dB, bei 100 Hz -40 dB. Das mag genügen für eine Alias-Unterdrückung[25]. Die Phase beträgt -40° bei 7 Hz. Die Wahl von f_D fällt also auf 7 Hz.
Damit ist der Proportionalteil K_p des Reglers in etwa bestimmt. Man beachte, dass K_p aus einer Druckabweichung $p_d(s)$ den Flow $\dot{V}_i(s)$ erzeugt. Damit entspricht K_p einem pneumatischen Leitwert. $\dot{V}_i(s)$ wiederum erzeugt an der Impedanz $1/(s \cdot C_s)$ den Druck $p_{aw}(s)$.

$$p_{aw}(s) = \frac{1}{s \cdot C_s} \cdot \dot{V}_i(s) = K_p \cdot \frac{1}{s \cdot C_s} \cdot p_d(s) \tag{C.55}$$

[24] Stephen Butterworth, britischer Physiker (1885 - 1958)

[25] Einschätzungen wie 'das mag genügen' treten in diesem Kapitel mehrfach auf. Eine Diskussion dessen erfolgt am Ende des Kapitels.

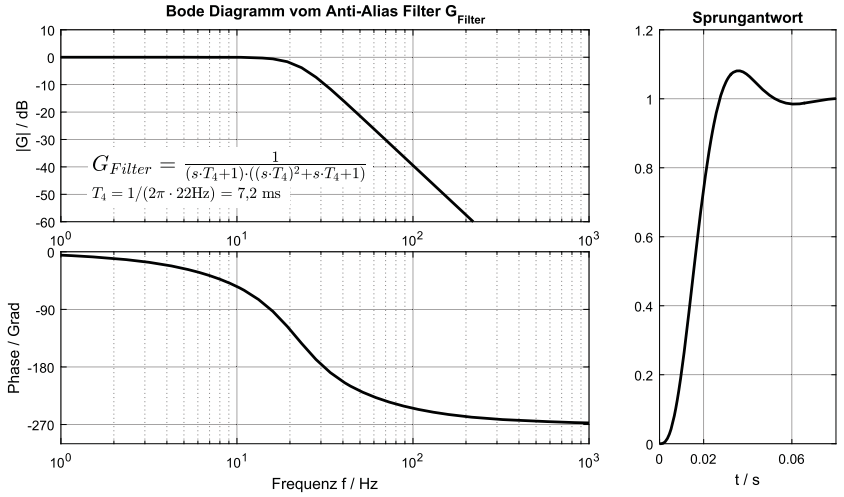

Abb. C.30: Bode-Diagramm der Übertragungsfunktion des Antialiasing-Filters (Butterworth-Filter dritter Ordnung). © H.-J. Kohl

K_p darf so groß gewählt werden, dass bei $f_D = 7$ Hz die Verstärkung $p_{aw}/p_d = 1$ vorliegt. Für den Grenzübergang $s = \sigma + j\omega \rightarrow j\omega$ und mit $\omega = 2\pi f$ folgt für K_p

$$K_p = 2\pi \cdot f_D \cdot C_s \tag{C.56}$$

Es wird nun angenommen, dass die kleinste Compliance, für die der Regler ausgelegt sein soll, 1 mℓ/mbar betragen soll. Unter dieser Annahme gilt

$$K_p = (1 \text{ m}\ell/\text{mbar}) \cdot 2\pi \cdot 7\text{Hz} = 0{,}04 \ (\ell/\text{s})/\text{mbar} \tag{C.57}$$

Wird der Druck im geschlossenen Schlauch (d.h. ohne Patienten) mit dieser Verstärkung geregelt, so ergibt sich als Sprungantwort eine akzeptable Dynamik ohne Überschwingen, siehe Abb. C.31 „Sprungantworten“.
Natürlich ist der primäre Zweck eines Beatmungsgerätes nicht die Regelung des Schlauchdrucks, sondern die Belüftung eines Patienten. Man erkennt, dass die geringe Verstärkung K_p nicht genügt, um zusätzlich zu C_s eine Patientencompliance C_{rs}, die leicht $100 \cdot C_s$ betragen kann, mit adäquater Dynamik zu belüften (Abb. C.31).
Die Übertragungsfunktion der Strecke „Schlauchcompliance + Patient“ lässt sich gemäß Abb. C.29 leicht berechnen: der Flow $\dot{V}_s$ fließt in die Schlauch-Impedanz $1/(s \cdot C_s)$, der die Patientenimpedanz $R_{rs} + 1/(s \cdot C_{rs})$ parallel geschaltet ist. In Summe ergibt sich daher die Impedanz

$$Z_{s+rs}(s) = \frac{p_{aw}(s)}{\dot{V}_i(s)} = \frac{1}{\frac{1}{Z_s} + \frac{1}{Z_{rs}}} = \frac{1}{s \cdot C_s + \frac{1}{R_{rs} + \frac{1}{s \cdot C_{rs}}}}. \tag{C.58}$$

Die Phasenverschiebung des offenen Regelkreises hin zum Summenpunkt wird durch diese Impedanz und die des Antialiasing-Filters bestimmt. Verwendet man das zuvor bestimmte K_p, so erhält man einen sehr langsamen Druckanstieg.
Hier hilft ein Integralanteil im Regler. Wir wählen ihn so, dass bei f_D ohne Patient die Phasenreserve nahezu aufgezehrt ist, nehmen also in Kauf, dass ohne Patient das System Schwingungsneigung haben wird. Eine Nachstellzeit für den Integrator von 30 ms (das entspricht 5 Hz) passt dazu. Er erzeugt bei 5 Hz eine Phasenverschiebung von 45°. Ausgangspunkt der Frequenzgang-Analyse in Abb. C.31 ist $G_{offenP}(s)$ (d.h. P-Regler + Strecke) gemäß

$$G_{offenP}(s) = \frac{p_{aw_mess}(s)}{p_d(s)} = K_p \cdot Z_{s+rs} \cdot G_{Filter}(s) \tag{C.59}$$

mit den Werten K_p = 0,04 (ℓ/s)/mbar, C_s = 1,5 mℓ/mbar, R_{rs} = 5 mbar/(ℓ/s) und C_{rs} = 100 mℓ/mbar.

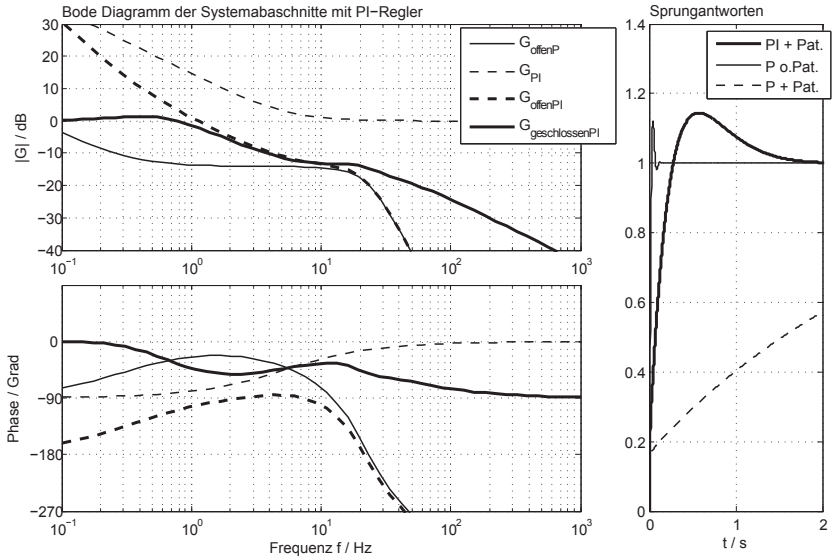

Abb. C.31: Bode-Diagramm der Übertragungsfunktionen verschiedener Strecken/ Regelungsabschnitte der fertigen Regelung und die Sprungantwort. Zusätzlich: Sprungantworten ohne I-Regler, mit und ohne Patient. © H.-J. Kohl

Kurzinterpretation: bei niedrigen Frequenzen ist für $G_{offenP}(s)$ der Integrator C_{rs} bestimmend, das Plateau entsteht durch R_{rs} und der steile Abfall ab 20 Hz durch C_s und $G_{Filter}(s)$.
Wird nun ein PI-Regler mit Verstärkung 1 und einer Nachstellzeit $T_N = 30\ ms$ hinzugenommen, d.h. $G_{PI}(s) = 1 + 1/(T_N \cdot s)$, so sorgt dieser bekanntermaßen für eine Anhebung der Verstärkung bei niedrigen Frequenzen. Bei der resultierenden Durchtrittsfrequenz für $G_{offenPI}$ von 1 Hz ist die Phasenreserve mit 80° noch hoch. Die Sprungantwort ist brauchbar, dürfte aber gerne besser sein. Da der Regler für alle Patienten geeignet sein soll, also auch für hochresistive, wird die Phasenreserve hier nicht ausgeschöpft. Eine weitere Verbesserung ist möglich, indem man sich auf die Eigenschaften des Patienten adaptiert und K_p entsprechend anhebt. Schließt man z.B. nach unten hin Neonaten aus, d.h. die Patienten haben ein $R_{rs} < 20$ mbar/(ℓ/s) und $C_{rs} > 10$ mℓ/mbar, dann kann K_p verdoppelt werden, vgl. dazu Abb. C.32.
Was geschieht aber, wenn der Patient nicht passiv ist? Dann reicht die Impedanz-Beschreibung nicht aus. Stattdessen muss man p_{mus} als Störung ansehen, die ausgeregelt werden soll. Die Übertragungsfunktion dafür ergibt sich aus Abb. C.29 zu

$$G_{Stoer}(s) = \frac{p_{aw}(s)}{p_{mus}(s)} = \frac{1}{\left(1 + Z_{rs} \cdot G_{Filter} \cdot K_p \cdot G_{PI} + \frac{Z_{rs}}{Z_s}\right)} \tag{C.60}$$

Abb. C.32 zeigt die Charakteristik der Regelung für unterschiedliche Patienten und der adaptierten Reglerverstärkung K_p.

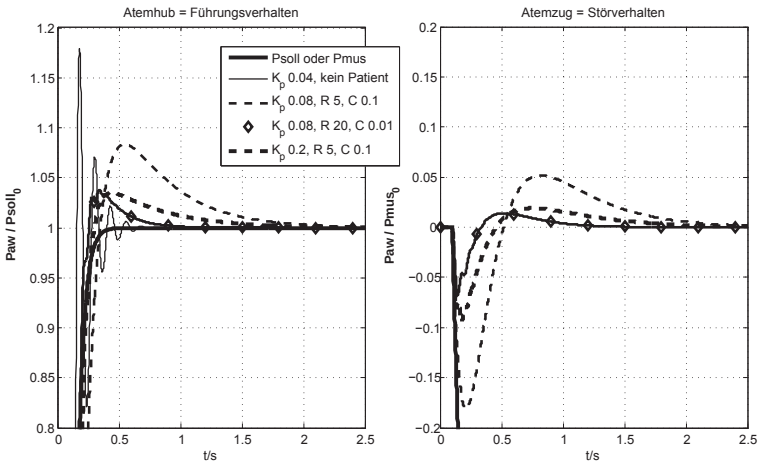

Abb. C.32: Führungs- und Störverhalten der Regelung. © H.-J. Kohl

Führungsverhalten: Der Druck-Sollwert p_{soll} ist hier kein reines Rechteck, sondern mit 50 ms tiefpassgefiltert, um dem Überschwingen die Schärfe zu nehmen. Die Beatmung vom Schlauch alleine schwingt erwartungsgemäß stark über (siehe Diskussion zum I-Regler). Für einen großen Patienten erweist sich K_p = 0,08 (ℓ/s)/mbar als etwas schwach, d.h. die Über- und Unterschwinger sind deutlich größer. Ein pädiatrischer Patient mit R_{rs} = 20 mbar/(ℓ/s) und $C_{rs} = 0,01$ ℓ/mbar dagegen wird gut ausgeregelt. Eine Anpassung auf 0,2 (ℓ/s)/mbar verbessert das Ergebnis für einen erwachsenen Patienten erheblich.

Störverhalten: Auch der inspiratorische Teil eines Atemzuges vom Patienten wird jeweils befriedigend ausgeregelt. Hier ist die treibende Kraft der Muskeldruck p_{mus}.

Anmerkung zur Qualität des Reglers und der Auslegung des Antialiasing-Filters: Sucht man nach Kriterien für die notwendige Qualität des Reglers und damit verbunden nach der notwendigen Schnelligkeit der Quelle und der Dämpfung des Antialiasing- Filters, so tut man sich schwer. Z.B. weiß man nicht, was ein Patient an Regelgenauigkeit braucht; stört es ihn, wenn ein Solldruckverlauf nicht genau eingehalten wird ? Vielleicht findet er Überschwingen angenehm. Nimmt man sich der Einfachheit halber vor, zumindest dieselbe Qualität wie 'Atmung ohne Beatmungsgerät' zu realisieren, wird man scheitern, denn die Konstanz des Atmosphärendrucks kann man nicht erreichen. Stattdessen setzt man sich als Ingenieur das Ziel, aus den bezahlbaren technischen Möglichkeiten das Maximum an Qualität herauszuholen, zumindest nicht schlechter zu sein als die Konkurrenz. Ein erstes Designziel könnte sein: halte das Überschwingen unter 10%. Das bedeutet: ein gewünschter Solldruckverlauf wird so genau und so robust wie möglich eingehalten. Bezahlbar heißt hier z.B.: nimm einen Mikrocontroller und wähle eine Taktzeit von 10ms. Das zugehörige Antialiasing-Filter wird nicht so sehr dafür gebraucht, um Störungen wie HF- oder Brummeinstrahlung zu unterdrücken, das erreicht man besser durch gute Schirmung der Elektronik, sondern vielmehr dafür, die Oberwellen der notwendigen Beatmungsdrücke, -flows zu entfernen. Bei dem verwendeten HPSV ist eine Frequenzobergrenze durch T_1 = 1,5 ms gegeben, das entspricht $1/(2 \cdot \pi \cdot T_1)$ = 106 Hz. Reizt man diese Möglichkeit des Ventils in einer Regelsituation aus, dann entsteht bei den gegebenen Verhältnissen (Dämpfung 40dB) ein Fehler von 1 % der damit verbundenen Druckänderung etwa für die Dauer des Regelvorganges. Das liegt unterhalb des akzeptierten Überschwingens des Reglers und ist deshalb ausreichend. Versucht man die Qualität des Reglers durch eine höhere Taktzeit und schnellere Ventile zu verbessern, kommt man schnell an eine Grenze, die bis heute nicht überwunden ist: die Schallreflexionen im Schlauchsystem.

C.7.2 Inspiratorische Volumenregelung mit einer Druckquelle

Mit einer sog. „Volumengarantie“ versucht man, die Vorteile der druckkontrollierten Beatmung (siehe Tabelle C.1) mit denen der volumenkontrollierten Ventilation zu vereinen. Das geschieht dadurch, dass der Sollwert der druckkontrollierten Beatmung atemhubweise so angepasst wird, dass der Patient das eingestellte Atemzugvolumen erhält. So wird z.B. verhindert, dass eine steifer werdende Lunge zu einer Unterventilation führt, da das zur Versorgung der Organe notwendige Minutenvolumen nicht mehr erreicht wird. Die erreichbare Volumengenauigkeit ist nicht besser als die der Flowmessgenauigkeit, die leicht einen Fehler von 10 % haben kann.

C.7.3 Exspiratorische Druckregelung

Auch wenn der exspiratorische Druck durch ein besonderes Exspirations-Ventil (PEEP-Ventil) erzeugt wird, das als eine physikalische Drucksenke ausgelegt ist, ist es vorteilhaft, das Exspirations-Ventil mit einem Regler zu versehen. Das hat zwei Gründe.

- Der große Ventildeckel des PEEP-Ventils neigt dazu, bei ausströmenden Atemgas Schallschwingungen im Schlauch zu erzeugen. Solche „Brummtöne“ sind sehr störend. Deshalb bedämpft man die Membran (vergleiche Erläuterung zu Abb. C.24). Eine solche Dämpfung möchte man gerne bei einem Sollwertsprung kompensieren.
- Die Resistance des Schlauchsystems erzeugt bei einem hohen Exspirationsflow einen deutlichen Druckabfall, d.h. der p_{aw} ist höher als der Druck am Exspirationsventil. Dies kann durch eine Regelung ausgeglichen werden, indem aktiv der Druck am Exspirationsventil abgesenkt wird.

C.7.4 Automatic Tube Compensation

Bei der *Automatic Tube Compensation* (ATC) versucht man, die resistive Last des Tubus zu kompensieren, indem der flowbedingte Druckabfall über dem Tubus vom Beatmungsdruck erbracht wird. Anders formuliert, der Solldruck der Beatmung wird nicht vor dem Tubus als p_{aw}, sondern hinter dem Tubus in der Trachea als p_{trach} eingeregelt. Dafür misst man den Patientenflow $\dot{V}_{pat}$ und kompensiert p_{aw} um den zugehörigen Druckabfall.

$$\Delta p_{Tubus} = K_1 \cdot \dot{V}_{pat} + K_2 \cdot \dot{V}_{pat} \cdot |\dot{V}_{pat}| \tag{C.61}$$

($\dot{V}_{pat}$ ist negativ in der Exspiration) als den einzuregelnden p_{trach}-Sollwert. Ein Blick auf die Lupe in Abb. C.18 zeigt, dass der lineare Anteil K_1 kaum eine Rolle

spielt, wesentlich ist K_2. Das hat aber zur Folge, dass der Flow sich verändert. Diese Veränderung muss dynamisch wiederum weiter nachgeregelt werden.
Weiterhin ergeben sich Schwierigkeiten dadurch, dass p_{trach} rechnerisch bestimmt wird und die Ungenauigkeit der tabellierten Werte K_1, K_2 es in der Regel nicht erlaubt, p_{trach} genau zu ermitteln.
Da diese Form der Beatmung eine Mitkopplung beinhaltet, besteht die Gefahr der Überkompensierung, d.h. eines sogenannten Runaways hin zum oberen Druckanschlag. Dagegen wehrt sich der Patient möglicherweise durch Gegenatmen, was von außen nicht erkennbar ist. Deshalb muss diese Regelung vorsichtig und robust ausgeführt werden. Auch das heißt: die optimale Unterstützung ist schwierig zu realisieren.

C.8 Beatmungssteuerung

Grundsätzlich soll ein Beatmungsgerät das unmittelbare Überleben des Patienten sichern, soweit es die Atmung betrifft. Andererseits soll es dem Patienten möglichst viel Freiraum lassen, zuguterletzt nach Möglichkeit sogar dafür sorgen, dass es nicht mehr gebraucht wird. Das gelingt, indem das Beatmungsgerät durch geeignete Beatmungssteuerung unterschiedliche, an den Patienten angepasste Beatmungsformen anbietet:

- Ein Patient, der nicht ausreichend spontan atmet, wird „mandatorisch“(„*mandatory* “) beatmet, d.h. durch Atemhübe, die vom Beatmungsgerät gesteuert werden.
- Ein Patient, der zumindest schwach atmen kann, wird „assistiert“(„*assisted* “) beatmet. Er kann die Atemhübe mit geringer Atemanstrengung triggern und damit die Menge an Ventilation, das Atemminutenvolumen $\dot{V}_{AMV}$ und den Zeitpunkt der Atemhübe erheblich mitbestimmen. Die Atemarbeit für den Atemhub wird ihm abgenommen.
- Ein Patient, der auf dem Weg der Besserung ist, und weitgehend - aber noch nicht sicher - spontan atmen kann, wird „unterstützend “(„*supported* “) beatmet. Dabei übernimmt das Beatmungsgerät nur noch einen Teil der Atemarbeit, bis hin zu dem Punkt, an welchem die durch Tubus und Schläuche zusätzlich hinzugefügten Atemwiderstände gerade noch vollständig kompensiert werden.

Offensichtlich unabhängig davon ist die Art des einzelnen Hubes (das *Stroke Pattern*), z.B. ob volumenkontrolliert, druckkontrolliert oder mit zusätzlichen Feinheiten versehen.
In den vergangenen Jahrzehnten sind von den verschiedenen Beatmungsgeräteherstellern unterschiedliche Namen und Abkürzungen für die unterschiedlichen Arten der Beatmung eingeführt worden.
Im Folgenden werden die von Dräger aufgrund einer Systematik eingeführten Begriffe erklärt. Sie beruhen darauf, die zeitliche Abfolge der Atemhübe (*Cycle Pat-*

tern) von der Art der Hübe (*Stroke Pattern*) begrifflich zu trennen. Ein drittes Unterscheidungsmerkmal ist die Art der Spontanatemunterstützung.

C.8.1 Zeitliche Abfolgen (Cycle Pattern)

Folgende Muster der zeitlichen Abfolgen von Atemhüben haben sich bewährt.

***Continuous Mandatory Ventilation* (CMV)** Parameter: Atemfrequenz f, Inspirationszeit Ti.
Der Patient wird mit der eingestellten Atemfrequenz beatmet. Triggerwünsche des Patienten werden nicht erfüllt.

***Assist Control* (AC)** Parameter: Atemfrequenz f, Inspirationszeit Ti.
Der Patient wird mindestens mit der eingestellten Atemfrequenz beatmet. Wenn er triggert, wird darauf synchronisiert. Jeder Triggerwunsch ausserhalb eines laufenden Hubes wird erfüllt, d.h. die Atemfrequenz kann größer ausfallen als eingestellt. Abb. C.33 zeigt in der ersten Hälfte die Simulation einer volumenkontrollierten Beatmung mit dem Cycle Pattern CMV ohne Muskelaktivität des Patienten[26].
In der rechten Hälfte des Bildes ist eine druckkontrollierte Beatmung in Assist Control bei gleicher Atemfrequenz von 12/min dargestellt. Der Patient zeigt hier eine schwache Muskelaktivität, mit der er die mandatorischen Hübe triggert, bei einer Atemfrequenz von 15/min. Entsprechend erhöht sich in diesem Beispiel die Hubfrequenz.

***Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation* (SIMV)** Parameter: Atemfrequenz f, Inspirationszeit Ti.
Die eigentliche Besonderheit bei diesem „*Cycle Pattern*“ist der Begriff „intermittent“. Er bedeutet, man erwartet, dass der Patient Eigenanteile an Atmung erbringt, hilft ihm aber regelmäßig zwischendurch, nach Möglichkeit synchronisiert (= getriggert). Hierbei kann der Patient die Frequenz der Atemhübe des Beatmungsgerätes nicht erhöhen, er kann sie aber durch den Trigger zeitlich etwas schieben. Wenn der Patient kräftiger wird, wird der Arzt den mandatorischen Anteil (Frequenz, Größe des Atemhubes) verringern, um die Atemmuskulatur des Patienten weiter zu trainieren und damit seine Zeit am Beatmungsgerät zu verkürzen. Abb. C.34 zeigt das Zusammenspiel von Spontanatmung und gelegentlichen druckkontrollierten maschinellen Hüben.

---

[26] Die Parameter dieser Simulation sind R_{rs} = 5 mbar/(ℓ/s), C_{rs} = 0,1 ℓ/mbar, K_p = 0,08 (ℓ/s)/mbar, d_{tubus} = 8 mm, l_{tubus} = 20 cm. Im Weiteren werden nur noch geänderte oder neue Parameter ausgewiesen.

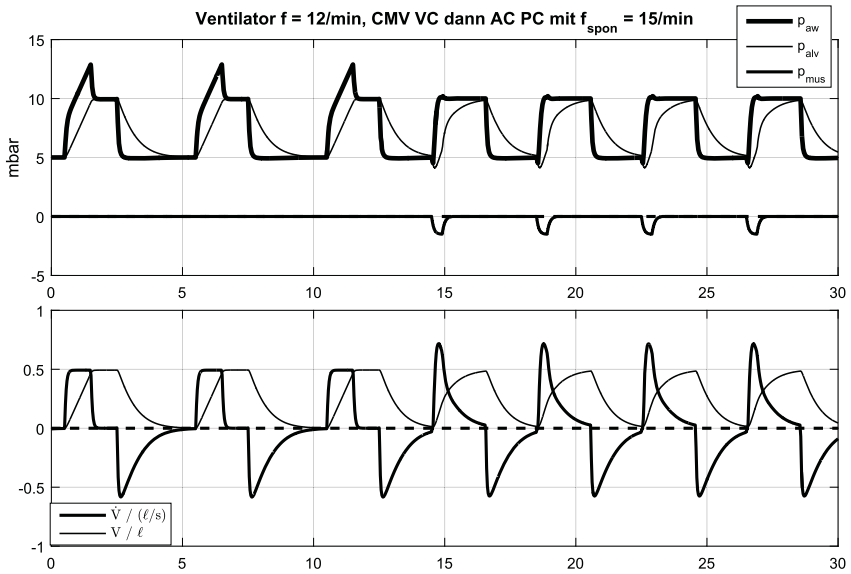

Abb. C.33: *Cycle Pattern Continuous Mandatory Ventilation* (CMV VC, 3 Atemhübe), anschließend *Assist Control* (AC PC, 4 Atemhübe). © H.-J. Kohl

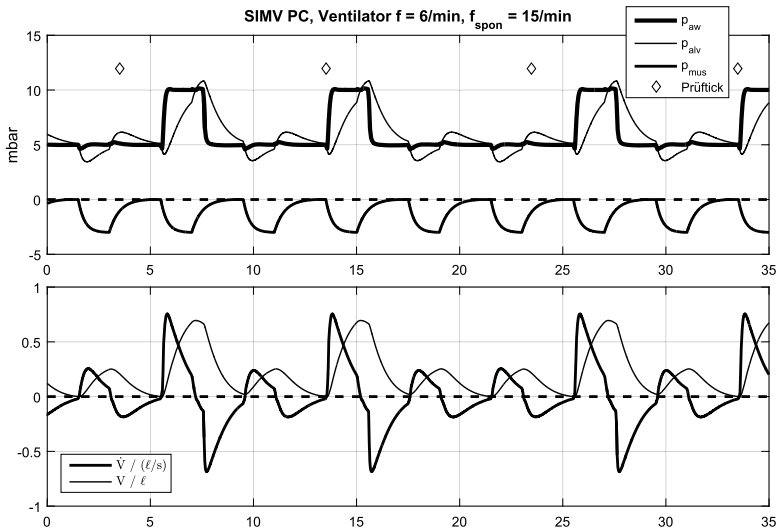

Abb. C.34: *Cycle Pattern* SIMV. © H.-J. Kohl

Die maschinellen Hübe synchronisieren sich (= „lassen sich triggern“) innerhalb eines Zeitfensters von maximal 5 s nach Beginn eines Prüfticks. Geprüft wird in dem festen Zeitraster der eingestellten Frequenz f ($1/f$ = 10 s). Hat bis zum nächsten Prüftick kein Trigger stattgefunden, wird ein Beatmungshub mandatorisch ausgelöst. Maximal ein Hub pro Tick wird zugelassen. Im Beispiel sind alle Hübe synchron. Die Flow-, Volumen- und Alveolardruckkurven zeigen, wie die maschinellen Hübe das eingeatmete Volumen erheblich vergrößern.

***Mandatory Minute Volume Ventilation* (MMV)** Parameter: Atemfrequenz f, Tidalvolumen V_T.
Das ist ein SIMV mit aus/einschleichender mandatorischer Hubfrequenz, gewissermassen ein automatisiertes SIMV. Es wird das Atemminutenvolumen $\dot{V}_{AMV}$ gemessen und mit $MV_{mand} = V_T \cdot f$ verglichen. Liegt $\dot{V}_{AMV}$ unterhalb von MV_{mand}, so wird die notwendige ergänzende Anzahl mandatorischer Hübe mit V_T zwangsverordnet, bei gänzlich fehlender Spontanatemaktivität mit der Frequenz f.

***Continuous Positive Airway Pressure* (CPAP)** Parameter: keine.
Bei diesem „*Cycle Pattern*“ werden keine mandatorischen Hübe appliziert, der Atemwegsdruck (in anderen Beatmungsmodi als PEEP bezeichnet) wird durch das Beatmungsgerät konstant gehalten; Spontanatemunterstützung ist möglich. Anzumerken ist, dass ein PEEP an sich schon eine Unterstützung bedeutet: er hält die Lunge offen. Eine weitere Unterstützung besteht in einer erhöhten inspiratorischen Sauerstoffkonzentration F_{iO2}. Das gilt natürlich für alle Beatmungsmodi (siehe auch Kapitel C.1.4). Abb. C.35 zeigt im ersten Viertel ein reines CPAP.
Die Muskelaktivität des Patienten stört das Druckbild geringfügig: in der Inspiration sinkt p_{aw} etwas ab, in der Exspiration steigt er etwas an (vergleiche „Störverhalten“ in Abb. C.32). Der enge Tubus mit d_{tubus} = 4,5 mm bremst die Exspiration aus, so dass das Atemzugvolumen nicht vollständig ausgeatmet wird und ein kleiner endexspiratorischer Flow vorliegt. Der zugehörige Alveolardruck wird als intrinsic Peep p_i bezeichnet. Er ist etwas größer als der äußere Peep. Der Alveolardruck p_{alv} wird in der Inspiration durch den Muskeldruck p_{mus} nach unten gezogen und wächst durch das in die Lunge strömende Volumen wieder an. Der intrinsic PEEP hat für den Patienten zur Folge, dass er zunächst die Druckdifferenz zum PEEP aufbringen muss, bevor er Inspirationsgas bekommt, d.h. er muß stärker ziehen und mehr Atemarbeit aufbringen als bei einem ausgeglichenen endexspiratorischen Alveolardruck. In der Exspiration drückt p_{alv} gegen den PEEP das Volumen aus der Lunge. Der Trachealdruck p_{trach} liegt zwischen p_{aw} und p_{alv}.

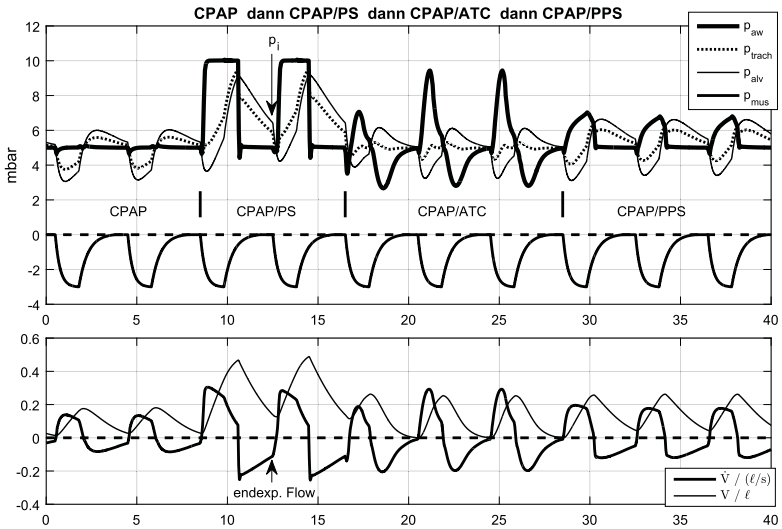

Abb. C.35: *Cycle Pattern* CPAP, zunächst ohne Druckunterstützung, dann mit PS, anschliessend mit ATC und zuletzt mit PPS. © H.-J. Kohl

C.8.2 Spontanatemunterstützung

Bei der Spontanatemunterstützung gibt es verschiedene Wege, sich an den Ventilationsbedarf des Patienten anzupassen. Sie wird bei Modi, die eine Spontanatmung erwarten, nach Belieben dazugeschaltet, d.h. insbesondere bei CPAP, aber auch bei SIMV und MMV.

***Pressure Support* (PS)** Parameter: Unterstützungsdruck über PEEP, Rampensteilheit.

Pressure Support ist eine einfache Methode. Jede erkannte Atemanstrengung des Patienten wird durch einen Atemhub unterstützt. Je nach Anstrengung des Patienten, seiner Compliance und der Rampensteilheit entsteht ein maximaler Inspirationsflow. Wenn nach Durchlaufen des Flowmaximums der Inspirationsflow unter eine prozentuale Schwelle davon fällt, z.B. 25 %, wird der Hub beendet. Der Patient bestimmt also Anfang und Ende des Hubes, nicht aber seine Höhe. Bleibt die Spontanatemaktivität aus, wird auch nicht beatmet. Deshalb gibt es eine Apnoeüberwachung, die zumindest Alarm auslöst oder sogar eine mandatorische Hilfs-Beatmung startet, wenn dieser Fall eintritt. Die Höhe von PS gilt als gut eingestellt, wenn der flowbedingte Druckabfall über dem Tubus in etwa kompensiert wird.

Abb. C.35 zeigt im 2. Viertel zwei Pressure Support-Hübe von 5 mbar mit einer Anstiegszeit von 0.1 s. In diesem Beispiel ist das Restvolumen in der Lunge am

Ende der Exspiration weiter gestiegen, denn nach wie vor reicht die Exspirationszeit nicht aus, um vollständig auszuatmen.

***Automatic Tube Compensation* (ATC)** Parameter: Tubus (z.B. Endotracheal-/Trachealkanüle, Durchmesser).
Die Idee bei ATC ist, den flowbedingten Druckabfall über dem Tubus vom Beatmungsgerät aufbringen zu lassen, so dass der Patient den Tubus nicht mehr spürt. Das Problem anders formuliert: der gewünschte Atemwegsdruck, z.B. PEEP, wird hinter den Tubus verlegt, also in die Trachea. Damit wird p_{awSoll} zu $p_{trachSoll}$ (siehe auch weiter oben im Regelungskapitel).
Abb. C.35 zeigt im dritten Viertel ATC-unterstützte Atemzüge. Dabei wird p_{trach} während der Inspiration und Exspiration durch die Regelung auf PEEP-Niveau gehalten, so als gäbe es für den Patienten keinen Tubus (= elektronisch extubiert). Dafür muss der p_{aw} in der Exspiration unter das PEEP-Niveau gehen. Da sich durch den 'fehlenden' Tubuswiderstand die Zeitkonstante der Ausatmung ($R_{rs} \cdot C_{rs}$) verringert, ist die Ausatmung jetzt vollständig, d.h. p_{alv} erreicht PEEP und der endexspiratorische Flow verschwindet.

***Proportional Pressure Support* (PPS)** Einstell-Parameter: FlowAssist = $dP/d\dot{V}$, VolumeAssist = dP/dV.
Die Stellgleichung für den Atemwegsdruck in der Inspiration lautet:

$$p_{aw_Soll} = \text{FlowAssist} \cdot \dot{V} + \text{VolumeAssist} \cdot V + \text{PEEP} \tag{C.62}$$

Hier soll mit $dP/d\dot{V}$ (das bedeutet erhöhe pro Zuwachs $d\dot{V}$ den p_{aw} um dP) der flowbedingte Druckabfall über der Patientenresistance R_{rs} zum Teil kompensiert werden, so dass der Patient leichter mit viel Flow einatmen kann. Außerdem wird der Fülldruck der Compliance zum Teil durch den VolumeAssist erbracht, so dass der Patient leichter tief einatmen kann. Aktueller Flow $\dot{V}$ und Volumen V bestimmen also den Zieldruck. Hierbei handelt es sich um eine positiv rückgekoppelte Form der Beatmung, die falsch eingestellt, zu stark ausfallen kann. Wenn $dP/d\dot{V} > R_{rs}$ oder $dP/dV > 1/C_{rs}$ eingestellt wird, kommt es zum sogenannten Runaway, d.h. wenn der Patient sich nicht mit P_{mus} dagegen wehrt, läuft der Beatmungsdruck hoch zum verfügbaren Maximalwert. Diese Beatmungsform ist also nicht unproblematisch für den einstellenden Arzt, insbesondere weil C_{rs} und R_{rs} oftmals unbekannt und zeitlich veränderlich sind und sich unter Spontanatmung nur schätzen lassen. Das macht deutlich, dass ein Beatmungsgerät über besondere Sicherheitsmaßnahmen verfügen muss. Eine unverzichtbare ist der maximal zulässige Beatmungsdruck, den der Arzt dem Patienten maximal zumuten möchte, und den er am Gerät einstellen kann. Abb. C.35 zeigt im letzten Viertel eine PPS-Druckunterstützung mit *FlowAssist* = 5 mbar/(ℓ/s) und *VolumeAssist* = 5 mbar/ℓ.

C.8.3 Art der Atemhübe (Stroke Pattern)

Neben den „*Cycle Pattern*“ sind die „*Stroke Pattern*“ eine wichtige Charakterisierung der Beatmung. Die beiden wichtigsten „*Stroke Patterns*“ haben wir bereits kennengelernt, vgl. Abb. C.13:

- volumenkontrolliert - VC
- druckkontrolliert - PC

Versieht man den druckkontrollierten Hub mit einer aufgesetzten Volumenregelung, die die Höhe des Hubes bei jedem Atemhub geeignet anpasst (siehe auch Kap. C.7.2), nennt man den Hub **volumengarantiert** (andere Bezeichnung: VG oder AutoFlow).
Versieht man den volumenkontrollierten Hub mit einer Druckbegrenzung, die die resistive Druckspitze begrenzt, nennt man den Hub **drucklimitiert**.
Das erlaubt es dem Anwender, das gewohnte *Stroke Pattern* mit Vorteilen des konkurrierenden zu versehen.

C.8.4 Zusätze für Beatmungsmuster

Mit den *Cycle Patterns* und den *Stroke Patterns* ist die Beatmung zwar definiert, durch besondere Zusätze kann man die Qualität aber noch weiter verbessern.

Freies Durchatmen In den Anfängen der Beatmung war die Beatmungsphase (Inspiration/Exspiration) durch das Gerät vorgegeben. Eine Umkehr der Richtung des Gasflusses entgegen der maschinellen Vorgabe war nicht möglich. Heutige Beatmungsgeräte erlauben hingegen ein ”freies Durchatmen”, d.h. der Patient kann durch eigene Atemanstrengung auf dem oberen Druckniveau ausatmen und auf dem unteren einatmen.

Basisflow Ein Basisflow fließt von der Geräte-Inspirationstülle zur Exspirationstülle, also bewusst am Patienten vorbei. Dieser ’unnütze’ Flow hat den Vorteil, dass ein erster Einatemwunsch des Patienten sofort bedient werden kann, die Anforderung an die Dynamik der Regelung ist damit verringert. Zudem ist das Exspirationsventil offen, also leichter bereit, Exspirationsflow vom Patienten zu übernehmen.

Exspiratorische Synchronisation Eine Folge des freien Durchatmens ist, dass man nicht nur die Geräte-Inspiration, sondern auch die Exspiration nach Möglichkeit mit den Bemühungen des Patienten synchronisiert. Ein Beispiel dafür ist das Ende des PS-Hubes (siehe dort).

Noisy PS Gesunde Menschen atmen nicht völlig gleichmäßig, man findet eine gewisse Unregelmäßigkeit. So wird vermutet, dass es einem Patienten gut tut, wenn man dieses Verhalten maschinenseitig simuliert. *Noisy PS* ist ein solcher Mode. Hier wird die Höhe der *Pressure Support*-Druckunterstützung innerhalb vorgewählter Grenzen durch einen Zufallsgenerator bestimmt.

C.8.5 Andere übliche Bezeichnungen

Folgende Abkürzungen, die Spezialformen und Kombinationen der zuvor beschriebenen Beatmungsformen darstellen, sind in vielen Beatmungsgeräten zu finden. Die Aufstellung ist ohne jeden Anspruch auf Vollständigkeit.

***Intermittend Positive Pressure Ventilation* (IPPV)** Ausgeführt z.B. als reine volumenkontrollierte Beatmung ohne den Zusatz 'freies Durchatmen'.

***Bi-Level Positive Airway Pressure* (BIPAP)** Ausgeführt z.B. als druckkontrollierte Beatmung mit freier Durchatmungsmöglichkeit und zuschaltbarer Volumengarantie.

***Airway Pressure Release Ventilation* (APRV)** Druckkontrollierte Beatmung mit freier Durchatmung bei gewollt kurzer Exspirationszeit. Es soll das Druckniveau lange hoch gehalten werden und die Ventilation selbst innerhalb einer möglichst kurzen Druckabsenkung/Anhebung geschehen.

C.8.6 Patientenmonitoring

Atemwegsdruck Dem Atemwegsdruck p_{aw} entnimmt der Arzt eine Reihe wichtiger Informationen über die Beatmung. Er sieht z.B., dass Beatmung stattfindet, er sieht die Atemfrequenz, die Unruhe des Patienten, bei volumenkontrollierter Beatmung kann er Widerstand R_{rs} und Compliance C_{rs} abschätzen, der Maximaldruck sagt etwas über die Belastung für den Patienten aus. Die Messung, bzw. die Bestimmungsalgorithmen zum p_{aw} sind in Abschnitt C.6.1.1 beschrieben. Auch sehr einfache Beatmungsgeräte haben in der Regel als Minimum ein Druckmessgerät zur Kontrolle der Beatmung angeschlossen. Fortgeschrittene Geräte mit einem grafischen Display zeigen die Atemwegsdruck-Kurve über der Zeit. Daraus abgeleitete Parameter sind:

PIP	Peak Inspiratory Pressure	der maximale inspiratorisch entstehende p_{aw}
EIP	End Inspiratory Pressure	p_{aw} am Ende der Inspiration. Andere Bezeichung dafür: Plateaudruck p_{plat}
Pmean	Mean Airway Pressure	der mittlere p_{aw}

Patientenflow Der Patientenflow gilt als fortgeschrittenes Monitoring, d.h. es fehlt bei einfachen Beatmungsgeräten. Er ist Grundlage für die Beurteilung der Ventilation an sich, d.h. des Atemminutenvolumens $\dot{V}_{AMV}$. Neben der Möglichkeit, das Volumen durch Integration zu bestimmen erlaubt er eine Reihe von wichtigen kombinierten Parametern zu berechnen. So z.B. die RC-Werte des Patienten, (zumindest von relaxierten) und zusammen mit F_{CO_2}-Messwerten weitere metabolische Parameter, wie z.B. der serielle Totraum und die CO_2-Produktion. Außerdem kann das Leck bestimmt und gegebenenfalls kompensiert werden.
Die Messung, bzw. die Bestimmungsalgorithmen zum $\dot{V}_{pat}$ sind in Abschnitt C.6.1.2 beschrieben. Daraus abgeleitete Parameter sind:

V_T	Tidalvolumen	Volumen eines Atemhubes / -zuges
MV_{exp}	exspiratorisches Minutenvolumen	der mittlere exspiratorisch gemessene Patientenflow, aus Sicherheitsgründen nicht leckagekompensiert
MV_{Leck}	Leck-Minutenvolumen	siehe Abschnitt C.6.1.3

C.8.7 Bestimmung von R_{rs} und C_{rs}

Die Bestimmung von R_{rs} und C_{rs} des Patienten ist für den Arzt von Interesse. Ein pathologisch erhöhtes R_{rs} gibt Auskunft über eine Erkrankung der Atemwege, eine zu geringe C_{rs} deutet auf verhärtete oder verlegte Lungenabschnitte hin. Stehen genügend Druck-, Flow- und Volumeninformationen zu Verfügung, können R_{rs} und C_{rs} aus einigen Kennwerten der Beatmungskurven bestimmt werden (Abb. C.36)[27].
Der Abb. C.36 entnimmt man

$$C_{rs} = \frac{V_t}{\text{EIP - PEEP}} = \frac{500\ \text{m}\ell}{10\ \text{mbar - 5 mbar}} = 100\ \text{m}\ell/\text{mbar},$$

$$R_{rs} = \frac{\text{PIP - EIP}}{\text{Flow}_i} = \frac{12\ \text{mbar - 10 mbar}}{0{,}5\ \ell/\text{s}} = 4\ \text{mbar}/(\ell/\text{s}).$$

Bei genauer Betrachtung erkennt man folgende Fehlerquellen:

[27] In der Regelungstechnik spricht man hier von einer „Identifikationsaufgabe“.

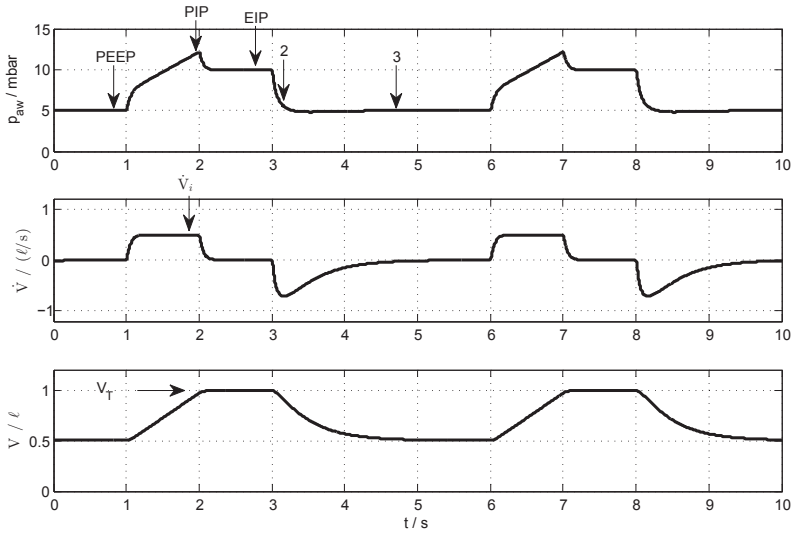

Abb. C.36: Bestimmung von R_{rs} und C_{rs} des Patienten. © H.-J. Kohl

- die Differenz PIP- EIP wird durch die Abfallzeit des Flows verfälscht, weil währenddessen noch die Lunge aufgefüllt wird, d.h. die Differenz und damit R_{rs} fallen zu klein aus (simuliert sind 5 mbar/(ℓ/s)).
- Wenn der exspiratorische Flow wegen zu kurzer Ausatemzeit nicht zu Null wird, dann ist PEEP ungleich p_{alv} und die Druckdifferenz für C_{rs} ist zu groß bestimmt.

Es gibt Verfahren, die diese Fehlerquellen eliminieren. Sie legen die vollständige Bestimmungsgleichung für p_{aw} zu Grunde[28]. Sie ergibt sich aus Abb. C.3 zu

$$p_{aw} - p_{mus} = V/C_{rs} + \dot{V} \cdot R_{rs} + p_i \tag{C.63}$$

Darin sind 3 Parameter zu bestimmen (C_{rs}, R_{rs} und p_i), wobei der gesamte zeitliche Verlauf von Druck, Flow und Volumen zur Parameterschätzung herangezogen werden kann. Der Muskeldruck p_{mus} kann vom Beatmungsgerät nicht gemessen werden, d.h. R und C können ohne weitere Informationsquellen (z.B. Ösophagusdruckmessung) nur bestimmt werden, wenn $p_{mus} = 0$ ist, z.B. indem der Patient relaxiert wird. Die Konstante p_i ist der intrinsic PEEP (siehe Kap. C.1.4 und Abb. C.35). Voraussetzung dafür ist, dass die Volumenintegration bei Flownulldurchgang zum Inspirationsbeginn genullt wird.
Eines der möglichen Verfahren verwendet 3 Punkte und erhält daraus 3 Gleichungen mit 3 Unbekannten, die damit explizit berechenbar sind. Eine notwendige Bedin-

[28] Obwohl kein Beschleunigungsterm in dieser Gleichung enthalten ist, hat es sich eingebürgert, sie „Bewegungsgleichung“ zu nennen (equation of motion).

gung ist: es muss jeweils mindestens ein Punkt auf der inspiratorischen und einer auf der exspiratorischen Seite liegen, sonst sind die Gleichungen linear abhängig. Beispielsweise liegt in Abb. C.36 Punkt 1 (= EIP) am Ende der Inspiration, Punkt 2 liegt 50 ms später und Punkt 3 am Ende der Exspiration[29]. Ein anderes Verfahren verwendet alle Punkte aus einem Atemhub und bestimmt die Parameter über einen sog. „Least Squares Fit“[30].

C.9 Automatisierung der künstlichen Beatmung

Die automatisierte Beatmung, bei der der Patient Teil des Regelkreises wird, gehört nach Kap. 2.6.5 zu den physiologischen Ersatz-Regelkreisen (Kategorie III). Solche *closed-loop*-Systeme gewinnen in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung.

C.9.1 Motivation

Vor dem Hintergrund der Tatsache, dass moderne Beatmungsverfahren grundsätzlich patientenschädigend sein können, haben sich schon seit den 1950er Jahren universitäre Forschungsprojekte mit folgenden Fragestellungen beschäftigt: wie kann die Gesamtdauer der Beatmung eines Patienten wirksam und sicher so weit als möglich reduziert werden? Und wie kann dabei gleichzeitig die Invasivität der Beatmung so gering wie möglich gehalten werden? Mit „Invasivität der Beatmung“ sind hier in erster Linie FiO_2, inspiratorischer Druck, PEEP und Umgang mit Spontanaktivität des Patienten gemeint.
Kernidee all dieser Forschungsarbeiten, von denen einige kommerzialisiert werden konnten, war und ist stets die Optimierung der Therapie, sei es durch Entlastung des Personals, Standardisierung von Behandlungsabläufen, Reduzierung von gerätespezifischen Komplikationen, Verkürzung der Liege- und Behandlungsdauer und die damit einhergehende Senkung der Krankenhaussterblichkeit (Mortalität). Gleichsam kann hiermit mitunter aber auch eine Qualitätssteigerung der Therapie zu einer signifikanten Kostensenkung führen.
Bezogen auf die intensivmedizinische Beatmungstherapie, deren Kosten als langanhaltende, lebenserhaltene Therapieform vornehmlich durch die Dauer der Beatmung bestimmt werden, gilt es, unerwünschte Komplikationen wie die zu frühe Extubation[31], fehlgeschlagene Extubationen, nosokomiale[32] Infektionen, z.B. Pneumo-

---

[29] So implementiert in den Dräger-Intensivbeatmungsgeräten Evita 4 und Evita XL.

[30] eingesetzt z.B. im Gerät Babylog 8000.

[31] Diskonnektierung von der Beatmungsmaschine durch Ziehen des Tubus.

[32] „im Krankenhaus erworben“, von gr. *νοσος* nosos, dt. „Krankheit“ und *κομειν* komein, dt. „pflegen“

nien[33], sowie geräte-induzierte Lungenschädigungen[34] zu vermeiden. Dies betrifft insbesondere die Entwöhnung von der Beatmungstherapie, also der aktiven, schrittweisen Rücknahme der künstlichen Beatmung bis hin zu ihrer Absetzung und Extubation.

In der Medizintechnik und der sie nutzenden Medizininformatik haben sich in den letzten Jahren wenigstens zwei Konstruktionsprinzipien ausgebildet, mit denen solch eine Therapie-Optimierung angestrebt wird.

Adaptive Gerätefunktionen sind eigenständige, im Beatmungsgerät implementierte Regelungssysteme, Beatmungsmodi oder Erweiterungen bestehender Regelungssysteme/Beatmungsmodi, die über eine flexible Anpassung dedizierter Steuerungsgrößen optimieren. Beispiele hierfür sind MMV, AutoFlow, PPS, AutoMode, ASV sowie dessen Weiterentwicklung IntelliVent®-ASV [67].

Dem gegenüber versuchen *Prozess-optimierende Applikationen* ihr Ziel zu erreichen, indem sie vorhandene Gerätefunktionen mit einer an den Behandler angelehnten, prozeduralen Therapieführung beaufschlagen. Hierbei sind die Lösungsstrategien dem kognitiven Muster des humanoiden Anwenders abgeschaut.

Im Folgenden sollen zusammenfassend und der Einfachheit halber jedwede Systeme zur (semi-) automatisierten Optimierung der Beatmungstherapie als *SmartApps* bezeichnet werden.

C.9.2 Systemarchitektur und Funktionsprinzip

Technologisch betrachtet lassen sich bei *SmartApps* grundsätzlich die folgenden Komponenten und Akteure sowie deren Zusammenspiel identifizieren, siehe dazu Abb. C.37.

Ohne die Beteiligung einer *SmartApp* agiert der Arzt über die Mensch-Maschine-Schnittstelle (1.1) direkt mit dem Medizingerät, das dessen manuell durchgeführte Einstellungen umsetzt und damit über (2.1) auf den Patienten überträgt. Der Rückweg (2.2) vermittelt die physiologische Patientenreaktion dieser Einstellungsänderung via Mensch-Maschine-Schnittstelle schließlich wieder zurück zum Arzt (1.2).

Ist hingegen eine *SmartApp* in solch einen Wirkkreis eingebracht, so ergeben sich gleich mehrere Szenarien und daraus resultierende Funktionsprinzipien. Der Arzt wird immer zunächst einmal die Grundeinstellung der *SmartApp* vornehmen sowie diese anschließend aktivieren (3.1). Zusammen mit den vom Medizingerät zyklisch eintreffenden Ist-Gerätedaten (4.1) wird alsdann die *SmartApp* gemäß ihrem Bestimmungszweck Soll-Einstelldaten ermitteln. Werden diese ausschließlich dem Arzt als Handlungshinweise über (3.2) dargeboten und nicht über (4.2) dem Medizingerät zugeführt, so spricht man von einem „offenen“ System, oder auch „Entscheidungsunterstützungssystem“, „Ratgebersystem“ oder englisch: *(Clinical) Decision Support System (CDSS)*.

---

[33] Lungenentzündung, von gr. *πνευμων*, pneumon, dt. „Lunge“

[34] z.B. VILI = engl. „*ventilator-induced lung injury*“ oder VAP = engl. „*ventilator-associated pneumonia*“.

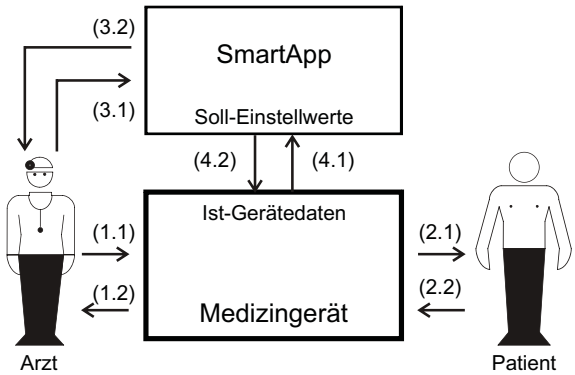

Abb. C.37: Systemarchitektur für die (semi)automatisierte Therapieführung. © S. Mersmann

Setzt dagegen eine *SmartApp* die Soll-Einstelldaten direkt und autonom am Medizingerät um (4.2), so handelt es sich um ein geschlossenes System oder auch autopilotierendes System oder englisch: *Automatic Control*, vgl. dazu Kap. 2.6.5. Wichtig hierbei ist, dass der Arzt jederzeit die Möglichkeit hat, die Verstellungen der *SmartApp* zu negieren und das Medizingerät manuell einzustellen.
Ist eine *SmartApp*, anders als in Abb. C.37, nicht über externe Schnittstellen, z.B. per RS232, LAN, WLAN o.ä., mit dem Medizingerät verbunden, sondern in selbigem untergebracht, so entsteht ein eingebettetes, internes System.
Schließlich und endlich charakterisiert auch noch die reaktive Zeitkonstante eine *SmartApp* als *atomar* gesteuert, wenn eine Adaptierung der Aktuatorik atemzugsweise oder gar intra-atemzugsweise geschieht. Oder aber als *situativ* gesteuert, wenn therapeutische Aktionen eher im Minutentakt ermittelt und umgesetzt werden und damit dem Zeitschema des behandelnden Arztes gleichkommen.

C.9.3 Techniken der Implementierung

Nachdem für eine zu entwickelnde *SmartApp* sowohl Zweckbestimmung als auch Konstruktionsprinzip definiert wurden, kann über die Technologie für eine adäquate Implementierung entschieden werden. Wenigstens die folgenden Technologien der Informatik haben sich dabei bis dato bewährt.

- Algorithmische, numerische Systeme ermitteln ihre jeweiligen Steuer- und Zielgrößen nach einer festen, zuweilen komplexen Berechnungsvorschrift. Hierunter fallen auch klassische Regelungssysteme und sonstige dynamische Systeme, die der mathematischen Kontrolltheorie folgen. Mit dieser Technologie werden häufig adaptive Gerätefunktionen umgesetzt.

- Wissensbasierte Systeme, Expertensysteme: Kennzeichnend für diese Technologie ist die strikte Trennung von prozeduralen und deklarativen Komponenten. Das jeweilige Anwendungsfeld wird Domäne genannt (z.B. Beatmung) und deklarativ in der Wissensbasis des Systems formalisiert. Hierin findet sich Faktenwissen, Episodenwissen ebenso wie Problemlösewissen, so wie es auch der menschliche Experte zum erfolgreichen Lösen eben jener Problemstellung anwenden würde. Inferenzmechanismen der prozeduralen Module eines wissensbasierten Systems sorgen dann für die logische Abarbeitung, also die Dynamik, gemäß den Inhalten der Wissensbasis. Die Disziplin der Entwicklung wissensbasierter Systeme ist das Knowledge-Engineering, bei der Wissensingenieure zusammen mit Domänenexperten - hier: Medizinern - die Expertise zur Problemstellung sukzessive und methodisch zusammentragen, modellieren, formalisieren und schließlich im Zielsystem integrieren und zur Ausführung bringen. Wissensbasierte Systeme eignen sich besonders für die Entwicklung Prozess-optimierender Applikationen.
- Fuzzy-Steuerungen benutzen die Axiome der unscharfen Mengen und logischen Operationen auf selbigen, um mit unklaren, vagen Sachverhalten umgehen zu können und somit die inhärenten Nachteile einer strikten, binären Logik zu vermeiden. Fuzzy-Logik findet häufig bei der Entwicklung Prozess-optimierender Applikationen Anwendung, kann aber durchaus auch für adaptive Gerätefunktionen sinnvoll sein.
- Hybride Technologien sind Kombinationen aus vorgenannten, die die jeweiligen Vorteile der einzelnen Technologien vereinen sollen. Beispiel: ein wissensbasiertes System, das Fuzzy-Logik zur Parameterqualifikation und - attributierung verwendet. Oder ein Expertensystem, das algorithmische, numerische Systeme zur Modellierung physiologischer Zusammenhänge nutzt.

C.9.4 Klinische Leitlinien zur Therapie-Unterstützung

Gerade *SmartApps*, die sich des Prozess-optimierenden Ansatzes bedienen, greifen für ihre Umsetzung gerne auf sogenannte *Klinische Leitlinien*, oder auch „Clinical (Practice) Guidelines“, zurück. Die „Agency for Health Care Policy and Research“ in den USA definiert eine klinische Leitlinie als "systematisch entwickelte Darstellungen und Empfehlungen mit dem Ziel, Ärzte und Patienten bei der Entscheidung über angemessene Maßnahmen der Krankenversorgung (Prävention, Diagnostik, Therapie und Nachsorge) unter spezifischen, medizinischen Umständen zu unterstützen". Nach dieser Vorgabe hat sich jüngst das Konzept der „Standard Operating Procedures“ (SOP) gebildet, mit dem auf nahezu allen medizinischen Fachgebieten Arbeitsanweisungen für das Vorgehen innerhalb eines Behandlungsprozesses entwickelt wurden. SOPs werden in der Regel papierbasiert vom Arzt, zum Beispiel in Form von Checklisten, Flowcharts oder Freitext, angewandt. Eine weitere Detaillierung, die auch der Implementierung von *SmartApps* zuträglich ist, führt den Begriff

des *klinischen Plans* (Clinical Protocol) ein und unterscheidet diese von einer klinischen Leitlinie wie folgt:

- Klinische Leitlinie: eine Sammlung von Anweisungen, Direktiven oder Prinzipien, die gegenwärtige oder zukünftige Regeln und Grundsätze liefert.
- Klinischer Plan: ein präziser und detaillierter Ablauf zur Untersuchung eines medizinischen Problems oder für die Durchführung eines Therapieregimes.

All diesen, der Prozessoptimierung dienenden Konzepten gemein ist die Tatsache, dass sie wirkungsvolle Instrumentarien für die Unterstützung und Etablierung der sog. „evidenz-basierten Medizin“ (EBM) sind. Im Leitartikel [70] zur EBM wird selbige definiert als „gewissenhafter, ausdrücklicher und umsichtiger Gebrauch der aktuell besten Beweise für Entscheidungen in der Versorgung eines individuellen Patienten“.
Inzwischen werden papierbasierte, klinische Leitlinien für nahezu alle medizinischen Anwendungsbereiche angeboten, sowohl von nationalen wie auch von internationalen Instituten. So verfügt beispielsweise das „National Guideline Clearinghouse“ in seinem Archiv zum gegenwärtigen Zeitpunkt über rund 600 verschiedene klinische Leitlinien und non-profit Organisationen wie das „Guideline International Network“ oder deren deutsches Gründungsmitglied, die Ärztliche Zentralstelle für Qualitätssicherung in der Medizin, beschäftigen sich ebenso wie die Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF) kontinuierlich mit Aufbau und Pflege von Datenbanken für klinische Leitlinien.
Dass sich solch ein Engagement durchaus rechnet, beweisen mittlerweile eine ganze Reihe von klinischen Studien, die wenigstens folgende Vorteile ermitteln konnten.

- Verbesserung der Therapiequalität
- Reduzierung der Therapiekosten
- Reduzierung der Liegezeiten
- Reduzierung von gerätespezifischen Komplikationen
- Reduzierung der Mortalitäts- und Letalitätsrate
- Standardisierung der Vorgehensweise
- Entlastung des klinischen Personals
- Optimierung der Therapie-Dokumentation
- Identifizierbarkeit von Verbesserungspotenzialen
- Fehlervermeidung bzw. -reduzierung

C.9.5 Therapie-Automatisierung am praktischen Beispiel: SmartCare/PS®

SmartCare/PS ist ein als Software-Option erhältliches kommerzielles Produkt für die Dräger-Beatmungsgeräte Evita XL (ab 2003) sowie Evita Infinity V500-Familie

(ab 2010), wobei der Produktnamenzusatz PS (*Pressure Support*) quasi den Einsatzbereich kennzeichnet, nämlich die druckunterstützte Beatmung CPAP/PS. Mit diesem wissensbasierten System wird mittels Computer-Programm ein klinischer Plan für die Entwöhnung von der künstlichen Beatmung automatisiert.
Bestimmungsgemäß soll die Invasivität der Beatmungstherapie - hier: die Druckunterstützung (PS) - sukzessive und periodisch durch Abarbeitung des hinterlegten klinischen Plans auf ein jeweils vorgegebenes Minimum reduziert werden, sodass schlussendlich der Patient vom Beatmungsgerät getrennt werden kann (Extubation). Zielgruppe sind sowohl pädiatrische als auch erwachsene Patienten, die hämodynamisch stabil sind und über eine adäquate Spontanatmung verfügen. Das Kontextdiagramm dieses konstruktiv im Beatmungsgerät integrierten Expertensystems zeigt Abb. C.38.

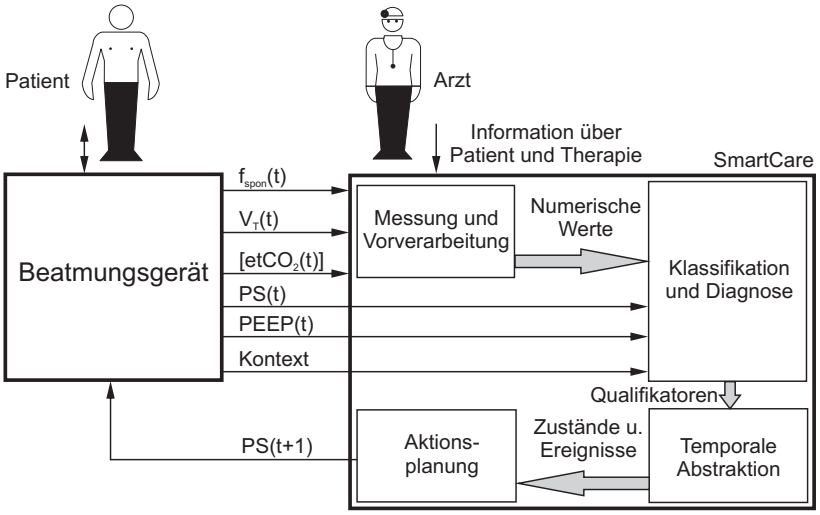

Abb. C.38: Kontextdiagramm von SmartCare/PS. © S. Mersmann

Nachdem SmartCare/PS vom Benutzer mit Informationen zum Patienten versorgt und anschließend gestartet wurde, beginnen zwei miteinander gekoppelte Verarbeitungsprozesse. Alle 5 Sekunden werden die per klinischem Plan definierten Eingangsgrößen - Messwerte, Einstellwerte und Kontextinformationen - vom Beatmungsgerät eingelesen, wobei Messwerte vorverarbeitet werden, um etwaige Spitzen zu glätten und so eine Trendbetrachtung zu ermöglichen. Sämtliche auf diese Weise gesammelten und vorgefilterten Daten gelangen anschließend alle zwei bzw. fünf Minuten in einen Inferenzprozess, der unter Nutzung der in der Wissensbasis hinterlegten, deklarativen Inhalte sowohl eine Diagnose der aktuellen Patientensituation sowie etwaige Therapie-Aktionen - hier: Änderung der Druckunterstützung PS - hervorbringt. Letztere werden dann zum Abschluss dieses zweiten Verarbeitungsprozesses autonom am Beatmungsgerät vorgenommen. Mit Kontextinformationen wie Alarmmeldungen und Statusänderungen, die SmartCare/PS zyklisch

vom Beatmungsgerät bekommt, ist es darüber hinaus möglich, auf spezifische Situationen zu reagieren. So kann die Abarbeitung des klinischen Plans vorübergehend angehalten werden, z.B. wenn die CO_2-Messung temporär ausgefallen ist oder aber die *SmartApp* beendet sich vollständig, z.B. wenn der Benutzer den Beatmungsmodus gewechselt hat.

Anhand der vom Benutzer beim Start der *SmartApp* gemachten Eingaben ergibt sich für den jeweiligen Patienten ein drei-dimensionaler, adäquat begrenzter Zustandsraum, bestehend aus den Größen spontane Atemfrequenz f_{spon}, Tidalvolumen V_T und endtidale CO_2-Konzentration [$etCO_2$]. Dieser Kubus ist die sogenannte *respiratorische Komfortzone*. Liegen die aktuell übermittelten und vorverarbeiteten Messwerte innerhalb dieses Kubus, so gilt der Patient als stabil und adäquat beatmet (Normale Ventilation). Die Zeit, die der Patient innerhalb des Kubus zubringt, wird berechnet und dient der Entscheidungsfindung, welcher Pfad des klinischen Plans als Nächstes zu durchlaufen ist, wobei temporäre „Kubusabweichler“ als Instabilitäten interpretiert und ggfs. toleriert werden.

Welche Kubus-Kriterien zu welchen Diagnosen führen und welche Änderungen diese auf die Zielgröße Druckunterstützung PS bewirken, ist in Tabelle C.3 dargestellt. Die dabei genutzten Grenzwerte der drei Messgrößen werden ebenfalls aus den initialen Benutzereingaben zum Patienten abgeleitet. Außerdem dargestellt sind weitere Schwellwerte der drei Parameter, die zur Entscheidungsfindung herangezogen werden. Der Kubus selbst wird dagegen durch die jeweiligen low-/high-Werte bestimmt.

Tabelle C.3: Klassifikation der Beatmung und resultierende Änderung der Druckunterstützung in mbar, n kann 2 oder 4 sein.

Klassifikation	f_{max}	V_T	$[etCO_2]$	PS
Schwere Tachypnoe	$f_{spon} < f_{spon,max}$	$V_T \geq V_{T,low}$	$[etCO_2] \geq [etCO_{2,inter}]$	+4
Ungenügende Ventilation	$f_{spon,low} \leq f_{spon} \leq f_{spon,max}$ $f_{spon,low} \leq f_{spon}$	- $0 \leq V_T < V_{T,low}$	$[etCO_2] \geq [etCO_{2,high}]$ -	+n
Hypoventilation	$0 \leq f_{spon} \leq f_{spon,low}$	$V_T \geq V_{T,low}$	$[etCO_2] \geq [etCO_{2,high}]$	+4
Zentrale Hypoventilation	$0 \leq f_{spon} \leq f_{spon,low}$	$0 \leq V_T < V_{T,low}$	$[etCO_2] \geq [etCO_{2,high}]$	0
Hyperventilation	$0 \leq f_{spon} \leq f_{spon,low}$	-	$0 \leq [etCO_2] < [etCO_{2,high}]$	-4
Unerklärbare Hyperventilation	$f_{spon} \geq f_{spon,high}$	$V_T \geq V_{T,low}$	$0 \leq [etCO_2] < [etCO_{2,inter}]$	0
Normale Ventilation	$f_{spon,low} \leq f_{spon} < f_{spon,high}$	$V_T \geq V_{T,low}$	$0 \leq [etCO_2] < [etCO_{2,high}]$	- n
Tachypnoe	$f_{spon,high} \leq f_{spon} < f_{spon,max}$	$V_T \geq V_{T,low}$	$[etCO_{2,inter}] \leq [etCO_2] < [etCO_{2,high}]$	+n

Mit der Synthese aller zuvor genannten Basisfunktionen, Prinzipien und Paradigmen ergibt sich nunmehr der in Abb. C.39 gezeigte klinische Plan, der dem SmartCare/PS zu Grunde liegt und die Entwöhnung von maschineller Beatmung automatisiert.

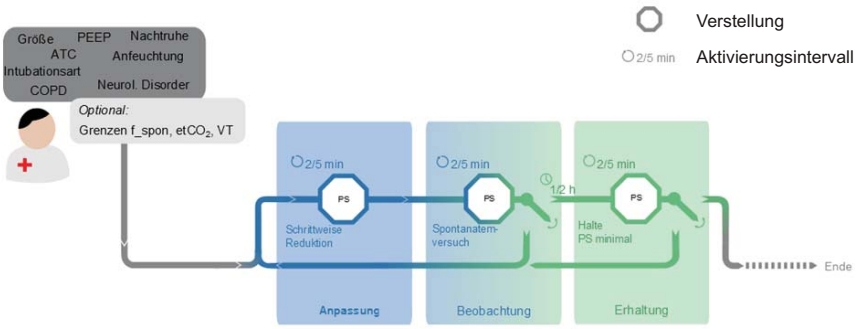

Abb. C.39: Übergeordnetes Ablaufdiagramm des klinischen Plans von SmartCare/PS. © S. Mersmann

Nachdem aus den Benutzereingaben beim Start der *SmartApp* Patienten-individuell die respiratorische Komfortzone, Zeitvorgaben für den Spontanatemversuch sowie Endkriterien für eine erfolgreiche Entwöhnung abgeleitet wurden, verzweigt das System in die erste von drei Therapiephasen. Jede dieser Therapiephasen verfolgt jeweils unterschiedliche Ziele. Auch kann der erfahrene Behandler die respiratorische Komfortzone, den Kubus, individuell einstellen und so institutionellen, patientenspezifischen oder sonstigen Rahmenbedingungen Rechnung tragen.

Anpassung. Die Beatmungsinvasivität des gerade in die automatisierte Therapie aufgenommenen Patienten soll schrittweise auf das zuvor ermittelte Minimum reduziert werden, wann immer die Beatmung stabil (Normale Ventilation) und ein schrittweise abnehmendes Zeitkriterium erfüllt ist (Trainingsplan).

Beobachtung. Hat die Anpassungphase die minimale Beatmungsinvasivität erreichen können, so wartet das System je nach Anfangsinvasivität 30 oder 60 Minuten und greift nur dann ein, wenn „Kubusabweichler“ nicht mehr toleriert werden können oder eine vorgegebene Stabilitätsdauer unterschritten wurde. Dies kommt einem elektronisch überwachten Spontanatemversuch gleich.

Erhaltung. Konnte die Beobachtungsphase ohne Abbruch durchlaufen werden, so wird der elektronische Spontanatemversuch als erfolgreich gemeldet und bei Nicht-Extubation (Entscheidung der Behandlers) versucht, den Therapie-Erfolg so lange als möglich zu bewahren und etwaigen „Kubusabweichlern“ entgegen zu wirken.
Für alle drei Therapiephasen sind entsprechende Kriterien definiert, die zurück in Nachbarphasen führen können. Dazu zählen insbesondere nicht tolerierbare Instabilitäten.

C.10 Aufgaben

1. Berechnen Sie die mechanische Leistung eines Hustenstoßes bei einem Erwachsenen. Nehmen Sie dazu an, dass beim Husten der Pleuradruck $p_{pleura,Husten}$ 200 mbar (Normalwerte bei Ruheatmung $p_{pleura,normal} < 5$ mbar) beträgt und dass dabei die Vitalkapazität VC in 80 ms ausgeatmet werden kann.

2. Berechnung der Ruhe-Atemfrequenz nach Otis et al. [71]: Betrachten Sie einen Patienten mit spontaner Atmung, bei dem die Ausatmung passiv erfolgt und das Zwerchfell nur während der Inspiration Atemarbeit verrichtet.
   Bei Berücksichtigung eines (kleinen) turbulenten Anteils ergibt sich für den Spannungs- bzw. Druckkumlauf in Abb. C.3 für p_{mus}

$$p_{aw} - p_{mus} = \frac{1}{C_{rs}} \cdot V + R_{rs} \cdot \dot{V} + K_{turbulent} \cdot \dot{V}^2 \cdot \mathrm{sgn}(\dot{V}) \tag{C.64}$$

   Bei Spontanatmung ist $p_{aw} = 0$, d.h.

$$-p_{mus} = \frac{1}{C_{rs}} \cdot V_{atem} + R_{rs} \cdot \dot{V}_{atem} + K_{turbulent} \cdot \dot{V}_{atem}^2 \cdot \mathrm{sgn}(\dot{V}_{atem}) \tag{C.65}$$

   Man beachte, dass im (üblichen und hier angewandten) Verbraucherzählpfeilsystem das Zwerchfell als Sogquelle trotz $p_{mus} < 0$ positiv zu zählende Arbeit an den Verbraucherimpedanzen verrichtet. Der inspiratorische Atemfluss sei durch eine sinusförmige Funktion gegeben:

$$\dot{V}_{atem} = \dot{V}_{max} \cdot sin(2\pi f \cdot t) \tag{C.66}$$

   Die durch die Atemmuskulatur erbrachte mechanische Atemarbeit pro Atemzug berechnet sich dann gemäß:

$$W_{mech,breath} = \int_0^{V_T} |p_{mus}| \, dV. \tag{C.67}$$

   Folgende Werte sind gegeben:

   - $C_{rs} = 0{,}1\ \ell$/mbar,
   - $R_{rs} = 3{,}6$ mbar · s / ℓ = 0,06 mbar·min / ℓ,
   - $K_{turbulent} = 1{,}5$ mbar · $s^2/\ell^2 = 4{,}167 \cdot 10^{-4}$ mbar · min^2/ℓ^2,
   - $\dot{V}_{alv} = 0{,}1\ \ell$/s = 6 ℓ/min,
   - $V_{tot} = 0{,}2\ \ell$.

Bestimmen Sie mit Hilfe der Gleichungen (C.66) - (C.64) und den gegebenen Werten die Atemfrequenz, bei der die vom Patienten aufzubringende Atemleistung minimal ist.

3. Beschreiben Sie etwaige physiologische Unterschiede zwischen einer Überdruck- und einer Unterdruckbeatmung.

4. Nennen Sie 3 Variablen der Beatmung, die geeignet sind, die Beatmung sicher zu überwachen (z.B. fragen Sie: was ist lebensnotwendig? Was ist lebensbedrohlich?). Formulieren Sie die Art der Absicherung (z.B. 'muss größer sein als ..').

5. Zeigen Sie die Äquivalenz des PI-Reglers $(1 + \frac{1}{T_N s})$ zu einer Störaufschaltung des Patientenflows unter der Annahme, dass dieser gleich dem mit T_N Tiefpassgefilterten Stellflow ist.

6. Stellen Sie in der Simulation die analog ausgelegte Regelung auf eine digitale Regelung mit $T_0 = 10$ ms um $(1/s \rightarrow 1/z)$ und vergleichen Sie die Regelungsergebnisse.

7. Welche Konstruktionsprinzipien für Therapie-Automatisierung gibt es?

8. Wie unterscheiden sich diese voneinander?

9. Klassifizieren Sie SmartCare/PS hinsichtlich Konstruktionsprinzip, Systemarchitektur, Funktionsprinzip und Implementierungstechnik

10. (**Sonderaufgabe Online-Version**) Welchen Durchmesser muss eine Blende haben (z.B. eingangs der Flowröhre), die in der Anordnung von Ibsen (Abb. C.11) einen Luftstrom von 5 ℓ/min bei einem Vordruck (= Überdruck) von a) 1 bar, b) 5 bar erzeugt?
    Nehmen Sie vereinfachend an, dass die Geschwindigkeit konstant über der Austrittsfläche ist. Damit kann der Durchfluss durch die Gleichung für eine überkritische Dosierung mit $\Psi = \Psi_{max} = 0,48$ beschrieben werden:

$$\dot{m} = p_{1abs} \cdot A \cdot \Psi \sqrt{\frac{2 \cdot M}{R \cdot T_1}} \tag{C.68}$$

    Welche Austrittsfläche gegen Atmosphäre liegt am T-Stück vor, wenn ein Mitteldruck von 10 mbar am Patienten anliegt? Verwenden Sie dazu

$$\dot{V} = u \cdot A \tag{C.69}$$

    für eine turbulente Strömung und die Bernoulli Gleichung

$$p_{dyn} = \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot u^2 \tag{C.70}$$

    Wie ändert sich der Mitteldruck, wenn nur der Vordruck um 10 % erhöht wird?