

Aus der Abteilung für Anästhesiologie und Intensivmedizin
der Park-Klinik Weissensee
Akademisches Lehrkrankenhaus der Charité–Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Evaluation eines Simulationsmodells zur Untersuchung
intrapulmonaler Gasverteilungsstörungen unter
Beatmungsbedingungen mit Hilfe zweier Notfall-Beatmungsgeräte**

Zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

Vorgelegt der Medizinischen Fakultät der Charité-
Universitätsmedizin Berlin

von

Reinhart Kunze
aus Jonsdorf

Dekanin: Prof. Dr. med. Annette Gruters-Kieslich

Gutachter:

1. Priv.-Doz. Dr. med. M. Hensel
2. Prof. Dr. med. H.-D. Stober
3. Prof. Dr. med. M. Deja

Datum der Promotion: 30. November 2012

Meiner Frau Steffi und den Kindern
Maren und Christoph

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Af	Atemfrequenz
AMV	Atemminutenvolumen
APRV	Airway Pressure Release Ventilation
ARDS	Acute Respiratory Distress Syndrome
ASB	Assisted Spontaneous Breathing
ASL 5000	Active Servo Lung Simulator 5000
BIPAP	Biphasic Positive Airway Pressure
C	Compliance
CO ₂	Kohlendioxyd
COPD	Chronic Obstructive Pulmonary Disease
CPAP	Continuous Positive Airway Pressure
DC	direct current (Gleichstrom)
Δp	Druckänderung
ΔV	Volumenänderung
EIT	Elektrische Impedanz Tomographie
FiO ₂	Fraction of inspired Oxygen
IGSF	Institut für Gesundheits-System-Forschung Kiel
$\int \Delta V$	Integral der Volumenänderung
IPPV	Intermittent Positive Pressure Ventilation
MW	Mittelwert
n	Anzahl
NIV	Non-Invasive Ventilation
PCV	Pressure-Controlled Ventilation
PEEP	Positive End-Expiratory Pressure
p _{elast.}	Elastischer Druck
PIP	Positive Inspiratory Pressure
p _{max.}	Maximaler Druck
p _{peak}	Spitzendruck
p _{plat.}	Plateaudruck
p _{res.}	Resistiver Druck
R	Resistance
SF 6	Schwefelhexafluorid
SIMV	Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation
T	Zeitkonstante Tau
Tab.	Tabelle
t _{exp.}	Expirationszeit
t _{insp.}	Inspirationszeit
TL	Testlunge
V	Volumen
\dot{V}	Flow
VCV	Volume-Controlled Ventilation
V _T	Tidalvolumen
WHO	World Health Organization
ZEEP	Zero End-Expiratory Pressure

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....	4
1. EINLEITUNG.....	7
1.1 EPIDEMIOLOGIE DES AKUTEN LUNGENVERSAGENS.....	7
1.2 PATHOPHYSIOLOGIE DES AKUTEN LUNGENVERSAGENS	8
1.3 BEATMUNGSTHERAPIE UND BEATMUNGSGERÄTE.....	10
1.3.1 Druckkontrollierte Beatmung (PCV).....	10
1.3.2 Volumenkontrollierte Beatmung (VCV).....	10
1.3.3 Charakteristik von Notfallrespiratoren.....	11
1.4 RESPIRATORISCHE MODELLSYSTEME.....	12
2. HERLEITUNG DER AUFGABENSTELLUNG.....	13
3. MATERIAL UND METHODE	14
3.1 BESCHREIBUNG DES MESSAUFBAUS	14
3.2 CHARAKTERISIERUNG DER UNTERSUCHTEN BEATMUNGSGERÄTE	16
3.2.1 Oxylog 3000, Dräger Medical AG & Co. KGaA, Netherlands.....	16
3.2.2 BREAS LTV 1000, Pulmonetic Systems Inc., USA	18
3.3 CHARAKTERISTIK DES LUNGENSIMULATORS ASL 5000, INGMAR MEDICAL	19
3.4 KONFIGURATION DER BEATMUNGSPARAMETER	21
3.5 KONFIGURATION DES LUNGENSIMULATORS ASL 5000.....	21
4. ERGEBNISSE	26
4.1 ERGEBNISSE LTV 1000	26
4.1.1 Druckkontrollierte Beatmung – Complianceänderung	27
4.1.2 Volumenkontrollierte Beatmung - Complianceänderung	30
4.1.3 Druckkontrollierte Beatmung – Resistanceänderung	33
4.1.4 Volumenkontrollierte Beatmung – Resistanceänderungen.....	36
5. DISKUSSION	41
6. ZUSAMMENFASSUNG	46
7. LITERATURVERZEICHNIS.....	47

8. ANHANG	50
8.1 WERTETABELLEN LTV 1000	50
8.2 ABBILDUNGS- UND TABELLENVERZEICHNIS	52
8.3 EINHEITEN UND SYMBOLE	54
9. DANKSAGUNG	55
10. CURICULUM VITAE	56
11. ERKLÄRUNG AN EIDES STATT	57

1. Einleitung

1.1 Epidemiologie des akuten Lungenversagens

Seit vielen Jahren nimmt die Zahl der beatmungspflichtigen Patienten sowohl im stationären als auch im prähospitalen Bereich zu. Ein wesentlicher Grund dafür ist die steigende Inzidenz schwerer pulmonaler Erkrankungen. Laut WHO Statistik von 2009 standen bei den häufigsten Todesursachen von Frauen und Männern im Jahr 2007 die Chronisch Obstruktive Lungenerkrankung (COPD) an sechster und die Lungenentzündung an siebenter Stelle [46]. Das Institut für Gesundheits-System-Forschung Kiel (IGSF) prognostiziert bis zum Jahr 2030 eine Zunahme Erkrankter pro 100.000 Einwohner bei der COPD um 31% (bis 2050 um 47%) und bei der ambulant erworbenen Lungenentzündung um 79% (bis 2050 um 198%) [6]. Erkrankungen wie ausgeprägte COPD, ambulant erworbene Pneumonien mit immer resistenteren Erregern, Lungenversagen im Rahmen septischer Geschehen, aber auch schwere pulmonale Schäden bei polytraumatisierten Patienten und schwere Schädel-Hirn-Traumen erfordern eine immer intensivere und auf den Bedarf des einzelnen Patienten optimal abgestimmte Beatmungsform. Dies trifft sowohl für den stationären Sektor, wie auch für den Bereich der prähospitalen Notfalltherapie und der Interhospitaltransporte zu. In den letzten Jahrzehnten wurden deshalb im Bereich der Intensivtherapie die Beatmungsgeräte ständig modernisiert und verschiedene softwaregesteuerte Beatmungsformen wie z.B. Biphasic Positive Airway Pressure (BIPAP) und Airway Pressure Release Ventilation (APRV) neu in die Geräte integriert. Ähnliche Anforderungen bestehen auch im Bereich der Notfallmedizin, wie Schüttler et al. [43] in einer Untersuchung zur Effizienz der notärztlichen Therapie bei Patienten mit Schädel-Hirn-Trauma bzw. Polytrauma zeigen konnten. Das Outcome dieser speziellen Patientenkollektive scheint mit der Qualität der präklinischen Beatmung zu korrelieren. Hier spielt vor allem die Anpassung an die Pathomechanismen der Atemstörungen eine entscheidende Rolle.

1.2 Pathophysiologie des akuten Lungenversagens

Anlass für eine Beatmungstherapie ist meist eine akute respiratorische Insuffizienz verschiedener Genese.

Ursache für die respiratorische Insuffizienz kann ein Versagen der Atempumpe (ventilatorische Insuffizienz = Störung der CO₂-Elimination) oder ein Versagen der Lungenparenchymfunktion (pulmonale Insuffizienz = Störung der Diffusion und damit der Oxygenation) sein. Indikationen zur maschinellen Atemunterstützung sind seltener reine Oxygenationsstörungen, sondern meist ein Versagen der Atempumpe oder Mischformen aus beiden Störungen.

Bei der dann einzuleitenden Beatmungstherapie müssen bestimmte mechanische Eigenschaften des respiratorischen Systems (Atemwege/Lunge) überwunden werden. Zur Vereinfachung pathophysiologischer Betrachtungen werden die Atemwege des Patienten häufig modellhaft abstrahiert und als System bestehend aus einer zylindrischen Röhre mit einem Strömungswiderstand Resistance (R) und einem elastischen Balg mit einer Dehnbarkeit Compliance (C) angesehen. Um einen Gasfluss durch dieses System zu erzeugen ist eine Druckdifferenz (Δp) zwischen Anfang und Ende des Röhrensystems notwendig. Dieser Druckgradient muss zwei entgegengesetzte Drücke überwinden, den resistiven Druck ($p_{res.}$) und den elastischen Druck ($p_{elast.}$). Dieser Sachverhalt wird durch die Bewegungsgleichung des respiratorischen Systems ausgedrückt: $\Delta p = p_{res.} + p_{elast.}$

Somit wird die Atemmechanik eines Patienten von zwei Funktionsgrößen bestimmt: Erstens, von der Resistance als Maß für die Strömungswiderstände des respiratorischen Systems und zweitens, von der Compliance als Maß für die elastischen Eigenschaften des respiratorischen Systems.

Die Resistance wird definiert als Verhältnis der treibenden Druckdifferenz (Δp) zwischen Atmosphäre und Alveolen und dem pro Zeiteinheit durchströmenden Atemgasvolumen Flow (\dot{V}): $R = \Delta p / \dot{V}$, angegeben in mbar/l/s. Beim lungengesunden Menschen beträgt die Resistance 1-3 mbar/l/s. Bei Erhöhungen der Resistance, sogenannten obstruktiven Ventilationsstörungen, kann der Atemwegswiderstand bis auf das zehnfache des Normalwertes ansteigen [20;31;33].

Obstruktive Ventilationsstörungen können vielfältige Ursachen haben, z.B. Bronchospasmus, Lungenemphysem, (zu kleiner) Endotrachealtubus bzw. Trachealkanüle, Schleimhautschwellung, Sekretretention sowie Fremdkörper oder Tumorstenosen.

Die Compliance als Maß für die Dehnbarkeit der Lunge wird definiert als das Verhältnis von Volumenänderung (ΔV) zu der damit verbundenen Druckänderung Δp : $C = \Delta V / \Delta p$, angegeben in ml/mbar. Für klinische Belange errechnet sich die Compliance (statische Compliance) unter maschineller Beatmung aus dem Quotienten des expiratorisch gemessenen Atemzugvolumens (V_T) und der Druckdifferenz zwischen endexpiratorischem Plateaudruck ($p_{\text{plat.}}$) und positiv endexpiratorischem Druck (PEEP). Sie beträgt beim lungengesunden intubierten Patienten 50-70 ml/mbar [20;31;33].

Verringerungen der Compliance, sogenannte restriktive Ventilationsstörungen, werden unter anderem durch nachfolgende Erkrankungen verursacht: ARDS (Acute Respiratory Distress Syndrom), Pneumonie, Lungenödem, Lungenfibrose, Atelektasen, Aspiration, Pneumothorax, Zwerchfellhochstand.

Neben den Einflüssen von Resistance und Compliance ist die Verteilung des Atemgases (Distribution) in den einzelnen Lungenabschnitten für den Erfolg einer Beatmungstherapie von großer Bedeutung. Ursache für eine diskontinuierliche Verteilung sind regionale Veränderungen von Resistance und Compliance in den verschiedenen Lungenkompartimenten [18].

Als sogenannte Lungenkompartimente werden Lungenareale zusammengefasst, welche dieselben atemmechanischen Eigenschaften (gleiche Resistance und Compliance) aufweisen. Jedes Kompartiment ist charakterisiert durch eine bestimmte Zeitkonstante T (Tau), die sich aus dem Produkt von regionaler Resistance und Compliance ergibt: $T = R \times C$. Sie gibt jene Zeit an, die benötigt wird um 63% des Tidalvolumens auszuatmen. Für eine gesunde Lunge beträgt sie 0,2 Sekunden. Eine leicht unterschiedliche Verteilung der Ventilation über die gesamte Lunge findet sich bereits bei gesunden Probanden. Bei Patienten mit COPD und Pneumonie treten erhebliche Unterschiede in den Zeitkonstanten einzelner Lungenkompartimente auf.

Bei einer regionalen Erhöhung der Resistance und normaler Compliance ergibt sich eine größere Zeitkonstante (langsames Kompartiment) und damit eine zu späte und ungenügende Ventilation dieses Lungenareals [10;21;31;34].

Im Falle einer erniedrigten Compliance und normaler Resistance ergibt sich eine kleine Zeitkonstante (schnelles Kompartiment) welches rasch, aber mit unzureichendem Volumen ventiliert wird.

Nach bisheriger Ansicht [1;31;45] kommt es vor allem bei volumenkontrollierter Beatmung mit endinspiratorischem Plateau dazu, dass das applizierte Volumen zum größten Teil vom Kompartiment mit der kleineren Zeitkonstante aufgenommen wird. Nach Beendigung der Inspiration, in der sogenannten „no flow Phase“ soll es zu einer Umverteilung eines Teiles des applizierten Gasvolumens vom schnelleren Kompartiment in das langsamere Kompartiment kommen. Das Volumen dieser intrapulmonalen Gasumverteilung wird als „Pendelluft“ bezeichnet [33;37;39]. Diese entsteht nach Meinung o.g. Autoren nicht oder kaum bei druckkontrollierter Beatmung.

1.3 Beatmungstherapie und Beatmungsgeräte

1.3.1 Druckkontrollierte Beatmung (PCV)

Die druckkontrollierte Beatmung ist heute im europäischen Raum in der Intensivmedizin die am häufigsten angewandte Beatmungsform. Am Beatmungsgerät werden ein maximaler Beatmungsdruck (PIP) und eine Druckerhöhungsgeschwindigkeit eingestellt. Durch den konstanten Druck entsteht ein dezelerierender Flow von dem man sich eine gleichmäßige Belüftung aller Lungenanteile bei lungenschonender Beatmung verspricht. Daraus ergeben sich Einsatzindikationen bei allen schweren Erkrankungen der Lunge in der Intensivmedizin. Nachteilig wirkt sich aus, dass bei Veränderungen der Atemmechanik (Complianceverminderung, Resistanceerhöhung) der eingestellte Beatmungsdruck vor der vollständigen Insufflation des beabsichtigten Atemzugvolumens erreicht wird. Somit kann es zu einer Hypoventilation mit Hyperkapnie kommen.

1.3.2 Volumenkontrollierte Beatmung (VCV)

Die volumenkontrollierte Beatmung besitzt wiederum in der Intensivmedizin nur begrenzte Einsatzindikationen. Am Beatmungsgerät werden ein Atemzug- oder Tidalvolumen (V_T) und ein Flow eingestellt.

Das Tidalvolumen wird mit konstantem Flow auch bei Veränderungen der Atemmechanik ohne Rücksicht auf hohe intrapulmonale Drücke und damit lungenschädigende Überblähungen appliziert. Vorteilhaft ist bei dieser Beatmungsform ein relativ konstantes Atemminutenvolumen (AMV) mit konstanten CO₂-Werten. Daraus ergeben sich Einsatzindikationen bei der Beatmung von isolierten Schädel-Hirn-Traumata, bei der kardio-pulmonalen Reanimation und bei der Narkosebeatmung der gesunden Lunge. Aufgrund der Einfachheit und Sicherheit wird dieser Beatmungsmodus in der Regel auch in der prähospitalen Notfallmedizin genutzt [36].

Eine Überblähung der Lunge versucht man bei der volumenkontrollierten Beatmung mitunter durch den Einsatz einer inspiratorischen Druckbegrenzung zu erreichen. Dies geht allerdings zu Lasten der Volumenkonstanz. Beatmungsgeräteeinstellungen, welche bei beiden Beatmungsmodi zur Anwendung kommen, sind Atemfrequenz (Af), Verhältnis Inspiration zu Expiration (I:E), inspiratorische Sauerstoffkonzentration (FiO₂) und positiv endexpiratorischer Druck (PEEP). Letzterer hat eine wesentliche Bedeutung bei der lungenschonenden Beatmung, da er bei richtiger Einstellung einmal belüftete Lungenabschnitte offen halten und somit zyklische Überblähungen benachbarter Alveolen und das damit verbundene Auftreten von nachteiligen Scherkräften verhindern kann.

1.3.3 Charakteristik von Notfallrespiratoren

Notfallrespiratoren werden im Rettungsdienst und innerklinisch zum Patiententransport eingesetzt. Sie sollten leicht, kompakt und robust sein, netzunabhängig und gassparend arbeiten und einfach zu bedienen sein. Atemfrequenz, I:E-Verhältnis, V_T, AMV und FiO₂ sollten nicht wesentlich von den eingestellten Werten abweichen. Das expiratorische AMV und der endexpiratorische CO₂-Partialdruck sollten gemessen werden. Akustische und optische Alarmfunktionen müssen für Maximaldruck, Diskonnektion, Apnoe und niedrigen Vordruck gegeben sein [28;41].

Moderne Notfallrespiratoren wie der LTV 1000 und der Oxylog 3000 arbeiten wie Intensivrespiratoren mikroprozessorgesteuert. Sie verfügen über alle gängigen druck- und volumenkontrollierten Beatmungsmodi.

Außerdem verfügen sie über eine integrierte Einstellung des PEEP, stufenlose Einstellung der FiO_2 und ein Display, auf dem alle relevanten Beatmungsparameter und teilweise auch Beatmungskurven angezeigt werden [41].

1.4 Respiratorische Modellsysteme

Die in vivo-Darstellung von Ventilationsstörungen konnte in der Vergangenheit in der Regel nur an Tiermodellen durchgeführt werden. Bei Patienten mit pulmonalen Erkrankungen ist eine solche Untersuchung mit Hilfe der 6-Inertgas-Technik möglich. Dabei werden den Patienten die Inertgase SF₆ (Schwefelhexafluorid), Äthan, Cyclopropan, Halothan/Enfluran, Diäthyläther und Aceton in Glukose- oder Kochsalzlösung gelöst infundiert. Die Gaskonzentrationen im arteriellen und gemischtvenösen Blut, sowie in der Expirationsluft werden gaschromatographisch bestimmt. Mit den einzelnen Messwerten werden anschließend Ventilation und Perfusion für 50 hypothetische Lungenkompartimente errechnet. Der Methode liegt die Erkenntnis zugrunde, dass die Menge an expiriertem Gas gleich der Gehaltsdifferenz zwischen gemischt-venösem und arteriellem Blut ist. Dieses Verfahren ist allerdings labortechnisch sehr aufwendig und damit für Routineuntersuchungen nicht geeignet [9]. Alternativ können nuklearmedizinische und radiologische Methoden sowie die elektrische Impedanztomographie (EIT) eingesetzt werden [26;29]. Allerdings sind diese Verfahren ebenfalls aufwendig und teuer und die Interpretation der Daten ist aufgrund der beschriebenen Komplexität oftmals schwierig [46]. Die elektrische Impedanztomographie ist in Form des Gerätes PulmoVista 500 seit Mitte 2011 auf dem Markt und muss nun ihre Kompetenz bei der Darstellung von Ventilations- und Distributionsstörungen am Patientenbett beweisen [19].

Um die Funktion von Beatmungsgeräten zu überprüfen und um Beatmungsmodi zu entwickeln, die eine respiratorische Insuffizienz am Besten therapieren können, setzt man unter in vitro-Bedingungen computersimulierte respiratorische Modellsysteme ein.

Der in vorliegender Untersuchung benutzte Active Servo Lung Simulator 5000 (ASL 5000) ist eine Kombination aus passivem und aktivem Lungensimulator mit digital kontrolliertem Zylinder zur Simulation von Einkompartiment-, Zweikompartiment- und Mehrkompartimentmodellen.

In den jeweiligen Kompartimenten können Compliance und Resistance programmiert sowie eine Druck-Feedback-Schleife abgeleitet werden. Dabei wird vor allem auf die atemdynamischen Parameter Einfluss genommen.

2. Herleitung der Aufgabenstellung

In der vorliegenden Untersuchung wurde ein Zweikammer-Lungenmodell mit dem Lungensimulator ASL 5000 so konfiguriert, dass ein Kompartiment oder Lungenabschnitt mit normalen Resistance- bzw. Compliance-Werten ausgestattet wurde und das zweite Kompartiment oder Lungenabschnitt mit Werten, welche pathologische Lungenveränderungen oder Lungenerkrankungen durch Definition von entsprechenden Resistance- bzw. Compliance-Werten widerspiegelten. Dabei blieb z.B. bei einseitiger Resistanceänderung die Gesamtcompliance für beiden Kompartimente und damit das physikalische Modell des Thorax konstant. Vergleichbar blieb bei einseitiger Complianceänderung die Resistance für beide Kompartimente konstant.

Gute Beatmungsgeräte sollten in der Lage sein, diese Ventilationstörungen auszugleichen. Bei Intensivbeatmungsgeräten sind solche Eigenschaften nachgewiesen. Ob die neuere Generation von Notfall-(Transport) Respiratoren, wie sie im Rettungsdienst zur Verfügung stehen, gleiche Möglichkeiten besitzt, soll folgende Untersuchung am Beispiel der Notfallbeatmungsgeräte LTV 1000 und Oxylog 3000 zeigen.

3. Material und Methode

3.1 Beschreibung des Messaufbaus

Unter Berücksichtigung der in der Einleitung beschriebenen Problematik der spezifischen Messungen der atemdynamischen Parameter unter verschiedenen programmierten Resistance- und Compliancewerten und den genauen Messungen der applizierten Tidalvolumina, der daraus resultierenden Atemwegsdrücke und der generierten Atemgasflüsse innerhalb der einzelnen, getrennt programmierten Lungenabschnitte (Kompartimente 1 und 2) wurde der nachfolgend beschriebene Simulationsmodell Aufbau gewählt. In diesem Modellaufbau kamen neben dem extern programmierbaren Lungensimulator ASL 5000® ein Rechner zur Steuerung und Speicherung der gewonnenen Daten des Simulators sowie der Daten aus den Beatmungsgeräten, die Notfallbeatmungsgeräte und die dafür notwendigen Zubehörteile zur Anwendung. In der Abbildung 1 wird der Simulationsmodell Aufbau skizzenhaft dargestellt.

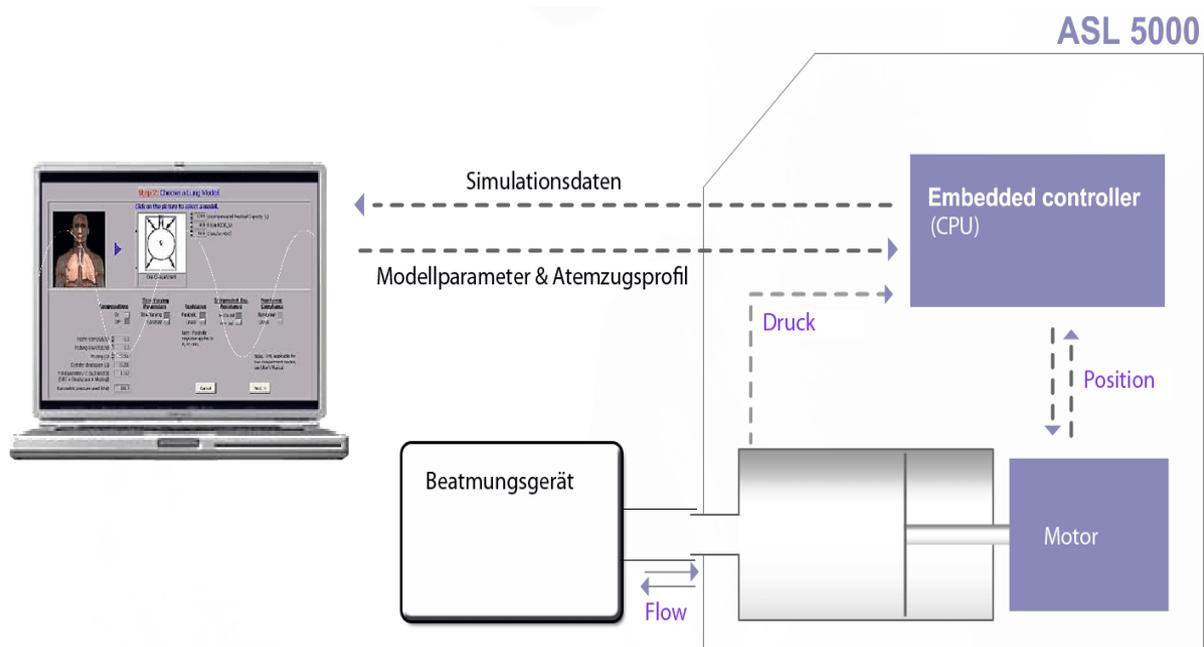


Abb.1 Schematische Darstellung des Simulationsmodells [14]

Die zu untersuchenden Beatmungsgeräte wurden an eine mit 200 bar gefüllte Sauerstoffflasche (Air Products Hattingen) mit einem Druckminderer (Oxyway, Weinmann Hamburg) für 4,5 bar angeschlossen, um den Gerätestart und die vorgegebene Atemgasmischung zu realisieren. Die Beatmungsgeräte wurden mit folgenden Parametern eingestellt:

Die Atemfrequenz (A_f) wurde auf 10 Atemhübe pro Minute und das Atemzeitverhältnis (Inspirationszeit/Expirationszeit; $t_{\text{insp.}}/t_{\text{exp.}}$) auf 1:2 festgelegt, was einer konstanten Inspirationszeit von 2 Sekunden entsprach. Die Einstellung der Atemhubvolumina (Tidalvolumina; V_T) erfolgte anhand der digitalisierten Anzeigen am Beatmungsgerät. Die fraktionierte inspiratorische Sauerstoffkonzentration (FiO_2) wurde auf 0,5 eingestellt. Das entspricht einer inspiratorischen Sauerstoffkonzentration von 50% des Atemgasgemisches.

Die Beatmung erfolgte ohne Positiven Endexpiratorischen Druck (d.h. PEEP = 0 = ZEEP). Bei den Untersuchungen im volumenkontrollierten Beatmungsmodus wurde das Drucklimit auf 60 mbar festgelegt. Diese Atemwegsdruckbegrenzung wurde jedoch in keinem Fall erreicht. Der Barometerdruck wurde kontinuierlich gemessen und blieb während des gesamten Untersuchungszeitraums konstant. Die Raumtemperatur betrug konstant 21° Celsius, die relative Luftfeuchtigkeit 50%. Der Anschluss der Beatmungsgeräte erfolgte über die dazugehörigen Beatmungsschläuche direkt an den Simulator. Vor Messbeginn erfolgten die Geräteselbsttests der Beatmungsgeräte mit einer Testlunge (Dräger TL 8403201). Die Testung des Beatmungssystems auf Dichtigkeit wurde mittels Testlunge (Siemens Typ 190) durchgeführt. Danach erfolgte eine Nullkalibrierung des Messsystems. Der verwendete Active Servo Lung Simulator (ASL 5000TM IngMar Medical) führte eine Autokalibration durch.

Für die Funktionsüberprüfungen fanden volumenkontrollierte Beatmungen (Volume Controlled Ventilation; VCV) mit Tidalvolumina (V_T) von 500 und 750 ml statt. Im druckkontrollierten Beatmungsmodus (Pressure Controlled Ventilation; PCV) wurde mit positiven inspiratorischen Drücken (PIP) von 20, 25 und 30 mbar beatmet. Die Auswertungen der gemessenen Beatmungsparameter erfolgten für die Beatmungsdrücke in mbar, für die applizierten Volumina in ml und für die Atemgasflüsse in ml/s.

Die Konfiguration des Lungensimulators als Zweikompartimentmodell erfolgte mittels Computer, ebenso die Datenaufzeichnung und Speicherung im Zeitabstand von zwei Millisekunden. Zur Datenauswertung kamen jeweils fünf stabile Einzelmessungen pro Geräteeinstellung.

3.2 Charakterisierung der untersuchten Beatmungsgeräte

3.2.1 Oxylog 3000, Dräger Medical AG & Co. KGaA, Netherlands

Der Oxylog 3000 der Firma Dräger Medical ist ein Beatmungsgerät zur Notfall- und Intensivtransportbeatmung. Er arbeitet zeitgesteuert, volumenkonstant und druckkontrolliert. Die Zeitsteuerung erfolgt durch den kontinuierlichen Atemgasfluss während der Inspirationsphase. Die Inspirationszeit ist von 0,2 bis 10 Sekunden wählbar. Das Atemhubvolumen (V_T) ist von 50 bis 2000 ml einstellbar. Dabei wird dieses Volumen nach Körpertemperatur (37° C) und Umgebungsdruck kalibriert. Die volumenkonstante Applikation wird durch einen konstanten Atemgasfluss realisiert. Der maximale inspiratorische Gasfluss beträgt 100 l/min bei einem Gasversorgungsdruck von mehr als 3,5 bar. Unterhalb dieser Grenze werden maximal 80 l/min Atemgasfluss generiert. Während der druckkontrollierten Beatmung erfolgt der Maximalatemgasfluss als ein dezellerierender Gasfluss bis zum Erreichen des eingestellten Maximaldruckwertes (p_{max}). Dadurch sind folgende Beatmungsformen mit diesem Beatmungsgerät durchführbar:

- Volumenkontrollierte Beatmung, Intermittent Positive Pressure Ventilation (IPPV)
- Druckkontrollierte Beatmung, hier Biphasic Positive Airway Pressure (BIPAP)
- Synchronisierte intermittierende mandatorische Beatmung, Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation (SIMV)
- Kontinuierlicher positiver Atemwegsdruck, Continuous Positive Airway Pressure (CPAP)

Die Beatmungsformen BIPAP, SIMV und CPAP sind jeweils atemunterstützend mit einstellbarer Atemdruckunterstützung auf dem Spontanatemniveau möglich. Diese Beatmungsform wird dann als druckunterstützte Spontanatmung, Assisted Spontaneous Breathing (ASB) bezeichnet.

Als Sonderformen sind die Apnoe-Ventilation und die nichtinvasive Ventilation (NIV) mittels Maskenbeatmung verfügbar.

Der Oxylog 3000 ist mit einem Monitoring für expiratorisches Minutenvolumen (MV), Tidalvolumen (V_T), Atemfrequenz (Af), positiv endexpiratorischen Druck (PEEP) sowie einer Kalkulation der inspiratorischen Sauerstoffkonzentration (FiO_2) ausgestattet. Der interne Kontrollatemgasfluss beträgt 0,1 bis 0,5 l/min.

Darüber hinaus werden der Spitzendruck (p_{peak}), der Plateaudruck ($p_{plat.}$) sowie das Atemminutenvolumen und die Atemfrequenz bei Spontanatmung angezeigt. Akustische und optische Alarme existieren für alle überwachten Beatmungsparameter. In Abbildung 2 wird das Gerät Oxylog 3000 dargestellt.

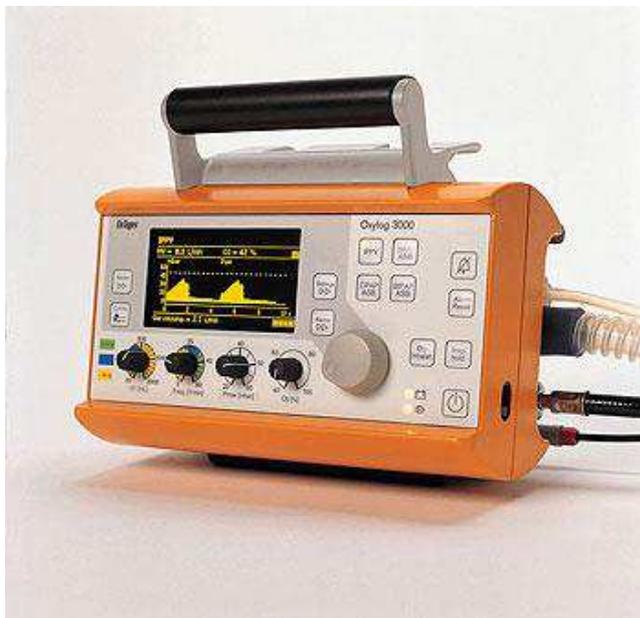


Abb.2 Darstellung des Beatmungsgerätes Oxylog 3000 [17]

Für die Energieversorgung stehen ein interner Akkumulator (19 V DC) und ein Netzanschluss für Wechselstrom bzw. Gleichspannungsbordnetz zur Verfügung. Als Sauerstoffquelle und Antriebsgas fungiert ein Sauerstoffdruckbehälter von 2,7 bar. Auch eine reine Druckluftbeatmung ist möglich.

Die Atemgasdosierung beim Oxylog 3000 wird über ein intermittierendes Konstant-Flow-System (Flowzerhacker-Prinzip) realisiert. Dabei wird der Gasstrom, der vom Druckminderer der Sauerstoffflasche geliefert wird, über eine Venturidüse geleitet, wobei zusätzlich Umgebungsluft in den Gasmischer angesaugt wird.

Während der Expirationsphase (Atempause) wird der Gasstrom über eine Steuereinheit (Flowdosierventil) unterbrochen. Der Flow ist deshalb abhängig vom Tidalvolumen (V_T), dem I:E-Verhältnis und der FiO_2 -Einstellung. Die Messung des Atemgasflusses wird mittels bidirektionaler mechanoelektrischer Sensoren vorgenommen [17;27].

3.2.2 BREAS LTV 1000, Pulmonetic Systems Inc., USA

Der LTV 1000 ist nach Herstellerangaben als Beatmungsgerät für den Notfalleinsatz und Interhospitaltransfer konzipiert. Die Beatmung kann zeitgesteuert, volumen- bzw. druckkontrolliert sowie druckunterstützt erfolgen. Die Zeitsteuerung wird über eine Inspirationszeit von 0,3 bis 9,9 Sekunden bei 100 l/min Gasfluss gewährleistet.

Weiterhin können Beatmungsmodi wie SIMV, CPAP sowie eine Apnoeventilation (Apnoe-Backup) realisiert werden. Ebenso verfügt der LTV 1000 über die Option der nichtinvasiven Beatmung (NIV). Darüber hinaus ist eine Option für die statische Compliance- und Auto-PEEP-Messung vorhanden.

Das Monitoring des Beatmungsgerätes besitzt eine numerische Anzeige für Atemfrequenz, I:E-Verhältnis, Atemminutenvolumen, Tidalvolumen, maximalen Beatmungsdruck und positiv endexpiratorischen Druck. Die Beatmungsdruck- oder Atemgasflusskurven können nur optional extern sichtbar gemacht werden. Für die Energieversorgung stehen verschiedene Stromquellen und eine geräteinterne Batterie (11 – 15 V DC) bereit.



Abb.3 Darstellung des Beatmungsgerätes LTV 1000 [16]

Die Atemgasgeneration wird durch einen Drehkolbenverdichter mit Speichereinheit (Turbine) und ein Mengenventil realisiert, wobei ein Maximalgasfluss von 160 l/min erreicht werden kann. Raumluft strömt über einen Einlassfilter zu einem Atemgasspeicher der Turbine, wo sie bei Bedarf mit Sauerstoff über einen Sauerstoffmischer aus der angeschlossenen Sauerstoffdruckgasflasche angereichert werden kann. Der Drehkolbenverdichter erzeugt bei einem maximalen Atemgasflow ein Tidalvolumen von 50 bis 2000 ml.

Als Sauerstoffquelle können Druckgasbehälter von 2,8 bis 5,5 bar eingesetzt werden. Sinkt der angelegte Gasdruck unter 0,7 bar, reduziert sich der maximale Inspirationsgasfluss auf 80 l/min [16].

3.3 Charakteristik des Lungensimulators ASL 5000, Ingmar medical

Der Active Servo Lung Simulator 5000 (ASL 5000) ist eine Kombination aus passivem und aktivem Lungensimulator mit digital kontrolliertem Zylinder zur Simulation von Einkompartiment- und Zweikompartimentmodellen und Volumen- und Atemgasflusssteuerung. Dabei können in den jeweiligen Kompartimentmodellen Compliance und Resistance programmiert, sowie eine Druck-Feedback-Schleife abgeleitet werden. Mit der Bezeichnung Lungenkompartiment wird das physiologische Modell unterschiedlicher Lungenabschnitte charakterisiert. Dabei wird vor allem auf die atemdynamischen Parameter Einfluss genommen. Neben der passiven Funktionsweise (kontrollierte Beatmung) kann der Lungensimulator auch für die Simulation von Spontanatmung volumen- oder atemgasflusskontrolliert eingesetzt werden. Die spontane Atemfrequenz kann bis 150 Atemzüge pro Minute bei einem Atemgasfluss von maximal 180 l/min programmiert werden. Dabei sind bis zu einem Zeitraum von 50 Millisekunden 90% des maximalen Atemgasflusses applizierbar.

Die Bewegung des Zylinders resultiert aus den Vorgaben der programmierten Lungenparameter wie z.B. Resistance und Compliance sowie dem gemessenen Druck mit einer Updaterate von 2 kHz. Das System arbeitet dabei in mechanischer Feinjustierung ohne Einsatz von Federn und Verschlüssen. Es sind Simulationen von Ein- und Zweikompartimentmodellen für Tidalvolumen zwischen 2,0 und 2700 ml möglich [14].

Grundsätzlich sind am Lungensimulator sowohl Beatmungsdruckkurven für den Gesamtbeatmungsdruckverlauf als auch die unterschiedlichen Kompartimentdruckkurvenverläufe darstellbar. Die Programmierung der Lungenkompartimente erfolgt innerhalb des Atemwegswiderstandes (Resistance) von 3,0 bis 500 mbar/l/s. Im Einzelnen können die Resistance der verwendeten Tuben, die unterschiedlichen Einzelwiderstände der Kompartimente, sowie das Tubusvolumen und der Zylindertotraum mittels der verwendeten ASL 5000-Software konfiguriert werden. Dementsprechend kann auch die Compliance in den einzelnen Kompartimenten stufenlos geregelt werden. Abbildung 4 zeigt einen Schritt zur Konfigurierung des Lungenmodells [14].

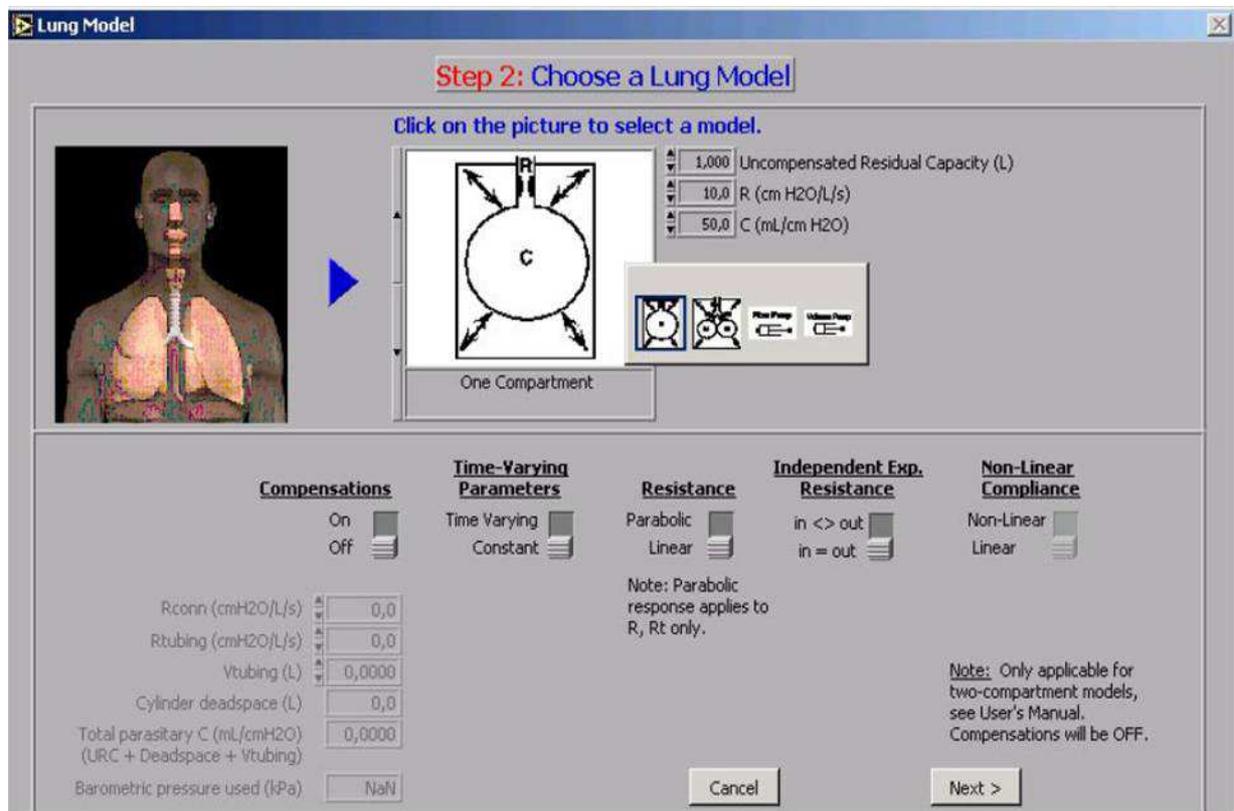


Abb.4 Auszug aus dem ASL 5000 Softwareprogramm zur Programmierung der Kompartimentmodelle [14]

3.4 Konfiguration der Beatmungsparameter

Die Auswahl der untersuchten Beatmungsgeräte erfolgte aufgrund ihrer unterschiedlichen Atemgasflussgeneration. Diese geschieht nach dem Konstantflow- (Oxylog 3000) bzw. dem Turbinenprinzip (LTV 1000). Für beide Beatmungsgeräte wurden für alle durchzuführenden Untersuchungen gleichsinnige Beatmungsparameter verwendet. Folgende Beatmungsparameter kamen während des gesamten Untersuchungszeitraums zur Anwendung:

Atemfrequenz (A_f) = 10/min.

Inspirations-Expirationsverhältnis (I:E) = 1:2

Positiv Endexpiratorischer Druck (PEEP) = 0 mbar

Inspiratorische Sauerstoffkonzentration (FiO_2) = 0,5

Inspirationszeit ($t_{insp.}$) = 2,0 s

Maximaler inspiratorischer Druck (PIP) = 60 mbar

Für die Untersuchungen der volumenkontrollierten Beatmung (VCV) wurden stets Tidalvolumina (V_T) von 500 ml und 750 ml angewendet. Entscheidend für die Einstellung der Parameter an den Beatmungsgeräten war die numerische Anzeige der Werte. Die druckkontrollierte Beatmung (PCV) wurde mit inspiratorischen Beatmungsdrücken (PIP) von 20, 25 und 30 mbar durchgeführt.

3.5 Konfiguration des Lungensimulators ASL 5000

Um allgemeine Merkmale von Beatmungsgeräten klassifizieren zu können sind neben technischen Daten, durchführbaren Beatmungsformen, am Gerät einstellbaren Beatmungsparametern und deren Abhängigkeit voneinander auch allgemeine Gesichtspunkte zur Ökonomie, Zuverlässigkeit, Geräuschpegel und vor allem die Funktionscharakteristika der Beatmungsgeräte entscheidend. Diese betreffen die Insufflation eines erforderlichen Atemhubvolumens, sowie die gleichmäßige Verteilung dieses Volumens bis zum Ende der Inspirationsphase. Daraus muss sich das Erkennen von Gasverteilungsstörungen während der automatischen Beatmung, sowie die Kenntnis der Gasverteilungsleistung der einzelnen Beatmungsgeräte ergeben.

Um die Effektivität und Effizienz der zu untersuchenden Beatmungsgeräte bei restriktiven und obstruktiven Ventilationsstörungen in Mehrkompartimentmodellen testen und Aussagen über die Gasverteilung machen zu können, wurde ein Zweikammer-Lungenmodell mit dem ASL 5000 so konfiguriert, dass ein Kompartiment (Lungenabschnitt) mit normalen Resistance- bzw. Compliance-Werten ausgestattet wurde und das zweite Kompartiment mit Werten, welche pathologische Lungenveränderungen oder Lungenerkrankungen durch Definition von entsprechenden Resistance- bzw. Compliance-Werten widerspiegeln. Dabei blieb z.B. bei einseitiger Resistanceänderung die Gesamtcompliance für beide Kompartimente und damit das physikalische Modell des Thorax mit 25 ml/mbar konstant. Vergleichbar blieb bei einseitiger Complianceänderung die Resistance für beide Kompartimente mit jeweils 5 mbar/l/s konstant. Die Zusammenstellung der Testreihen für druckkontrollierte und volumenkontrollierte Beatmung zeigt nachstehende Tabelle.

Druckkontrollierte Beatmung (PCV)	C1=C2 konst. 25 ml/mbar Resistanceänderung	R1=R2 konst. 5 mbar/l/s Complianceänderung
PIP 20 mbar	R 5/10 mbar/l/s	C 25/20 ml/mbar
PIP 25 mbar	R 5/15 mbar/l/s	C 25/15 ml/mbar
PIP 30 mbar	R 5/20 mbar/l/s	C 25/10 ml/mbar
Volumenkontrollierte Beatmung (VCV)	C1=C2 konst. 25 ml/mbar Resistanceänderung	R1=R2 konst. 5 mbar/l/s Complianceänderung
V_T 500 ml	R 5/10 mbar/l/s	C 25/20 ml/mbar
V_T 750 ml	R 5/15 mbar/l/s	C 25/15 ml/mbar
	R 5/20 mbar/l/s	C 25/10 ml/mbar

Tab.1 Resistance- und Complianceeinstellungen

In Messreihe 1 wurden Resistanceerhöhungen schrittweise um je 5 mbar/l/s durchgeführt, in Messreihe 2 wurde die Compliance schrittweise um 5 ml/mbar verringert. Jede dieser Resistance- und Complianceeinstellungen wurde mit minimal 10 bzw. maximal 15 Atemzyklen (Inspiration und Expiration) beatmet. Der ASL 5000 generierte pro Atemzyklus eine Datenerhebung mit einem Messintervall von 2 ms.

Zur Zwischenauswertung wurde nur jeder vierte, fünfte und sechste Atemzyklus ausgewählt, da diese Atemzüge den gleichmäßigsten Verlauf unter den 10 – 15 Beatmungszyklen pro Untersuchung aufwiesen.

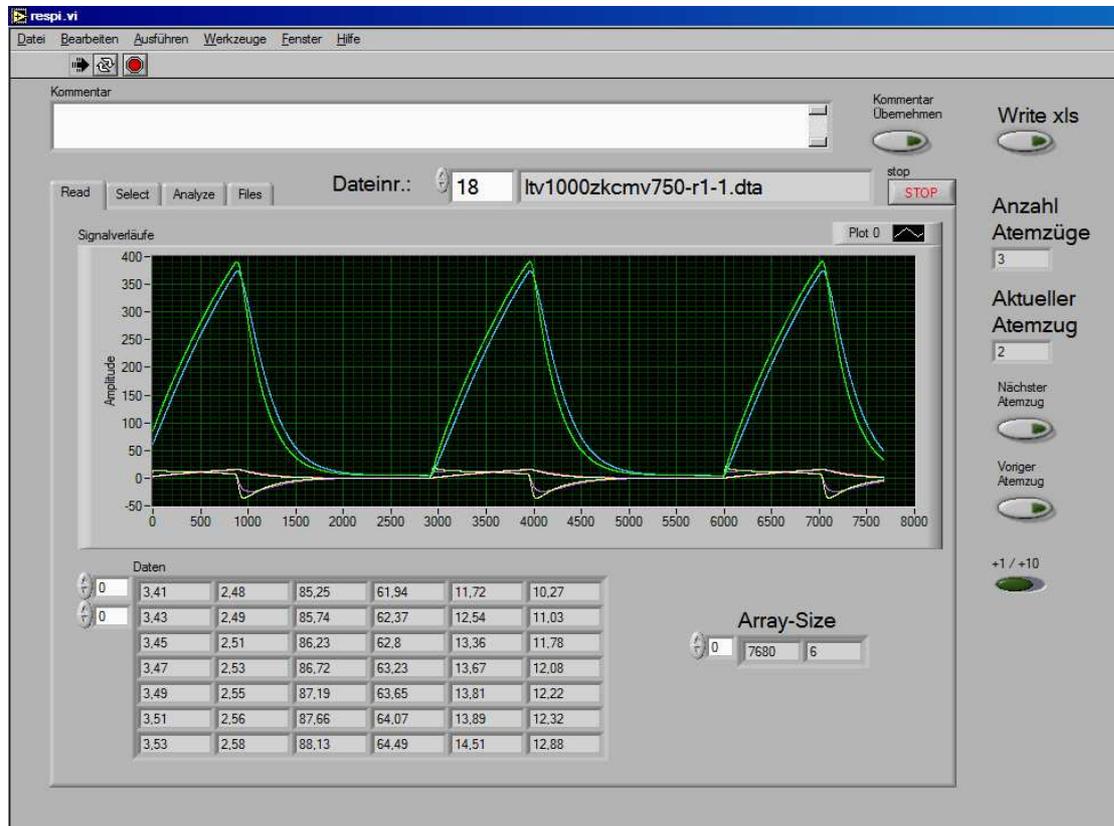


Abb. 5 Darstellung des vierten bis sechsten Beatmungshubes beim LTV 1000, VCV mit V_T 750 ml und Resistancedifferenz 5/10 mbar/l/s mittels LabVIEW 8.2

Mittels der auf dem Programm LabView basierten Steuerungssoftware des ASL 5000 wurde der Lungensimulator extern und digital gesteuert. In dieser Steuerung waren sämtlich beatmungs- und lungendynamische Parameter variierbar. Durch die spezifische Konfiguration im Zwei-Kompartiment Modell wurden auf der Datengrundlage der Steuerungssoftware ASL 5000 genau 512 Werte pro Sekunde erfasst.

Da in dem vorhandenen Analysetool des Steuerungsprogramms ASL 5000 keine Möglichkeit der Auswertung von Differenzpunkten innerhalb verschiedener Kurvenverläufe bestand, erfolgte die Erstellung der wiederum auf dem Programm LabView basierenden Analysesoftware „Respi“ als Eigenentwicklung. Die Aufgabe der Analysesoftware „Respi“ bestand darin, die Messdateien der ungetriggerten Messverläufe über mehrere Atemzüge aus den existierenden Verzeichnissen einzulesen und grafisch darzustellen.

Da der Messvorgang immer an einem beliebigen Punkt beginnen konnte, musste ein Startpunkt zur Auswahl des Beginns eines Atemzuges ermittelt werden, um diesen Atemzug analysieren zu können. Der Startpunkt des nächsten Atemzuges bildete dann den Endpunkt des vorherigen.

Aus den vollständig vorhandenen Datensätzen für alle Atemzüge wurde ein Auswahlmenü für die Analyse erzeugt und es wurden die entsprechenden Datensätze für einzelne Atemzüge extrahiert. Die Analyse der Datensätze konnte sequentiell für alle Atemzüge einer Datei erfolgen, oder es konnten einzelne Atemzüge ausgewählt werden. Die Analyse dieser Atemzüge geschah folgendermaßen: Die Messgrößen Druck, Volumen und Flow wurden grafisch dargestellt und Maxima und Minima als numerische Werte ausgegeben. Dies entsprach den Einzelkurvenverläufen der Messwerte. Aus den jeweils zwei vorhandenen Messwerten für Druck, Volumen und Flow wurde die Differenz gebildet und graphisch dargestellt sowie Maxima und Minima dieser Kurven erfasst. Dies entsprach den Delta-Kurven der jeweiligen Messgröße.

Die Differenz der beiden Flowkurven wurde numerisch integriert. Das Verfahren der numerischen Integration zweier Atemkurvenverläufe (Funktionen) bedeutet, den Verlauf beider Atemkurvenverläufe in einem Integral zu berücksichtigen und nicht die Fläche, die sich unterhalb der Atemkurven befindet, zu berechnen. Daher sollte die Obersumme der Teilintegrale durch die eine und zwar die obere Atemkurve repräsentiert werden und die Untersumme, als zweite und zwar untere Atemkurve angenommen werden. Durch die in LabView erfolgte Programmierung wurden die Messdatenpunkte der oberen Kurve und der unter Kurve aufaddiert und mit der Abtastzeit, dem Intervall des Integral multipliziert. Um eine nutzbare Größe von Daten zu erreichen, wurde die Abtastzeit von 512 auf 200 Werte pro Sekunde reduziert. Die Abtastzeit wurde mit Start- und Endpunkt des jeweiligen Atemzuges definiert.

Daraus ergab sich die Analysemessgröße „Integral Delta Flow“ in Milliliter mal Sekunde. Diese entsprach der Differenz der beiden Volumenmessungen und wurde daher zusammen mit dieser dargestellt. Die Daten konnten nachfolgend extrahiert und mit berechneten Verläufen unter diversen Optionen in einer Excel Datei gespeichert werden.

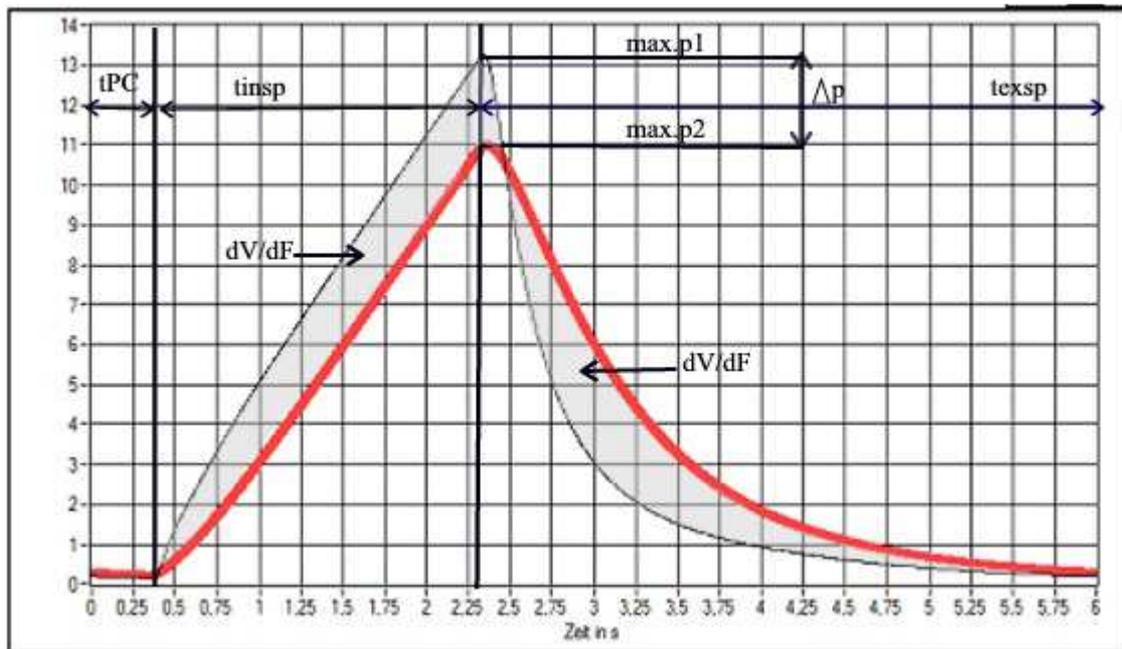


Abb. 6 Druckkurvenverlauf volumenkontrollierte Beatmung (Oxylog 3000)

Die oben stehende Abbildung veranschaulicht im Einzelnen die Werte $max.p1$ = maximaler Beatmungsdruck im Kompartiment 1; $max.p2$ = maximaler Beatmungsdruck im Kompartiment 2; Δp = Differenz der Maximaldrücke zwischen Kompartiment 1 und Kompartiment 2; $t_{insp.}$ = Inspirationszeit; $t_{exp.}$ = Expirationszeit; t_{PC} = interne Prozessorsteuerzeit und $dV/d\dot{V}$ = Integral Volumen/Integral Flow

4. Ergebnisse

4.1 Ergebnisse LTV 1000

Im Rahmen der Versuchsanordnung wurde für jedes der zwei untersuchten Beatmungsgeräte ein Protokoll mit 30 verschiedenen Beatmungsgeräteeinstellungen abgearbeitet. Aus 10 - 15 Atemzügen pro Einstellvariante generierte der Computer durchschnittlich 507.000 Werte. Nach Auswahl der drei besten und vollständigsten Atemzyklen einer jeden Untersuchung und Eingrenzung der Ergebnisdarstellung auf Druck-, Volumen- und Flowwerte für jedes Lungenkompartiment blieben 45600 Daten pro durchgeführte Beatmungseinstellung übrig. Bei den in Tabelle 1 beschriebenen 15 Einstellvarianten für druckkontrollierte und volumenkontrollierte Beatmung ergaben sich damit für jedes Beatmungsgerät 1.368.000 Werte.

In den nachfolgenden Abbildungen und Tabellen werden deshalb exemplarisch nur die Messergebnisse für das Notfallbeatmungsgerät LTV 1000 dargestellt. Wurden signifikante Messwertunterschiede zum Oxylog 3000 beobachtet, so wird darauf gesondert hingewiesen.

Zur Ausgangs- oder "Nullwert"-Bestimmung wurden mit beiden Beatmungsgeräten Messungen bei gleichen Resistance- und Compliancewerten in beiden Kompartimenten (Kompartiment 1 = Kompartiment 2) durchgeführt. Dabei zeigten sich für alle Geräteeinstellungen (VCV mit 500 ml und 750 ml Tidalvolumen, PCV mit 20 mbar, 25 mbar und 30 mbar Beatmungsdruck) in beiden Kompartimenten vergleichbare Messwerte für Druck, Volumen und Flow. Für minimale Abweichungen ergab sich bei der Signifikanzprüfung kein Unterschied. Der Wert Integral Delta Flow als Maß für die Volumenverschiebung („Pendelluft“) zwischen Kompartiment 1 und Kompartiment 2 tendierte unter den genannten Voraussetzungen gegen Null.

Für die volumenkontrollierte Beatmung (VCV) zeigte sich bei beiden Beatmungsgeräten, dass die Messwertveränderungen mit steigendem Tidalvolumen zunehmen (750 ml > 500 ml). Eine ähnliche Situation ergab sich bei der druckkontrollierten Beatmung (PCV), bei der alle Messwertveränderungen mit steigendem Atemwegsdruck zugenommen haben (30 mbar > 25 mbar > 20 mbar). Um eine übersichtliche Darstellung der Resultate zu gewährleisten, wurden deshalb die Ergebnisse repräsentativ für die VCV mit einem Tidalvolumen von 750 ml und für die PCV mit einem Atemwegsdruck von 30 mbar ausgewählt.

4.1.1 Druckkontrollierte Beatmung – Complianceänderung

In den Abbildungen 7 bis 10 werden die Druck-, Volumen- und Flowkurven sowie die Kurve Integral Delta Flow für den druckkontrollierten Beatmungsmodus mit einem Beatmungsdruck von 30 mbar bei einer Complianceverminderung um 15 ml/mbar im Lungenkompartiment 2 dargestellt.

Die Druckkurve verläuft im Kompartiment 2 (rot) mit abnehmender Compliance geringfügig steiler und weist einen etwas höheren Maximaldruck auf. Diese Unterschiede zwischen den Kompartimenten sind nicht signifikant. Die Volumen- und Flowkurven verlaufen im Kompartiment 2 mit abnehmender Compliance flacher und weisen ein deutlich abnehmendes Maximalvolumen, sowie einen reduzierten Maximalfluss auf. Die Zeitkonstante T nimmt im Kompartiment 2 ab. Der Wert Integral Delta Flow nimmt mit abnehmender Compliance stark zu und beträgt im Maximum 1093,66 ml*s. Für Volumen, Flow und die Zeitkonstante bestehen eindeutig signifikante Unterschiede zwischen Kompartiment 1 (schwarz) und Kompartiment 2 (rot), sowie zwischen den einzelnen Complianceeinstellungen.

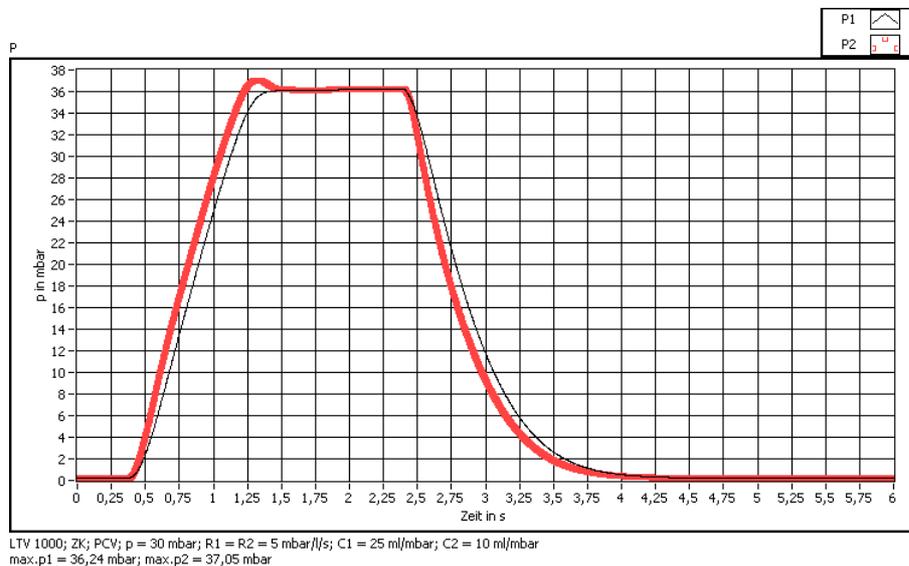
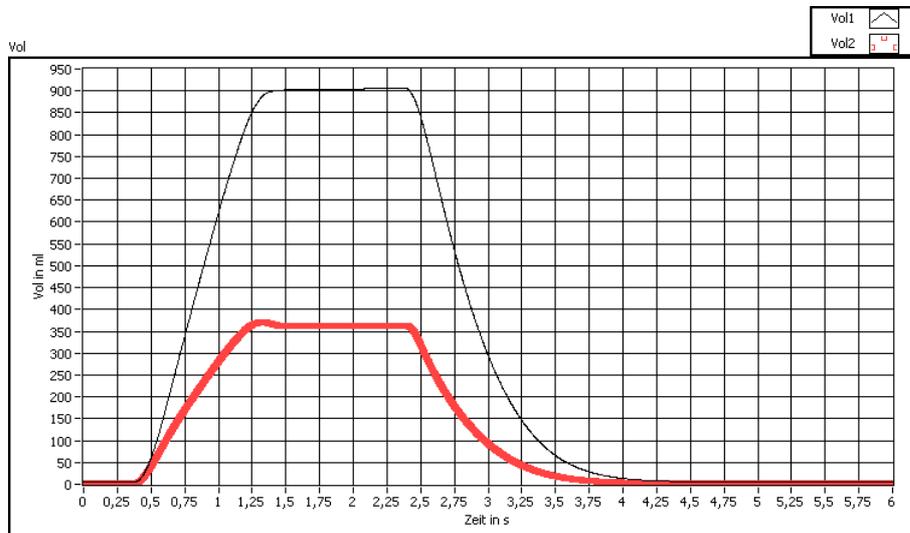
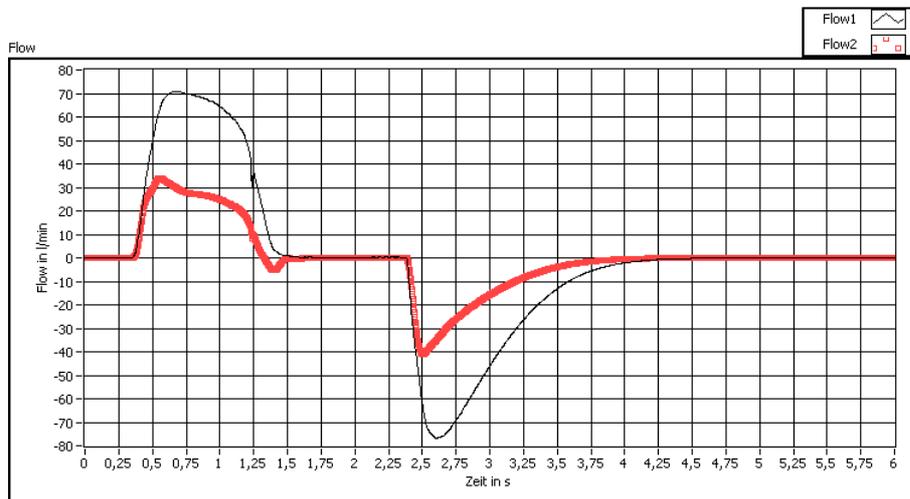


Abb. 7 Druckkurve LTV 1000; PCV 30 mbar; Compliancedifferenz 15 ml/mbar



LTV 1000; ZK; PCV; p = 30 mbar; R1 = R2 = 5 mbar/l/s; C1 = 25 ml/mbar; C2 = 10 ml/mbar
 max.V1 = 905,92 ml; max.V2 = 370,49 ml

Abb. 8 Volumenkurve LTV 1000; PCV 30 mbar; Compliancedifferenz 15 ml/mbar



LTV 1000; ZK; PCV; p = 30 mbar; R1 = R2 = 5 mbar/l/s; C1 = 25 ml/mbar; C2 = 10 ml/mbar
 max.Flow1 = 70,94 l/min; max.Flow2 = 34,00 l/min; min.Flow1 = -76,99 l/min; min.Flow2 = -40,90 l/min

Abb. 9 Flowkurve LTV 1000; PCV 30 mbar; Compliancedifferenz 15 ml/mbar

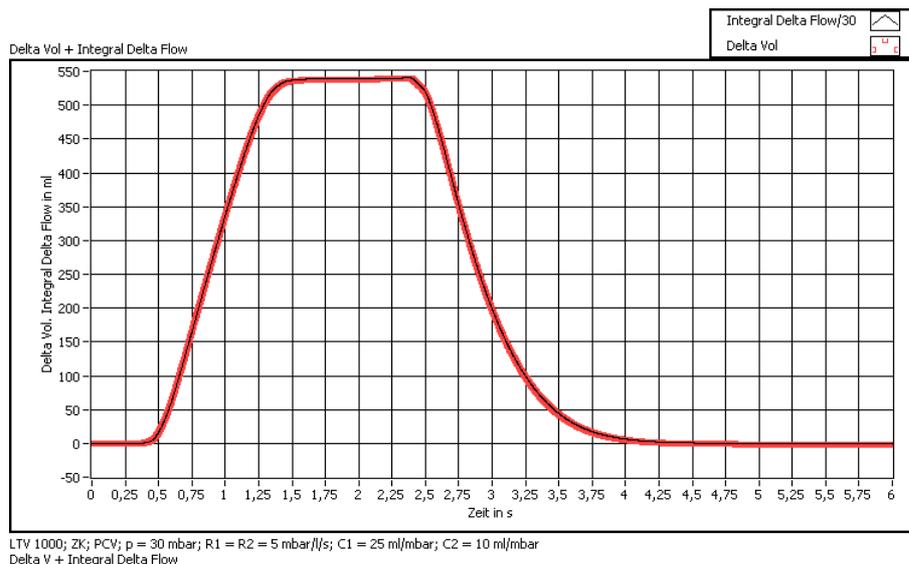


Abb. 10 Kurve Integral Delta Flow LTV 1000; PCV 30 mbar; Compliancedifferenz 15 ml/mbar

In Abbildung 11 werden zusammenfassend die Veränderungen von Integral Delta Flow als Äquivalent des Pendelvolumens bei Abnahme der Compliance in Kompartiment 2 dargestellt. Je größer der Complianceunterschied zwischen „gesundem“ und „krankem“ Kompartiment, um so größer das Pendelvolumen. Letzteres erhöht sich außerdem mit zunehmendem inspiratorischen Beatmungsdruck.

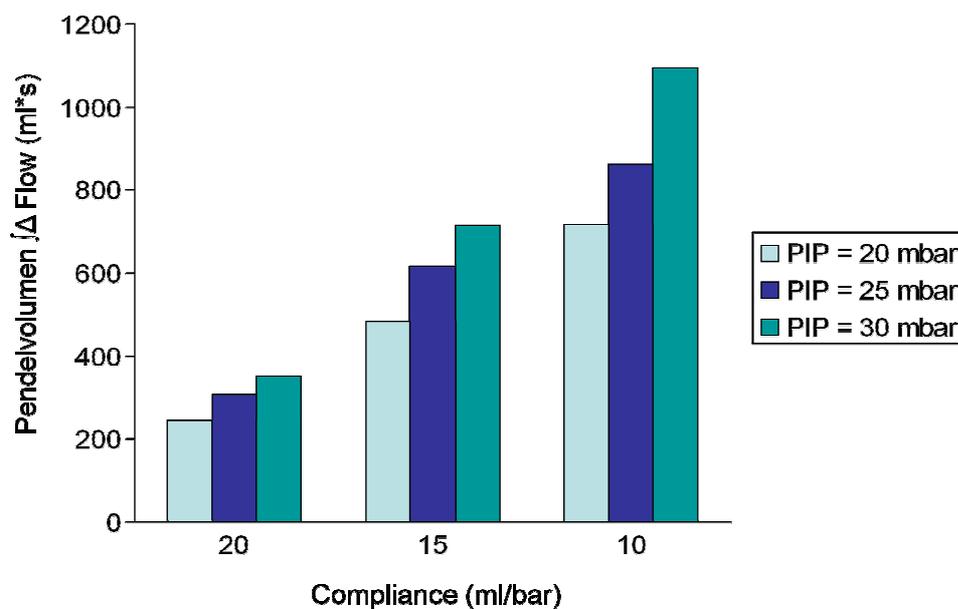


Abb. 11 Veränderungen des Pendelvolumens bei verminderter Volumendehnbarkeit (Compliance) unter druckkontrollierter Beatmung (PCV)

4.1.2 Volumenkontrollierte Beatmung - Complianceänderung

In den Abbildungen 12 bis 15 werden die Druck-, Volumen- und Flowkurven sowie die Kurve Integral Delta Flow für den volumenkontrollierten Beatmungsmodus mit einem Tidalvolumen von 750 ml bei einer Abnahme der Compliance um 15 ml/mbar im Lungenkompartiment 2 dargestellt. Während die Druckkurve im Kompartiment 2 mit abnehmender Compliance nur geringfügig steiler verläuft, als im Kompartiment 1, kommt es in beiden Kompartimenten zu einem Anstieg des Maximaldruckes.

Sowohl die Volumen-, als auch die Flowkurve verlaufen mit abnehmender Compliance im Kompartiment 2 flacher.

Diese Unterschiede sind zwischen den beiden Kompartimenten signifikant. Die Zeitkonstante T nimmt im Kompartiment 2 ab. Es kommt zu einer deutlichen Umverteilung des Atemgases hin zu Kompartiment 1. Der Wert Integral Delta Flow nimmt mit abnehmender Compliance zu und beträgt im Maximum 496,65 ml*s.

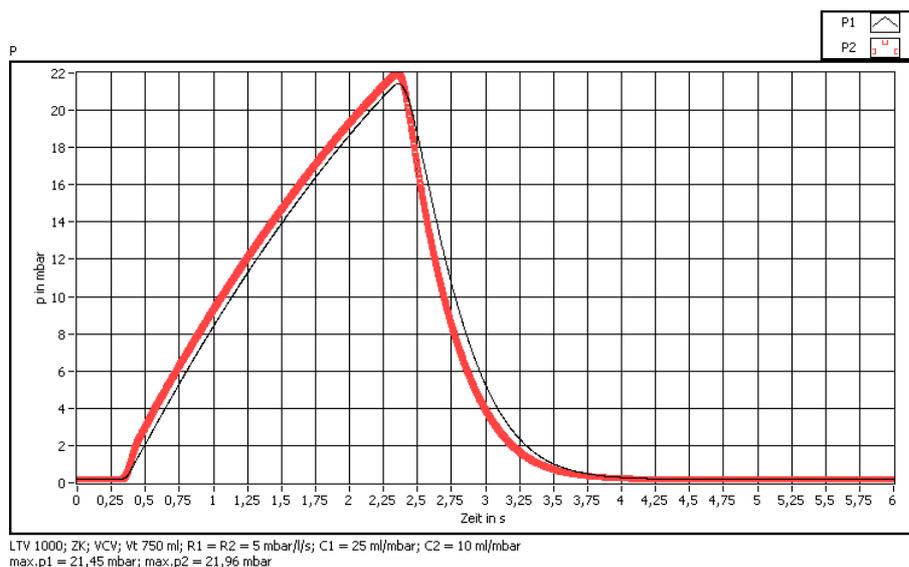


Abb. 12 Druckkurve LTV 1000; VCV 750 ml; Compliancedifferenz 15 ml/mbar

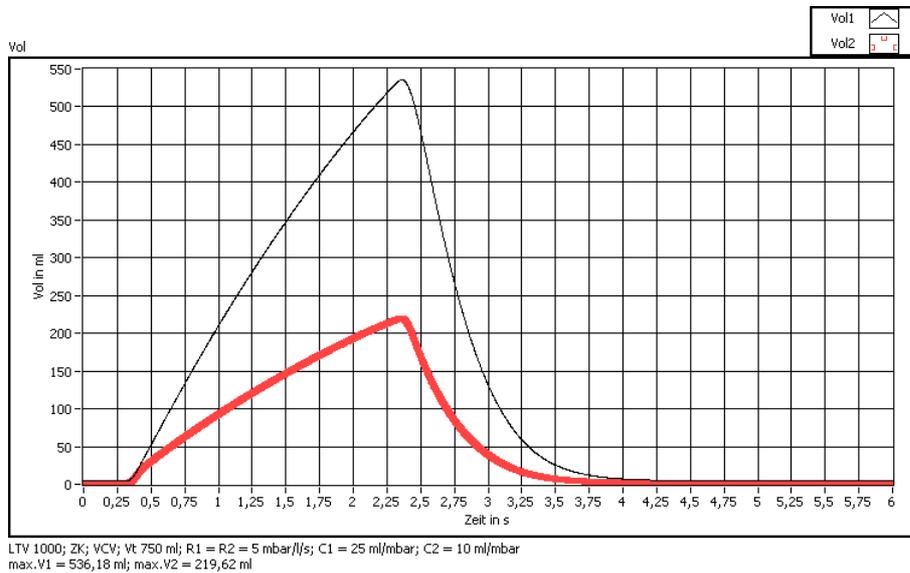


Abb. 13 Volumenkurve LTV 1000; VCV 750 ml; Compliancedifferenz 15 ml/mbar

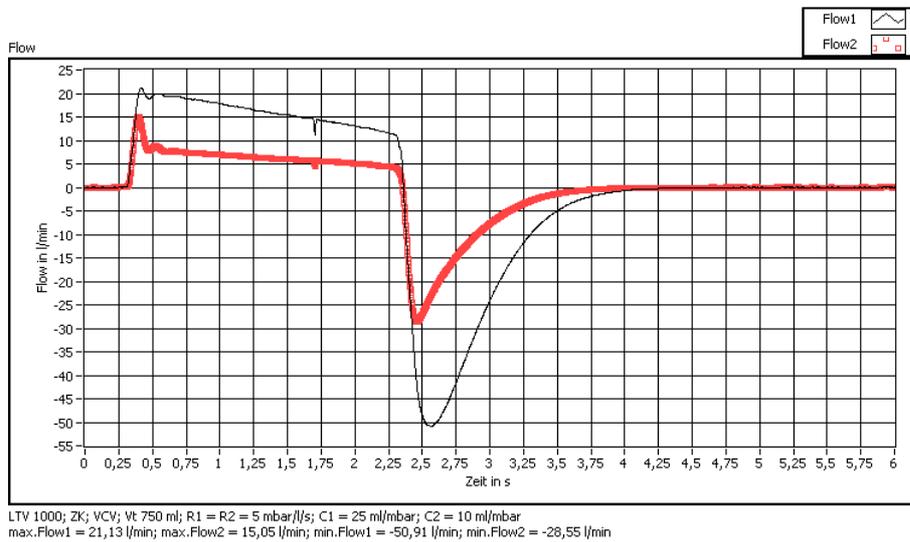


Abb. 14 Flowkurve LTV 1000; VCV 750 ml; Compliancedifferenz 15 ml/mbar

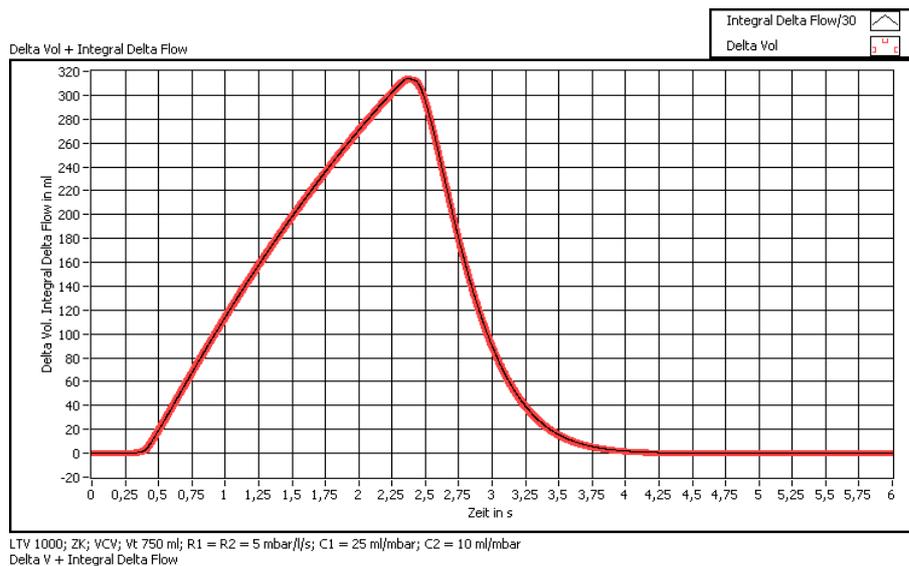


Abb. 15 Kurve Integral Delta Flow LTV 1000; VCV 750 ml; Compliedifferenz 15 ml/mbar

In Abbildung 16 werden zusammenfassend die Veränderungen von Integral Delta Flow als Äquivalent des Pendelvolumens bei Abnahme der Compliance in Kompartiment 2 dargestellt. Je größer der Complianceunterschied zwischen „gesundem“ und „krankem“ Kompartiment, um so größer das Pendelvolumen. Letzteres erhöht sich außerdem mit zunehmendem Tidalvolumen.

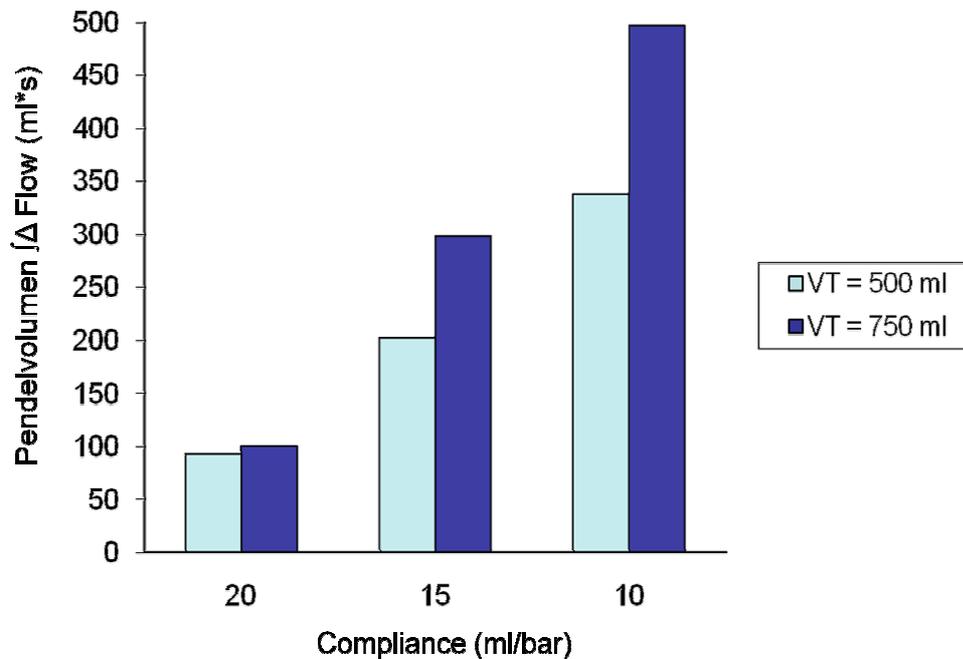


Abb. 16 Veränderungen des Pendelvolumens bei verminderter Volumendehnbarkeit (Compliance) unter volumenkontrollierter Beatmung (VCV)

Beatmungsmodus	Kompartiment 1 („gesund“) <i>Normale Compliance</i> <i>Normale Resistance</i>	Kompartiment 2 („krank“) Verminderte Compliance <i>Normale Resistance</i>
PCV	$P_{max.} (\uparrow)$	$P_{max.} (\uparrow)$
VCV	$P_{max.} \uparrow$	$P_{max.} \uparrow$
PCV	Vol. \uparrow	Vol. $\downarrow\downarrow$
VCV	Vol. \uparrow	Vol. \downarrow
PCV	Flow \uparrow	Flow $\downarrow\downarrow$
VCV	Flow \uparrow	Flow \downarrow
PCV	$\int \Delta \text{Flow} \uparrow\uparrow$	$\int \Delta \text{Flow} \uparrow\uparrow$
VCV	$\int \Delta \text{Flow} \uparrow$	$\int \Delta \text{Flow} \uparrow$

Tab.2 Veränderungen der Beatmungsparameter im Vergleich zur Ausgangsmessung (Basismessung: Kompartiment 1 = Kompartiment 2) verursacht durch eine verminderte Volumendehnbarkeit (Compliance); (\uparrow) und (\downarrow) = nicht signifikant; \uparrow und \downarrow $p < 0,01$; $\uparrow\uparrow$ und $\downarrow\downarrow$ $p < 0,001$

Tabelle 2 gibt eine Gesamtübersicht über die Veränderungen von Beatmungsdruck, Beatmungsvolumen, Beatmungsfluss und aufgetretenem Pendelvolumen bei Verminderung der Compliance in einem Lungenkompartiment in Abhängigkeit vom Beatmungsmodus.

4.1.3 Druckkontrollierte Beatmung – Resistanceänderung

In den Abbildungen 17 bis 20 werden die Druck-, Volumen- und Flowkurven sowie die Kurve Integral Delta Flow für den druckkontrollierten Beatmungsmodus mit einem Beatmungsdruck von 30 mbar bei einer Resistanceerhöhung um 15 mbar/l/s im Lungenkompartiment 2 dargestellt. Die Kurven für Druck, Volumen und Flow verlaufen im Kompartiment 2 flacher als die Kurven im Kompartiment 1. Diese Unterschiede zwischen den Kompartimenten sind signifikant.

Die Zeitkonstante T nimmt im Kompartiment 2 zu. Der Wert Integral Delta Flow nimmt mit steigender Resistance zu und beträgt im Maximum 40,02 ml*s.

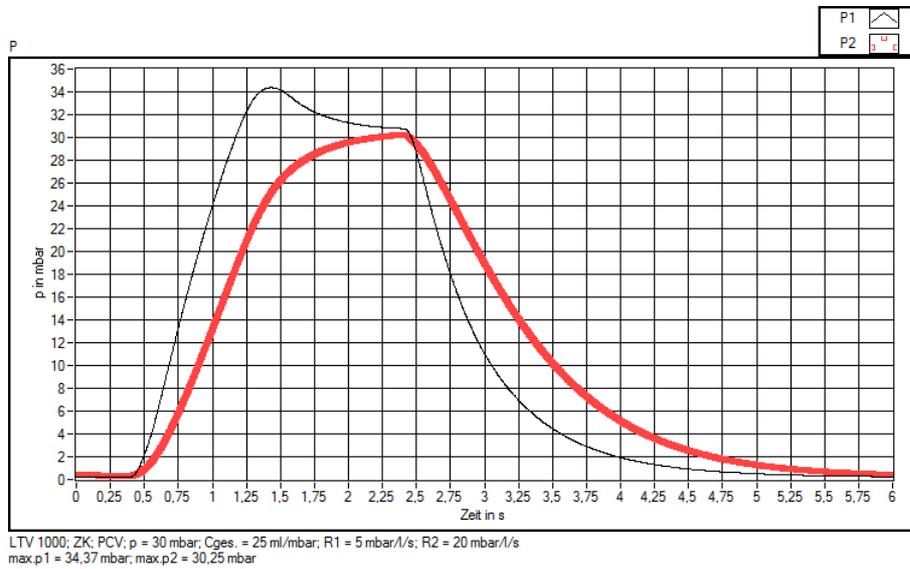


Abb. 17 Druckkurve LTV 1000; PCV 30 mbar; Resistancedifferenz 15 mbar/l/s

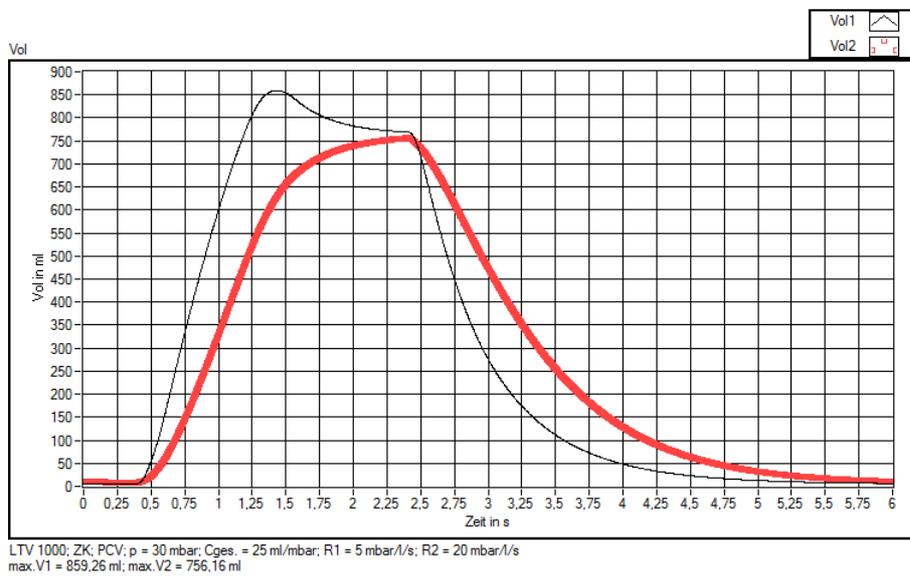


Abb. 18 Volumenkurve LTV 1000; PCV 30 mbar; Resistancedifferenz 15 mbar/l/s

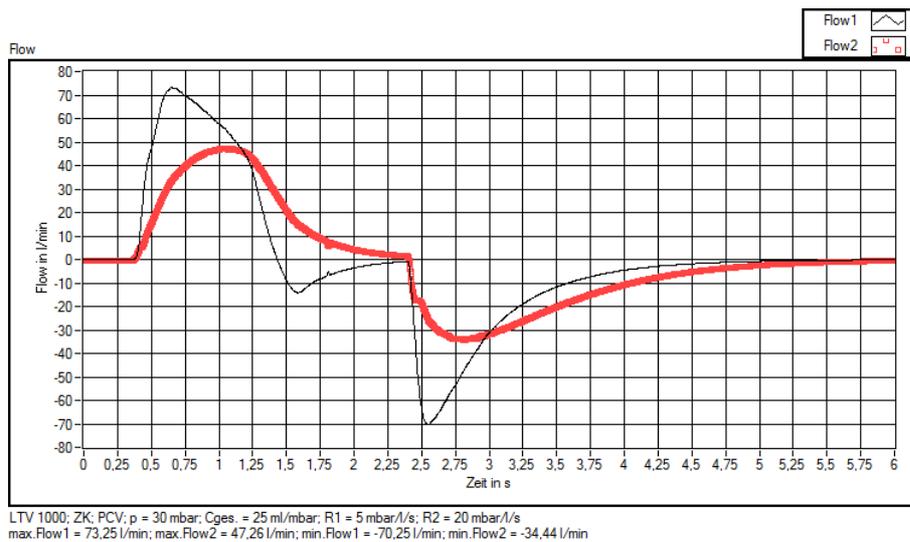


Abb. 19 Flowkurve LTV 1000; PCV 30 mbar; Resistancedifferenz 15 mbar/l/s

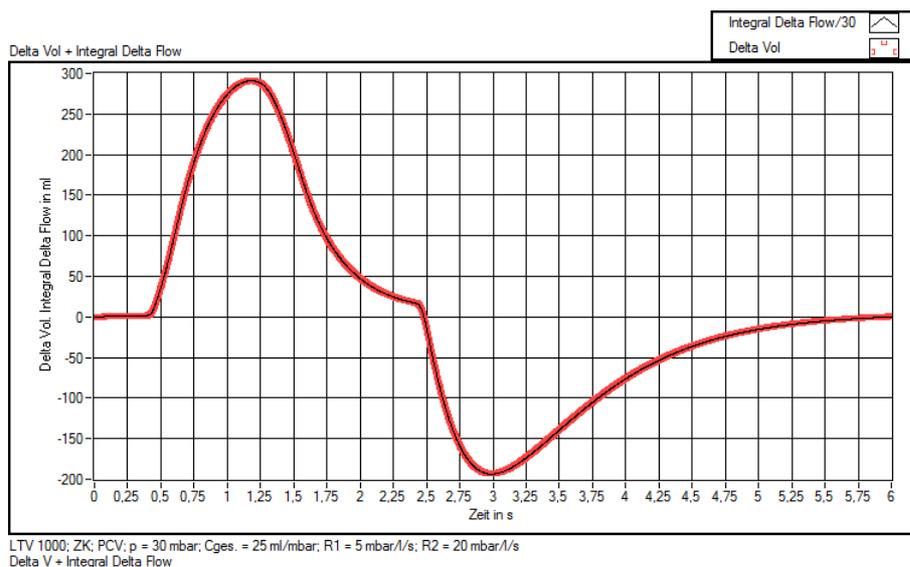


Abb. 20 Kurve Integral Delta Flow LTV 1000; PCV 30 mbar; Resistancedifferenz 15 mbar/l/s

In Abbildung 21 werden zusammenfassend die Veränderungen von Intergral Delta Flow als Äquivalent des Pendelvolumens bei Zunahme der Resistance in Kompartiment 2 dargestellt. Je größer der Resistanceunterschied zwischen „gesundem“ und „krankem“ Kompartiment, um so größer das Pendelvolumen. Letzteres erhöht sich außerdem mit zunehmendem inspiratorischem Beatmungsdruck.

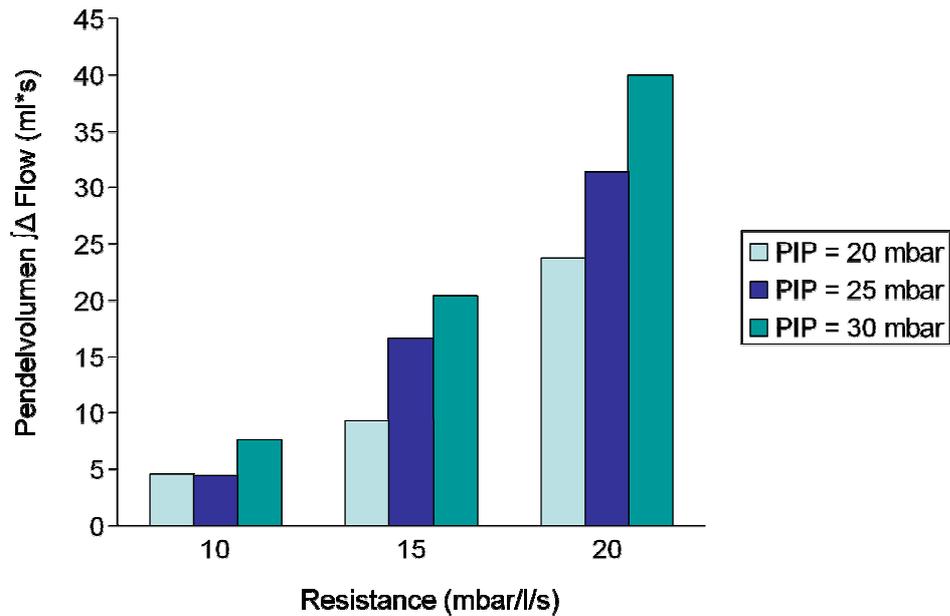


Abb. 21 Veränderungen des Pendelvolumens bei steigendem Atemwegswiderstand (Resistance) unter druckkontrollierter Beatmung (PCV)

4.1.4 Volumenkontrollierte Beatmung – Resistanceänderungen

In den Abbildungen 22 bis 25 werden die Druck-, Volumen- und Flowkurven sowie die Kurve Integral Delta Flow für den volumenkontrollierten Beatmungsmodus mit einem Tidalvolumen von 750 ml bei einer Resistanceerhöhung um 15 mbar/l/s im Lungenkompartiment 2 dargestellt. Die Kurven für Druck, Volumen und Flow verlaufen im Kompartiment 2 flacher als die Kurven im Kompartiment 1. Diese Unterschiede zwischen den Kompartimenten sind signifikant.

Die Zeitkonstante T nimmt im Kompartiment 2 zu. Der Wert Integral Delta Flow nimmt mit steigender Resistance zu, beträgt im Maximum aber nur 5,5 ml*s.

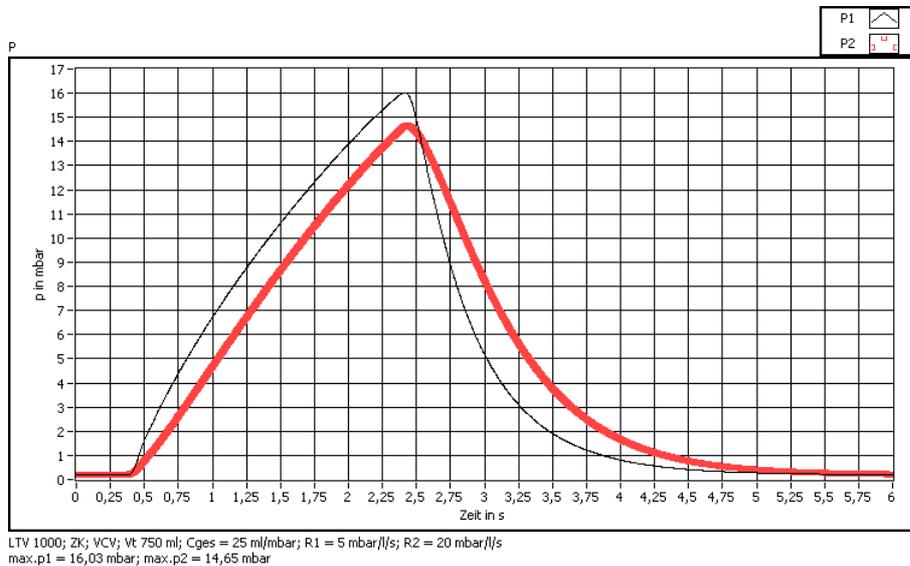


Abb. 22 Druckkurve LTV 1000; VCV 750 ml; Resistancedifferenz 15 mbar/l/s

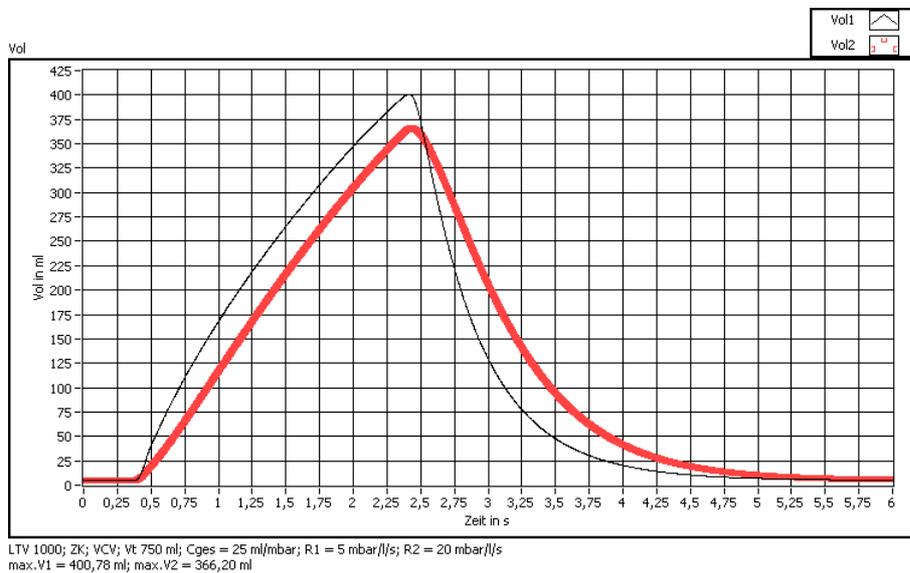


Abb. 23 Volumenkurve LTV 1000; VCV 750 ml; Resistancedifferenz 15 mbar/l/s

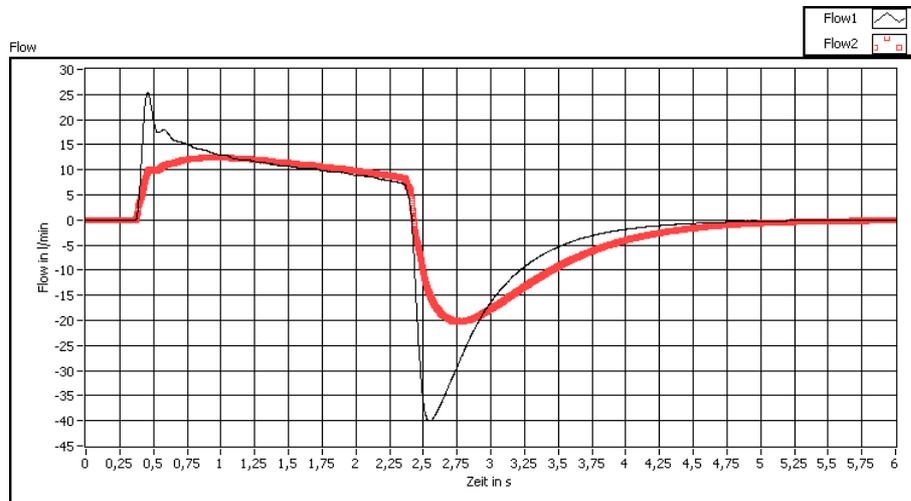


Abb. 24 Flowkurve LTV 1000; VCV 750 ml; Resistancedifferenz 15 mbar/l/s

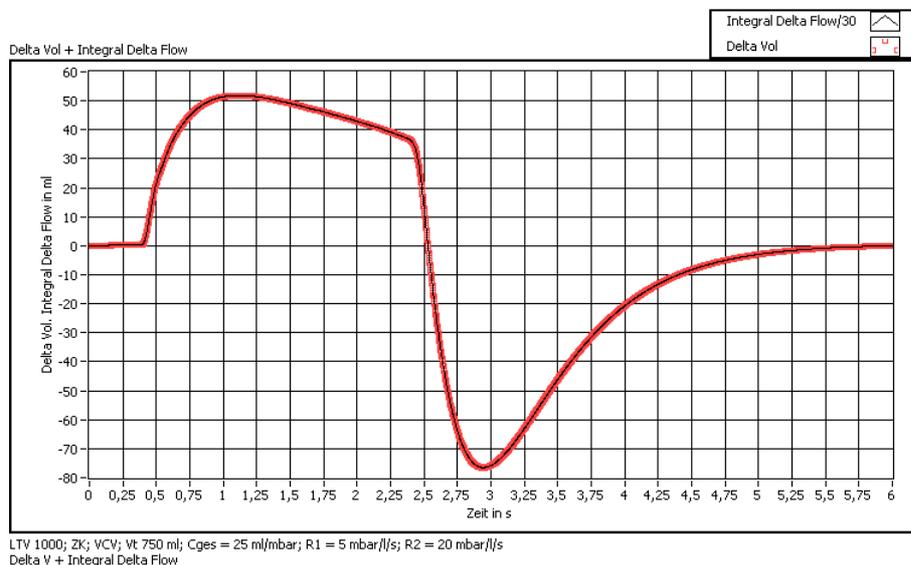


Abb. 25 Kurve Integral Delta Flow LTV 1000; VCV 750 ml; Resistancedifferenz 15 mbar/l/s

In Abbildung 26 werden zusammenfassend die Veränderungen von Integral Delta Flow als Äquivalent des Pendelvolumens bei Zunahme der Resistance in Kompartiment 2 dargestellt. Je größer der Resistanceunterschied zwischen „gesundem“ und „krankem“ Kompartiment, um so größer das Pendelvolumen. Letzteres erhöht sich außerdem mit zunehmendem Tidalvolumen.

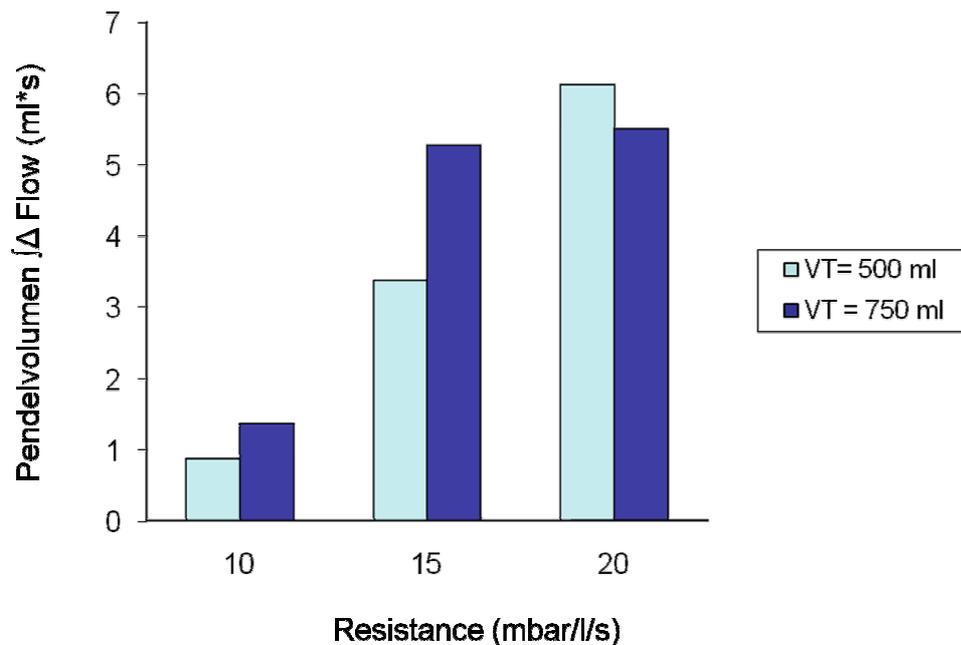


Abb. 26 Veränderungen des Pendelvolumens bei steigendem Atemwegswiderstand (Resistance) unter volumenkontrollierter Beatmung (VCV)

Beatmungsmodus	Kompartiment 1 („gesund“) <i>Normale Compliance</i> <i>Normale Resistance</i>	Kompartiment 2 („krank“) <i>Normale Compliance</i> Erhöhte Resistance
PCV	$P_{\max.} (\downarrow)$	$P_{\max.} (\downarrow)$
VCV	$P_{\max.} (\uparrow)$	$P_{\max.} (\downarrow)$
PCV	Vol. (\downarrow)	Vol. (\downarrow)
VCV	Vol. (\uparrow)	Vol. (\downarrow)
PCV	Flow \uparrow	Flow \downarrow
VCV	Flow \uparrow	Flow \downarrow
PCV	$\int \Delta \text{Flow} \uparrow \uparrow$	$\int \Delta \text{Flow} \uparrow \uparrow$
VCV	$\int \Delta \text{Flow} (\uparrow)$	$\int \Delta \text{Flow} (\uparrow)$

Tab.3 Veränderungen der Beatmungsparameter im Vergleich zur Ausgangsmessung (Basismessung: Kompartiment 1 = Kompartiment 2) verursacht durch einen erhöhten Atemwegswiderstand (Resistance); (\uparrow) und (\downarrow) = nicht signifikant; \uparrow und \downarrow $p < 0,01$; $\uparrow \uparrow$ und $\downarrow \downarrow$ $p < 0,001$

Tabelle 3 gibt eine Gesamtübersicht über die Veränderungen von Beatmungsdruck, Beatmungsvolumen, Beatmungsfluss und aufgetretenem Pendelvolumen bei Erhöhung der Resistance in einem Lungenkompartiment in Abhängigkeit vom Beatmungsmodus. Unterschiede zwischen den Beatmungsgeräten zeigen sich insofern, als dass die Zunahme des Pendelvolumens bei Verminderung der Compliance beim LTV 1000 ausgeprägter ist, als beim Oxylog 3000. Umgekehrt führt eine Erhöhung der Resistance beim Oxylog 3000 zu einem stärkeren Anstieg des Pendelvolumens als beim LTV 1000.

5. Diskussion

Für den Erfolg der künstlichen Beatmung ist die Gleichmäßigkeit der Gasverteilung innerhalb der Lunge ein wesentlicher Faktor. Während eine gesunde Lunge in ihren Eigenschaften weitgehend homogen ist, wird eine krankhaft veränderte Lunge durch Inhomogenitäten der Gasverteilung charakterisiert [33;39]. Lokale Gewebeveränderungen können einerseits zur Beeinträchtigung der Elastizität (Compliance) des Lungengewebes führen, andererseits kann es zur Erhöhung des Strömungswiderstandes der Atemwege (Resistance) kommen [31;46]. Dies kann dazu führen, dass bei einer künstlichen Beatmung während der Inspirationsphase die einzelnen Bereiche der Lunge entsprechend den lokalen Veränderungen ungleichmäßig gefüllt werden. Schaltet der Respirator unmittelbar nach Ende der Flowphase und somit nach Applikation des Atemhubvolumens auf Expiration um, so ist zu diesem Zeitpunkt zwar die Volumenlieferung beendet, andererseits kommt es infolge der unterschiedlichen atemmechanischen Gegebenheiten innerhalb der Lunge zu einer Fehlverteilung des Atemgases [1;2].

Um zu einer homogenen Gasverteilung in der Lunge zu gelangen, kann die Expiration nach der Volumenapplikation um eine einstellbare Zeit verzögert werden, nämlich die Plateauzeit [23]. Während dieser endinspiratorischen Phase kann sich ein inhomogen verteiltes Volumen gleichmäßig auf alle Lungenanteile aufteilen. Wenn die Plateauzeit lang genug gewählt wird, herrscht bei Beginn der Expiration in allen Lungenanteilen der gleiche Druck vor. Bei stark kompartimentierten Lungen findet sich jedoch ein instabiles Plateau, das sich gelegentlich bis zum Ende der Plateauphase nicht stabilisiert hat [1;23;37]. In diesem Fall muss die Plateauphase soweit verlängert werden bis sich ein steady state als stabilisiertes Plateau zeigt. Letztendlich kommt es beim Einsatz der Plateauphase zur Entstehung von Pendelluft mit zyklischer Überblähung kleiner Atemwege und Alveolen. Da dieser Pathomechanismus wiederum durch die Entstehung von Scherkräften und lokalen Entzündungsprozessen entscheidend zur Entwicklung einer „beatmungsassoziierten Lungenschädigung“ beitragen kann, kommt es darauf an, geeignete Beatmungsmodi zu finden, um die negativen Auswirkungen der Respiratortherapie zu minimieren [12;15;18].

In der vorliegenden Studie wurde der Einfluss pathologisch veränderter Resistance- und Compliancewerte sowie die Auswirkung unterschiedlicher Beatmungsmodi auf Beatmungsparameter und auf die Entstehung von Pendelvolumen untersucht.

Dazu wurde der Lungensimulator ASL 5000 als Zweikammer-Lungenmodell konfiguriert. Außerdem wurde durch die Eigenentwicklung der Analysesoftware „Respi“ die Basis geschaffen, um sehr große Messdateien und ungetriggerte Messverläufe grafisch aufzubereiten und letztlich die atemphysiologischen Parameter gezielt auszuwerten. Im Kompartiment 1 wurden konstant normale Werte für Resistance und Compliance eingegeben („gesunde Lunge“), im Kompartiment 2 dagegen aufsteigend pathologische Werte („kranke Lunge“). Während der Messungen unter erhöhten Resistance-Werten blieb die Compliance in beiden Kompartimenten konstant, bei den Messungen unter verminderten Compliancewerten war die Resistance in beiden Kompartimenten konstant. Die Gegenüberstellung der Kurvenverläufe für Druck, Volumen und Flow in den Kompartimenten 1 und 2 ermöglichte die Einschätzung der ventilatorischen Eigenschaften der untersuchten Beatmungsgeräte unter Berücksichtigung variierender Beatmungsparameter. Bei einer Erhöhung der Resistance und normaler Compliance ergab sich erwartungsgemäß eine größere Zeitkonstante (langsames Kompartiment) und damit eine zu späte und ungenügende Ventilation dieses simulierten Lungenareales.

Im Falle einer erniedrigten Compliance und einer normalen Resistance wurde ein schnelles Kompartiment (kleine Zeitkonstante) simuliert, welches rasch belüftet wurde und den größten Teil des applizierten Gasvolumens aufgenommen hat. Nach Beendigung der Inspiration kam es zu einer Umverteilung des Gasvolumens vom schnelleren Kompartiment in das langsamere Kompartiment. Das Volumen dieser Gasumverteilung zwischen den Kompartimenten wurde für jede Resistance- und Compliance-Einstellung als Integral Delta Flow ($\int \Delta \dot{V}$) dargestellt, eine berechnete Größe, die als Äquivalenzwert für das Pendelvolumen zu betrachten ist. Das Volumen Integral Delta Flow ($\int \Delta \dot{V}$) lässt sich präzise als Fläche zwischen den Kurven darstellen und mit Hilfe des mathematischen Verfahrens der numerischen Integration berechnen [44]. Zur Ermittlung des Pendelvolumens wurde die Integration der Durchflusskurven beider Kompartimente durchgeführt. Dabei wurde die Obersumme der Teilintegrale durch die obere Atemkurve und die Untersumme der Teilintegrale durch die untere Atemkurve repräsentiert. Durch eine Modifikation des Computerprogramms LabView war es möglich, die Messdatenpunkte der oberen Kurve und der unteren Kurve aufzuaddieren und mit der Abtastzeit, dem Intervall des Integral, zu multiplizieren. Um eine nutzbare Größe von Daten zu erreichen, wurde die Abtastzeit von

512 auf 200 Werte pro Sekunde reduziert. Die Abtastzeit wurde mit dem Start- und Endpunkt des jeweiligen Atemzuges definiert.

Im Ergebnis dieser Messkonfiguration mit einer Reihe von Variablen wie dem Beatmungsgerät, dem Beatmungsmodus, der Größe von Atemzugvolumen und maximalem Beatmungsdruck sowie unterschiedlichen Compliance- und Resistance-niveaus entstand ein erheblicher Datenpool. Die dann folgende Aufgabe bestand darin, die wichtigsten Ergebnisse zu extrahieren und exemplarisch für die wesentlichen Aussagen aufzubereiten. Die Interpretation von Messdaten, die mit Hilfe eines Kompartimentmodells der Lunge gewonnen werden, hat sicherlich eine Reihe von Limitierungen [5]. So wird der komplexen Architektur der Lunge in einem 2-, 3- oder Mehrkompartimentmodell ebenso wenig Rechnung getragen, wie der Wechselwirkung zwischen den verschiedenen Lungenregionen. Andererseits erlauben solche Modelle die patientenunabhängige Untersuchung des Einflusses pathologisch veränderter Parameter der Atemmechanik unter äußerst standardisierten Bedingungen. Darüber hinaus kann der Einfluss verschiedener Beatmungsgeräte und unterschiedlicher Beatmungsmodi auf eine bestimmte Zielgröße, im vorliegenden Fall das Pendelvolumen, untersucht werden.

Zu den wesentlichen Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung zählt die Tatsache, dass bei der gewählten Versuchsanordnung die druckkontrollierte Beatmung in einem signifikant höheren Ausmaß zur Entstehung von Pendelvolumen als Ausdruck einer Gasverteilungsstörung geführt hat, als die volumenkontrollierte Beatmung. Auch unter Berücksichtigung der methodischen Einschränkungen des vorgestellten Modells muss dieses Ergebnis als überraschend bezeichnet werden. In den letzten Jahren hat sich die druckkontrollierte Beatmung (PCV) als Standardverfahren insbesondere zur Behandlung von Patienten mit einer Lungenschädigung durchgesetzt. Im Gegensatz zur volumenkontrollierten Beatmung (VCV) soll die PCV zu einer Minimierung der Überdehnung von „gesunden“ Alveolen durch Limitierung des Beatmungsdrucks führen [3]. Außerdem soll es zu einem verbesserten alveolären Recruitment (Eröffnung kollabierter Alveolen) und zur Verhinderung von Pendelvolumen kommen [1;33;37]. Diese Aussagen gründen sich jedoch vor allem auf theoretische Erwägungen, die sich bislang in klinischen Studien nicht haben belegen lassen.

So konnten Esteban und Mitarbeiter in einer prospektiven, randomisierten und multizentrischen Studie zum Vergleich von druckkontrollierter und volumenkontrollierter Beatmung keinen Überlebensvorteil für eine der Beatmungsformen zeigen [12].

Der Vergleich der Beatmungsparameter in verschiedenen Studien über druck- und volumenkontrollierte Beatmung zeigte, dass die Begrenzung des Beatmungsdrucks und des Atemzugvolumens eher einen Einfluss auf das Überleben haben als die Beatmungsform selbst [7;8;25]. So kann auch im volumenkontrollierten Modus mit einer entsprechenden Druckbegrenzung eine wirksame lungenprotektive Beatmung durchgeführt werden. Für die These, dass die Entstehung von Pendelvolumina vor allem mit der Anwendung von volumenkontrollierter Beatmung verbunden ist und bei der druckkontrollierten Beatmung kaum oder gar nicht auftritt, gibt es in der Literatur nicht genügend eindeutige Beweise. Insofern kann das Ergebnis dieser Modelluntersuchung zumindest als Indiz dafür gewertet werden, dass Pendelvolumina zwischen Lungenkompartimenten mit unterschiedlichen Resistance- und/oder Compliancenniveaus sowohl bei der druckkontrollierten als auch bei der volumenkontrollierten Beatmungsform entstehen. Die Tatsache, dass das Ausmaß des Pendelvolumens bei der PCV im Vergleich zur VCV signifikant größer war, lässt sich mit bisherigen Theorien nur schwer in Einklang bringen. Allerdings muss einschränkend hinzu gefügt werden, dass in der hier beschriebenen Versuchsanordnung bei der VCV keine Plateauphase eingestellt wurde, da die Beatmung beider Kompartimente mit den eingestellten Atemzugvolumina von 500 ml bzw. 750 ml möglich war, ohne dass die Beatmungsspitzen drücke eine kritische Grenze erreicht haben.

Ein weiteres wichtiges Ergebnis der vorliegenden Untersuchungen besteht in der Erkenntnis, dass die Gasverteilungsstörungen im Sinne der vermehrten Entstehung von Pendelluft, sowohl mit erhöhten Atemzugvolumina als auch mit steigenden Beatmungsdrücken zunehmen. Diesbezüglich bestätigen die Ergebnisse also die Resultate all jener Studien, die zur Entwicklung des Konzepts der lungenprotektiven Beatmung geführt haben, mit dem Ziel der Begrenzung des Atemzugvolumens sowie des maximalen Beatmungsdrucks [7;8;18]. Darüber hinaus liefert diese Studie Hinweise darauf, dass Complianceverminderungen möglicherweise zu ausgeprägteren Gasverteilungsstörungen führen als vergleichbare Resistanceerhöhungen.

Ob die unterschiedliche Atemgasflussgeneration der verwendeten Beatmungsgeräte einen Einfluss auf die Entstehung von Pendelvolumen hat, lässt sich nicht mit Sicherheit sagen. Es scheint jedoch so zu sein, dass der Oxylog 3000 bei Complianceverminderungen ein günstigeres Profil der Atemgasdistribution besitzt, während die Messergebnisse für den LTV 1000 nahelegen, dass dieses Gerät Vorteile bei einer Resistanceerhöhung bringt.

Möglicherweise führt beim LTV 1000 die Atemgasgeneration durch eine Turbine bei einem vergleichsweise hohen Maximalgasfluss dazu, dass bei einer Resistanceerhöhung die „poststenotischen“ Bereiche des „kranken“ Kompartimentes etwas besser ventiliert werden. Umgekehrt scheint beim Oxylog 3000 die Atemgasgeneration vor allem für die schnellen Kompartimente durch das Flowzerhacker-Prinzip besser dosiert zu erfolgen. Dadurch kann möglicherweise das Ausmaß des Pendelvolumens bei Complianceverminderung reduziert werden.

Sicherlich lassen sich aus den Ergebnissen dieser Arbeit keine direkten Schlussfolgerungen für beatmete Patienten ableiten. Andererseits bietet das beschriebene Modell die Möglichkeit, pulmonale Gasverteilungsstörungen unter den verschiedensten Bedingungen zu simulieren und somit wichtige pathophysiologische Informationen zu sammeln. Letztlich können solche Erkenntnisse helfen, die Resultate klinischer und tierexperimenteller Studien zu interpretieren, deren Nachteil das hohe Maß an Komplexität der Untersuchungsbedingungen ist. Dies gilt vor allem deshalb, weil sich die Messung intrapulmonaler Gasverteilungsstörungen insbesondere bei beatmeten Patienten, äußerst schwierig gestaltet.

Zur Bestimmung ventilatorischer Inhomogenitäten an Patienten bedient man sich zumeist Auswaschverfahren, die auf dem Einsatz von Inertgasen basieren [42]. Alternativ können nuklearmedizinische und radiologische Methoden sowie die elektrische Impedanztomographie eingesetzt werden [29;44]. Allerdings sind diese Verfahren häufig aufwendig und teuer und die Interpretation der Daten ist aufgrund der beschriebenen Komplexität oftmals schwierig [46]. Durch ein hohes Maß an Standardisierung der Untersuchungsbedingungen und Dank einer hohen Zeitauflösung kann im vorgestellten Simulationsmodell der wechselseitige Einfluss verschiedener Variablen der Atemmechanik genau analysiert werden. Damit bietet es eine wertvolle Ergänzung zu den obengenannten Verfahren zur Bestimmung ventilatorischer Verteilungsstörungen. Ziel der Beatmungstherapie ist eine möglichst homogene Verteilung des Atemgases auf alle Bereiche der Lunge. Eine intrapulmonale Gasumverteilung im Sinne der Entstehung von „Pendelluft“ sollte dabei verhindert werden, da es dadurch zu einer zyklischen Überblähung kleiner Atemwege kommen kann. Die Begrenzung des Beatmungsdrucks und des Atemzugvolumens ist dabei von größerer Bedeutung als die Beatmungsform selbst.

6. Zusammenfassung

Im Ergebnis der Untersuchung zeigt sich, dass das vorgestellte Modell geeignet ist, um intrapulmonale Gasverteilungsstörungen durch regionale Veränderungen von Compliance und Resistance unter Beatmungsbedingungen zu simulieren und zu neuen Erkenntnissen zu gelangen.

- Bei der druckkontrollierten Beatmung kommt es in beiden Kompartimenten mit steigendem inspiratorischem Beatmungsdruck zu einer Zunahme der Druck-, Volumen- und Flowänderungen ($p < 0,01$).
- Unter volumenkontrollierter Beatmung kommt es mit zunehmendem Tidalvolumen ebenfalls zu einer Zunahme der Druck-, Volumen- und Flowänderungen ($p < 0,01$).
- Eine Abnahme der Compliance führt zu einer proportionalen Zunahme des Pendelvolumens. Diese ist umso ausgeprägter je höher der inspiratorische Beatmungsdruck bzw. das Tidalvolumen sind ($p < 0,001$).
- Eine Erhöhung der Resistance führt ebenfalls zu einer proportionalen Zunahme des Pendelvolumens. Auch hier ist die Zunahme umso ausgeprägter, je höher der inspiratorische Beatmungsdruck bzw. das Tidalvolumen sind ($p < 0,001$).
- Die Effekte der Complianceverminderung sind bei allen Versuchsanordnungen deutlicher ausgeprägt, als die der Resistanceerhöhungen ($p < 0,001$).
- Die druckkontrollierte Beatmung führt bei Complianceverminderung wie auch bei Resistanceerhöhung zu einem größeren Pendelvolumen als die volumenkontrollierte Beatmung ($p < 0,001$).
- Bei einer Complianceverminderung ist die Zunahme des Pendelvolumens beim LTV 1000 ausgeprägter als beim Oxylog 3000. Das gilt für beide Beatmungsmodi (PCV und VCV) ($p < 0,05$).
- Bei einer Resistanceerhöhung ist die Zunahme des Pendelvolumens beim Oxylog 3000 ausgeprägter als beim LTV 1000. Das gilt ebenfalls für beide Beatmungsmodi ($p < 0,05$).

7. Literaturverzeichnis

- [1] Abdulla W. Maschinelle Beatmung. In: Abdulla W (Hrsg) Interdisziplinäre Intensivmedizin. Elsevier Urban & Fischer, München Jena, 2007: 131 - 166
- [2] Aloy A. Beatmung. In: Aloy A (Hrsg) Chirurgische Intensivmedizin. Springer, Wien New York, 2007: 69 - 74
- [3] Baermann A, Vonier R. Maschinelle Beatmung. In: Ullrich L, Stolecki D, Grünewald M (Hrsg) Intensivpflege und Anästhesie. Georg Thieme, Stuttgart, 2010: 151 - 167
- [4] Bamouni B, Dörries F, Frankenberger H, Büter T, Otten J. Vermessung eines aktiven Lungensimulators. Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering 2000; 45: 533 - 535
- [5] Bates JHT, Suki B. Assessment of peripheral lung mechanics. Respir Physiol Neurobiol 2008; 163: 54 – 63
- [6] Beske F. Auswirkungen der demographischen Entwicklung auf Prävalenz und Inzidenz von 22 Krankheiten bis zum Jahr 2050. Arzt und Krankenhaus 2009;10: 302 - 306
- [7] Brochard L, Roudot-Thoraval F, Roupie E et al. Tidal volume reduction for prevention of ventilator-induced lung injury in acute respiratory distress syndrome. The Multicenter Trial Group on Tidal Volume reduction in ARDS. Am J Respir Crit Care Med 1998; 158: 1831 - 1838
- [8] Brower RG, Shanholtz CB, Fessler HE et al. Prospective randomized controlled clinical trial comparing traditional versus reduced tidal volume ventilation in acute respiratory distress syndrome patients. Crit Care Med 1999; 27: 1492 - 1498
- [9] Burchardi H. Respiratorische Störungen-Pathophysiologie und Diagnostik. In: Burchardi, Larsen, Schuster, et al (Hrsg). Intensivmedizin Springer Berlin Heidelberg New York 2001: 454 - 455
- [10] Cutillo A, Bigler AH, Perondi R et al. Exercise and distribution of inspired gas in patients with obstructive pulmonary disease. Bull Eur Physiopathol Respir 1981; 17: 891 - 901
- [11] Dreyfuss D, Soler P, Saumon G. Mechanical ventilation-induced pulmonary edema. Interaction with previous lung alterations. Am J Respir Crit Care Med 1995; 151: 1568 - 1575
- [12] Esteban A, Alia I, Gordo F et al. Prospective randomized trial comparing pressure-controlled ventilation and volume-controlled ventilation in ARDS. For the Spanish Lung Failure Collaborative Group. Chest 2000; 117: 1690 - 1696
- [13] Fan E, Needham DM, Stewart TE. Ventilatory management of acute lung injury and acute respiratory distress syndrome. JAMA 2005; 294: 2889 – 2896
- [14] Frembgen St. Updaterate und Overview. In: ASL 5000 User`s Manual Software 3.2.n IngMar Medical Ltd. 2010;1st Edition: 17 - 22
- [15] Fu Z, Costello ML, Tsukimoto K et al. High lung volume increases stress failure in pulmonary capillaries. J Appl Physiol 1992; 73: 123 – 133

- [16] Gebrauchsanweisung und Gerätebuch für LTV 1000. Pulmonetic Systems Inc. 2000
- [17] Gebrauchsanweisung Notfall- und Transportbeatmungsgerät Oxylog 3000. Dräger Medical AG & Co.KGaA 2005; 8. Ausg.
- [18] Glenn RW. Determinants of regional ventilation and blood flow in the lung. *Intensive Care Med* 2009; 35: 1833 - 1842
- [19] Grünberg F. Sanfter Blick in die Lunge, *Drägerheft* 2011; 387: 58 - 61
- [20] Haberthür C, Guttman J, Osswald PM, Schweitzer M. Indizes der Atemmechanik. In: Haberthür C, Guttman J, Osswald PM, Schweitzer M (Hrsg) *Beatmungskurven*. Berlin Heidelberg New York, 2001: 41 - 43
- [21] Haberthür C, Guttman J, Osswald PM, Schweitzer M. Atemmechanik und Kurvenformen. In: Haberthür C, Guttman J, Osswald PM, Schweitzer M (Hrsg) *Beatmungskurven*. Berlin Heidelberg New York, 2001: 62
- [22] Haberthür C, Guttman J, Osswald PM, Schweitzer M. Volumenregulierte Beatmungsverfahren. In: Haberthür C, Guttman J, Osswald PM, Schweitzer M (Hrsg) *Beatmungskurven*. Berlin Heidelberg New York, 2001: 100-104
- [23] Haberthür C, Guttman J, Osswald PM, Schweitzer M. Druckgeregelte Beatmungsverfahren. In: Haberthür C, Guttman J, Osswald PM, Schweitzer M (Hrsg) *Beatmungskurven*. Springer, Berlin Heidelberg New York, 2001: 106-114
- [24] Hager DN, Krishnan JA, Hayden DL et al. Tidal volume reduction in patients with acute lung injury when plateau pressures are not high. *Am J Respir Crit Care Med* 2005; 172: 1241 - 1245
- [25] Harris RS, Winkler T, Tgavalekos N et al. Regional pulmonary perfusion, inflation, and ventilation defects in bronchoconstricted patients with asthma. *Am J Respir Crit Care Med* 2006; 174: 245 - 253
- [26] Hinz J, Hahn G, Quintel M. Elektrische Impedanztomographie – Reif für die klinische Routine bei beatmeten Patienten? *Der Anaesthetist* 2008; 57: 61 - 69
- [27] v. Hitzenstern U, Bein T, Crahé R et al. *Beatmungspraxis*. In: v. Hitzenstern U, Bein T (Hrsg) *Urban u. Fischer München Jena*, 2004: 171 – 173
- [28] Jaraus Th. Oxylog 2000 versus Ventipac 2D. In: Sefrin P (Hrsg.) *Beatmung im Rettungsdienst*. Zuckschwerdt München Bern Wien New York, 1995: 44 - 45
- [29] Kox WJ, Mills CJ. Measurement of alveolar gas mixing in mechanically ventilated patients. *Crit Care Med* 1992; 20: 924 - 927
- [30] Kuhlen R, Dembinski R. Respiratorische Insuffizienz – Pathophysiologie und Diagnostik. In: Burchardi H, Larsen R, Kuhlen R, Jauch KW, Schölmerich J (Hrsg). *Die Intensivmedizin*. Springer, Berlin Heidelberg New York, 2008: 469 – 474
- [31] Larsen R. Physiologie der Atmung. In: Larsen R, Ziegenfuß T (Hrsg) *Beatmung: Grundlagen und Praxis*. Springer, Berlin Heidelberg New York 2004: 19 - 59
- [32] Novak P, Schwanbom EA. Einfluß des Gasflußverlaufes auf das Ausmaß der Pendelluft. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering* 1981; 26: 277 – 278

- [33] Oczenski W. Atemmechanische Größen. In: Oczenski W (Hrsg) Atmen – Atemhilfen – Atemphysiologie und Beatmungstechnik. Georg Thieme, Stuttgart, 2007: 24-40
- [34] Oczenski W. Kompartimentmodell der Lunge. In: Oczenski W (Hrsg) Atmen – Atemhilfen – Atemphysiologie und Beatmungstechnik. Georg Thieme, Stuttgart, 2007: 79 - 84
- [35] Oczenski W. Faktoren der pulmonalen Gasaustauschstörung. In: Oczenski W (Hrsg) Atmen–Atemhilfen–Atemphysiologie und Beatmungstechnik. Georg Thieme, Stuttgart, 2008: 115 – 120
- [36] Oczenski W. Faktoren der pulmonalen Gasaustauschstörung. In: Oczenski W (Hrsg) Atmen–Atemhilfen–Atemphysiologie und Beatmungstechnik. Georg Thieme, Stuttgart 2008: 177
- [37] Pelosi P, Caironi P, Taccone P et al. Pathophysiology of prone positioning in the healthy lung and in ALI/ARDS. *Minerva Anesthesiol* 2001; 67: 238 - 247
- [38] Pfeifer M. Atemwegobstruktion und dynamische Überblähung. In: Bein T, Pfeifer M. (Hrsg) Intensivbuch Lunge MWV Medizinisch Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft Berlin, 2007: 209
- [39] Radermacher P, Hérigault R, Teisseire B et al. Low VA/Q areas: arterial-alveolar N₂ difference and multiple inert gas elimination technique. *J Appl Physiol* 1988; 64: 2224 – 2229
- [40] Rathgeber J. Beatmung in der Rettungsmedizin. In: Rathgeber J (Hrsg.) Grundlagen der maschinellen Beatmung. Georg Thieme, Stuttgart, 2010: 62
- [41] Rathgeber J. Beatmung in der Rettungsmedizin. In: Rathgeber J (Hrsg.) Grundlagen der maschinellen Beatmung. Georg Thieme, Stuttgart, 2010: 303 – 304
- [42] Rudolph A, Markstaller K, Gast KK et al. Visualization of alveolar recruitment in a porcine model of unilateral lung lavage using 3He-MRI. *Acta Anaesthesiol Scand* 2009; 53:1310 - 316
- [43] Schüttler J, Schmitz B, Bartsch AC, et al. Untersuchung zur Effizienz der notärztlichen Therapie bei Patienten mit Schädel-Hirn-bzw. Polytrauma. *Anästhesist* 1995; 44:850 - 858
- [44] Schwarz HR, Köckler N. Numerische Integration. In: Schwarz HR, Köckler N (Hrsg) Numerische Mathematik. Teubner, Stuttgart, 2006: 307 - 339
- [45] Striebel HW. Physiologie und Pathophysiologie der Atmung. In: Striebel HW. (Hrsg) Die operative Intensivmedizin: Sicherheit in der klinischen Praxis. Schattauer, Stuttgart, 2008: 35 - 41
- [46] Wauer HJ, Lorenz BA, Kox WJ. FRC-Messung bei beatmeten Intensivpatienten: Eine Standortbestimmung. *Der Anaesthesist* 1998; 47: 844 – 855
- [47] WHO-Report 2007: <http://www.who.int>. (Zugriff 2010)
- [48] Zietz G. Intrapulmonale Gasverteilung. In: Zietz G Beatmungsgeräte Verlag Volk und Gesundheit Berlin 1981: 89

8. Anhang

8.1 Wertetabellen LTV 1000

Simulatoreinstellung		Messwerte		
Kompartiment 1	Kompartiment 2	Parameter	Kompartiment 1	Kompartiment 2
R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25	R ₂ = 10 / C ₂ = 25 R ₂ = 15 / C ₂ = 25 R ₂ = 20 / C ₂ = 25	p _{max.} p _{max.} p _{max.}	34,45 mbar 34,14 mbar 34,37 mbar	33,53 mbar 31,72 mbar 30,25 mbar
R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25	R ₂ = 10 / C ₂ = 25 R ₂ = 15 / C ₂ = 25 R ₂ = 20 / C ₂ = 25	Vol. Vol. Vol.	861,27 ml 853,62 ml 859,26 ml	838,36 ml 792,95 ml 756,16 ml
R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25	R ₂ = 10 / C ₂ = 25 R ₂ = 15 / C ₂ = 25 R ₂ = 20 / C ₂ = 25	Flow Flow Flow	60,72 l/min 68,48 l/min 73,25 l/min	50,26 l/min 49,26 l/min 47,26 l/min
R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25	R ₂ = 10 / C ₂ = 25 R ₂ = 15 / C ₂ = 25 R ₂ = 20 / C ₂ = 25	∫ΔFlow ∫ΔFlow ∫ΔFlow	↔	7,59 ml*s 20,42 ml*s 40,02 ml*s
R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25	R ₂ = 5 / C ₂ = 20 R ₂ = 5 / C ₂ = 15 R ₂ = 5 / C ₂ = 10	p _{max.} p _{max.} p _{max.}	34,69 mbar 35,23 mbar 36,24 mbar	34,82 mbar 35,63 mbar 37,05 mbar
R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25	R ₂ = 5 / C ₂ = 20 R ₂ = 5 / C ₂ = 15 R ₂ = 5 / C ₂ = 10	Vol. Vol. Vol.	867,20 ml 880,72 ml 905,92 ml	696,23 ml 534,40 ml 370,49 ml
R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25	R ₂ = 5 / C ₂ = 20 R ₂ = 5 / C ₂ = 15 R ₂ = 5 / C ₂ = 10	Flow Flow Flow	56,60 l/min 60,52 l/min 70,94 l/min	48,05 l/min 41,01 l/min 34,00 l/min
R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25	R ₂ = 5 / C ₂ = 20 R ₂ = 5 / C ₂ = 15 R ₂ = 5 / C ₂ = 10	∫ΔFlow ∫ΔFlow ∫ΔFlow	↔	352,75 ml*s 713,52 ml*s 1093,66 ml*s

Tab.4 LTV 1000; PCV 30 mbar; Resistance- u. Complianceänderungen

↔ Pendelvolumen

Simulatoreinstellung		Messwerte		
Kompartiment 1	Kompartiment 2	Parameter	Kompartiment 1	Kompartiment 2
R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25	R ₂ = 10 / C ₂ = 25 R ₂ = 15 / C ₂ = 25 R ₂ = 20 / C ₂ = 25	ρ _{max.} ρ _{max.} ρ _{max.}	15,65 mbar 16,03 mbar 16,03 mbar	14,98 mbar 14,65 mbar 14,65 mbar
R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25	R ₂ = 10 / C ₂ = 25 R ₂ = 15 / C ₂ = 25 R ₂ = 20 / C ₂ = 25	Vol. Vol. Vol.	391,32 ml 400,84 ml 400,78 ml	374,51 ml 366,14 ml 366,20 ml
R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25	R ₂ = 10 / C ₂ = 25 R ₂ = 15 / C ₂ = 25 R ₂ = 20 / C ₂ = 25	Flow Flow Flow	21,52 l/min 24,26 l/min 25,37 l/min	12,93 l/min 12,45 l/min 12,53 l/min
R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25	R ₂ = 10 / C ₂ = 25 R ₂ = 15 / C ₂ = 25 R ₂ = 20 / C ₂ = 25	∫ΔFlow ∫ΔFlow ∫ΔFlow	↔	1,36 ml*s 5,27 ml*s 5,50 ml*s
R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25	R ₂ = 5 / C ₂ = 20 R ₂ = 5 / C ₂ = 15 R ₂ = 5 / C ₂ = 10	ρ _{max.} ρ _{max.} ρ _{max.}	15,32 mbar 18,83 mbar 21,45 mbar	15,32 mbar 19,13 mbar 21,96 mbar
R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25	R ₂ = 5 / C ₂ = 20 R ₂ = 5 / C ₂ = 15 R ₂ = 5 / C ₂ = 10	Vol. Vol. Vol.	383,02 ml 470,67 ml 536,18 ml	383,00 ml 287,01 ml 219,62 ml
R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25	R ₂ = 5 / C ₂ = 20 R ₂ = 5 / C ₂ = 15 R ₂ = 5 / C ₂ = 10	Flow Flow Flow	17,44 l/min 18,72 l/min 21,13 l/min	17,50 l/min 15,80 l/min 15,05 l/min
R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25 R ₁ = 5 / C ₁ = 25	R ₂ = 5 / C ₂ = 20 R ₂ = 5 / C ₂ = 15 R ₂ = 5 / C ₂ = 10	∫ΔFlow ∫ΔFlow ∫ΔFlow	↔	0,03 ml*s 298,08 ml*s 496,65 ml*s

Tab.5 LTV 1000; VCV 750 ml; Resistance- u. Complianceänderungen

↔ Pendelvolumen

8.2 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

- Abb. 1 Schematische Darstellung des Simulationsmodells [14]
- Abb. 2 Darstellung des Beatmungsgerätes Oxylog 3000 [17]
- Abb. 3 Darstellung des Beatmungsgerätes LTV 1000 [16]
- Abb. 4 Auszug aus dem ASL 5000 Softwareprogramm zur Programmierung der Kompartimentmodelle [14]
- Abb. 5 Darstellung des vierten bis sechsten Beatmungshubes beim LTV 1000, VCV mit V_T 750ml und Resistancedifferenz 5/10 mbar/l/s mittels LabVIEW 8.2
- Abb. 6 Druckkurvenverlauf volumenkontrollierte Beatmung (Oxylog 3000)
- Abb. 7 Druckkurve LTV 1000; PCV 30 mbar; Compliancedifferenz 15 ml/mbar
- Abb. 8 Volumenkurve LTV 1000; PCV 30 mbar; Compliancedifferenz 15 ml/mbar
- Abb. 9 Flowkurve LTV 1000; PCV 30 mbar; Compliancedifferenz 15 ml/mbar
- Abb. 10 Kurve Integral Delta Flow LTV 1000; PCV 30 mbar; Compliancedifferenz 15 ml/mbar
- Abb. 11 Veränderungen des Pendelvolumens bei verminderter Compliance unter druckkontrollierter Beatmung (PCV)
- Abb. 12 Druckkurve LTV 1000; VCV 750 ml; Compliancedifferenz 15 ml/mbar
- Abb. 13 Volumenkurve LTV 1000; VCV 750 ml; Compliancedifferenz 15 ml/mbar
- Abb. 14 Flowkurve LTV 1000; VCV 750 ml; Compliancedifferenz 15 ml/mbar
- Abb. 15 Kurve Integral Delta Flow LTV 1000; VCV 750 ml; Compliancedifferenz 15 ml/mbar
- Abb. 16 Veränderungen des Pendelvolumens bei verminderter Compliance unter volumenkontrollierter Beatmung (VCV)
- Abb. 17 Druckkurve LTV 1000; PCV 30 mbar; Resistancedifferenz 15 mbar/l/s
- Abb. 18 Volumenkurve LTV 1000; PCV 30 mbar; Resistancedifferenz 15 mbar/l/s
- Abb. 19 Flowkurve LTV 1000; PCV 30 mbar; Resistancedifferenz 15 mbar/l/s
- Abb. 20 Kurve Integral Delta Flow LTV 1000; PCV 30 mbar; Resistancedifferenz 15 mbar/l/s
- Abb. 21 Veränderungen des Pendelvolumens bei steigender Resistance unter druckkontrollierter Beatmung (PCV)
- Abb. 22 Druckkurve LTV 1000; VCV 750 ml; Resistancedifferenz 15 mbar/l/s
- Abb. 23 Volumenkurve LTV 1000; VCV 750 ml; Resistancedifferenz 15 mbar/l/s
- Abb. 24 Flowkurve LTV 1000; VCV 750 ml; Resistancedifferenz 15 mbar/l/s
- Abb. 25 Kurve Integral Delta Flow LTV 1000; VCV 750 ml; Resistancedifferenz 15 mbar/l/s
- Abb. 26 Veränderungen des Pendelvolumens bei steigender Resistance unter volumenkontrollierter Beatmung (VCV)

- Tab. 1 Resistance- und Complianceeinstellung
- Tab. 2 Veränderungen der Beatmungsparameter im Vergleich zur Ausgangsmessung (Complianceänderung)
- Tab. 3 Veränderungen der Beatmungsparameter im Vergleich zur Ausgangsmessung (Resistanceänderung)
- Tab. 4 Werte LTV 1000 PCV 30 mbar Compliance- und Resistanceänderungen
- Tab. 5 Werte LTV 1000 VCV 750 ml Compliance- und Resistanceänderungen

8.3 Einheiten und Symbole

bar	Bar
°C	Grad Celsius
h	Stunde
l	Liter
mbar	Millibar
mbar/l	Millibar pro Liter
mbar/l/s	Millibar pro Liter pro Sekunde
min	Minute
ml	Milliliter
ml/s	Milliliter pro Sekunde
ml*s	Milliliter mal Sekunde
%	Prozent
s	Sekunde

9. Danksagung

An der Entstehung dieser Arbeit waren mehrere Menschen beteiligt, denen ein großes Dankeschön gebührt.

Zuallererst möchte ich mich bei meiner Frau bedanken. Ich danke ihr insbesondere für ihre große Geduld und die kritischen, aber auch aufmunternden Worte in den schwierigen Phasen der Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. Mario Hensel und Herrn Prof. Dr. Olaf Schedler für die Bereitstellung des Themas, die geduldige Betreuung während der Arbeit sowie die vielen konstruktiven und motivierenden Gespräche.

Ebenso großer Dank gilt Herrn Prof. Stein, Hochschule Senftenberg (FH) für die Weiterentwicklung des Programmes LabView. Dadurch wurde eine korrekte wissenschaftliche Auswertung der Daten unserer Untersuchungen erst möglich.

Dank gilt auch meiner Tochter Maren für ihre kritischen und hilfreichen Hinweise zur Arbeit und meinem Sohn Christoph für seine Unterstützung bei kniffligen Problemen am Computer.

10. Curriculum vitae

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

11. Erklärung an Eides Statt

Ich, Reinhart Kunze, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Evaluation eines Simulationsmodells zur Untersuchung intrapulmonaler Gasverteilungsstörungen unter Beatmungsbedingungen mit Hilfe zweier Notfall-Beatmungsgeräte“ ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter selbst verfasst, keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.

Datum

Unterschrift