

BACHELORARBEIT

Laborgestützte Messsimulation des CO₂ und O₂ Monitorings bei Hochfrequenzbeatmung

ausgeführt von Katharina Stiglbrunner
A-1170 Wien, Römbergasse 76/5

Begutachter: Dr. Andreas Drauschke

Wien, 13. Mai 2009

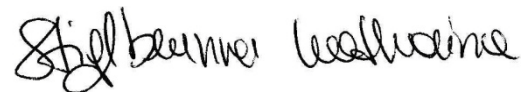


Ausgeführt an der FH Technikum Wien
Studiengang Biomedical Engineering

Eidesstattliche Erklärung

„Ich erkläre hiermit an Eides Statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig angefertigt habe. Die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht. Die Arbeit wurde bisher weder in gleicher noch in ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt und auch noch nicht veröffentlicht.“

Wien, 13. Mai 2009



(Stiglbrunner Katharina)

Kurzfassung

Lungenprotektive Beatmungsmethoden werden in der heutigen Notfallmedizin und auch in der Intensivmedizin immer wichtiger. Die Beatmungsmethoden werden kontinuierlich überprüft und die dazu verwendeten Geräte dem notwendigen Standard stetig angepasst. Dieser Bereich der Forschung wird in den Firmen kontinuierlich durchgeführt, sodass sich die im Alltag eingesetzten Beatmungsgeräte immer am neuesten Stand der Technik befinden. Ein wichtiger Bestandteil der heutigen Technik im Bereich der lungenprotektiven Beatmung ist das Atemgasmonitoring. Im Besonderen wird ein Augenmerk auf das Monitoring des endtidalen CO_2 gelegt, da die CO_2 Elimination ein wichtiger Parameter ist, um den physiologischen Zustand des Patienten zu überwachen. Mit Hilfe des Kapnogramms kann der Status und der zeitliche Verlauf der Beatmung, der Perfusion und auch des Säure-Basen-Haushalts überprüft werden. Durch das Monitoring des respiratorischen Status-quo des Patienten kann im Falle einer beatmungsbedingten oder -assoziierten Komplikation ad hoc gegengesteuert werden, um die Risiken für die Lunge und auch das Leben des Patienten zu minimieren.

In dieser Bachelorarbeit wird der entwickelte, innovative und laborgestützte Messaufbau vorgestellt, im Zuge dessen das Gasmonitoring-Tool von Sauerstoff (O_2) und Kohlendioxid (CO_2) des Beatmungsgerätes TwinStream® der Firma Carl Reiner (mit der Beatmungsmethode Superponierte High Frequency Jet Ventilation, SHFJV®) überprüft wurde. Mit Hilfe der Aufnahme von Messwerten wurde eine statistisch-basierte Auswertung durchgeführt, die Resultate im Bezug auf die genaue Messungen der Atemgase des Monitoringtools des Beatmungsgerätes liefern. Im Zuge dieser Arbeit werden der Messaufbau und die Resultate angeführt und diskutiert.

Schlagwörter: CO_2 - O_2 Monitoring, Beatmung, Kapnogramm, SHFJV®

Abstract

Lung protective ventilation methods are gaining more importance in several areas of today's emergency medicine and intensive care. Ventilation methods are controlled continuously and in order the artificial respiratory equipments are enhanced and research continues. An emphasis is put on the high preference of lung protective ventilation, monitoring systems of respiratory gas and the equipment used in the process of ventilation. In the course of the high preference, the attention is turned to monitoring the endtidal CO₂, because the CO₂ elimination is a precise and fundamental parameter for the observation of the physiological status of the patient. With the assistance of the capnogram the status quo and the trend of ventilation, perfusion and also of acid-base balance is continuously monitored. In the course of monitoring the respiratory status quo of the patient the medical personnel can counteract quickly in case of artificial ventilation or ventilation associated complications, to minimize risks for the lung and the life of the patient.

In this thesis the self designed and innovative, laboratory supported measuring setup is presented, for reviewing the gas monitoring tool of oxygen (O₂) and carbon dioxide (CO₂) of the respirator TwinStream® from the Carl Reiner Company (with the ventilation method SHFJV®). A statistically based analysis has been realized with records of measured data and this shows great promise for an improvement of this monitoring tool. In this paper the measuring setup and results are presented and discussed.

Keywords: CO₂- O₂ Monitoring, Ventilation, Capnogram, SHFJV®

Danksagung

Dank gilt meiner Familie und meinen Freunden, die mich bis jetzt auf meinem Lebensweg tatkräftig unterstützt haben.

Ich danke meinem Betreuer Dr. Andreas Drauschke, der durch sein Feedback und sein stetig offenes Ohr das Verfassen der bestehenden Bachelorarbeit positiv beeinflusst hat.

An dieser Stelle möchte ich mich auch für die Kooperation mit der Firma Carl Reiner und den Wissensaustausch mit den von der Firma zur Verfügung gestellten Kontaktpersonen bedanken.

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|----|
| 1. Einleitung, Motivation | 1 |
| 2. Atmung und Beatmung..... | 3 |
| 2.1. Respiratorisches System | 3 |
| 2.2. Beatmung & Beatmungsformen..... | 6 |
| 2.3. Beatmungsmethode SHFJV® im Beatmungsgerät TwinStream®..... | 10 |
| 2.4. O ₂ und CO ₂ Monitoring der Atemgase bei SHFJV® mit dem Beatmungsgerät TwinStream®..... | 12 |
| 3. Ergebnisse | 15 |
| 3.1. Abhängigkeit von Sauerstoffgehalt und Compliance..... | 15 |
| 3.2. Zusammenhang der CO ₂ Werte bei der kleinen Leckage..... | 16 |
| 3.3. Zusammenhang der CO ₂ Werte bei der mittleren Leckage | 18 |
| 3.4. Zusammenhang der CO ₂ Werte bei der großen Leckage..... | 20 |
| 3.5. Zusammenhang der Steigung der CO ₂ Konzentrationen und des gemessenen Sauerstoffwertes | 21 |
| 4. Diskussion..... | 23 |
| 5. Ausblick..... | 24 |
| Literaturverzeichnis | 26 |

1. Einleitung, Motivation

Der Begriff der Inspiration ist ein wichtiger Bestandteil der altphilologischen Kulturzeit und auch der modernen Medizin des heutigen Jahrhunderts geworden. In der Antike wurde der Begriff der Inspiration (lat. *inspiratio*) wörtlich mit Einhauchen von Leben übersetzt und auch als Beseelung des Menschen verstanden. In der modernen Welt ist diese Auslegung des Wortes auch noch rudimentär enthalten, beispielsweise hofft man auf Inspiration, auf eine Idee, welche die Motivation und die Kreativität in jeglicher Hinsicht belebt.



Abbildung 1: Beauty, 1993, Museum of Modern Art San Francisco (Eliasson, 1993); der Mythos der Antike, dass Inspiration eine Beseelung des Geistes ist, sodass wir neue Kraft und Energie haben, besteht im heutigen Wortgebrauch ebenso, wenn wir auf Inspiration hoffen

Die moderne Medizin versteht unter dem Begriff der Inspiration das Einatmen, ein Vorgang der bei gesunden Menschen automatisch von Statten geht und den Körper mit Sauerstoff versorgt und den Säure-Basen- Haushalt reguliert (Hubble, 2007). Liegen respiratorische oder lebensbedrohliche Probleme vor, sodass der Mensch nicht selbstständig atmen kann oder intubiert¹ werden muss, wird eine künstliche Beatmung durchgeführt. Im Bereich der Notfallmedizin, Intensivmedizin oder Anästhesie dienen verschiedene Beatmungsmethoden dazu den Patienten und dessen physiologische Grundprozesse künstlich aufrecht zu halten. Im Zuge der

¹ Eine Intubation kann mit einem Tubus oder einem Laryngoskop durchgeführt werden

Beatmung werden die Atemgase im Inspirations- und/oder Expirationsschenkel² überwacht um den physiologischen Zustand des Patienten beurteilen zu können. Das Beatmungsmonitoring wird als Teil des intensivmedizinischen Monitorings angewandt und darf bei einer Operation nicht fehlen, jedoch muss eine Beatmungstherapie zusätzlich mit einer arteriellen Blutgasanalyse überwacht werden (Oczenski, 2008). Wird an der Beatmungsmaschine eine Gasanalyse von Sauerstoff (O₂) und Kohlendioxid (CO₂) durchgeführt, soll der Anästhesist oder das Operationspersonal mit Warnhinweisen akustischer oder visueller Art auf ein Verlassen der vorher auf den Patienten angepassten Grenzen hingewiesen werden. Die Aufgabe des medizinischen Personals ist es unter anderem den physiologischen Zustand des Patienten während einer Operation über die Kapnographie zu überwachen, und in so einem Fall können Warnsignale von den Beatmungsmaschinen eine zusätzliche Unterstützung sein. Diese eingebauten Signale sollen einer Prävention oder einer frühzeitigen Erkennung beatmungsbedingter oder -assoziierter Komplikationen dienen. Eines dieser Beatmungsgeräte, welches die eingestellten Parameter der Beatmung und die Atemgasanalyse überwacht, ist der TwinStream® von der Firma Carl Reiner. Dieses Gerät appliziert das Atemgemisch mit zwei unterschiedlichen Frequenzen, einmal niederfrequent und einmal hochfrequent, wobei die Hochfrequenz auf die Niederfrequenz superponiert wird. Diese Beatmungsmethode SHFJV® (Superponierte High Frequency Jet Ventilation) wird im Bereich der Medizin verwendet, die Geräte mit vielen zusätzlichen Funktionen stehen beispielsweise im Allgemeinen Krankenhaus Wien und im Otto-Wagner Spital Wien. Im Bereich von HNO und Pneumologie ist der TwinStream® oft in Verwendung, da der Patient via eines Laryngoskops, welches distal und proximal offen ist, intubiert und beatmet wird, wodurch der operierende Arzt eine gute Sicht auf das Operationsfeld hat und auch mit Laser hantieren kann. Aufgrund dieser Funktionsweise wird eine gute Oxygenierung des Patienten angenommen, obwohl sich das oft schwierige Operationsfeld im Bereich des Atemapparates befindet. Ein offenes System hat im Gegensatz zu einem Tubus aber nicht nur Vorteile, denn aufgrund des zusätzlichen Ansaugens der Umgebungsluft besteht ein relativ großer Fehler im Bereich der Atemgasanalyse. Im Zuge des Berufspraktikums der Autorin wurde ein Messaufbau erstellt, in dem die Atemgasanalyse von O₂ und CO₂ auf ihre Richtigkeit geprüft wurde. Die Messung des Expirationsatemgasgemisches hat beim TwinStream® gewisse Ungenauigkeiten, da die Gasprobe im Laryngoskop entnommen wird und falls dies nicht dicht mit der Stimmritze des Patienten abschließt, wird zusätzliche Umgebungsluft aus dem Operationsfeld angesaugt und die gemessene Probe entspricht nicht mehr dem alveolären Gasgemisch des Patienten.

In der folgenden Bachelorarbeit werden der innovative und selbst erstellte Messaufbau beschrieben und die Auswertungen der Messergebnisse dargelegt. Die Messungen und der laborgestützte Aufbau wurden bei der Firma Carl Reiner mit dem Beatmungsgerät TwinStream® durchgeführt. Es wurden Aussagen bezüglich der Genauigkeit der Atemgasanalyse des Kohlendioxids des Beatmungsgerätes getroffen und eine Korrelation zu der Messung des Sauerstoffs gefunden.

² Inspirations- oder Expirationsschenkel ist der Arm oder der Bereich während der Einatmung beziehungsweise der Ausatmung

2. Atmung und Beatmung

Im Kapitel der Atmung und Beatmung werden die verschiedenen Bereiche und Funktionsprinzipien der Atmung und der Beatmung erklärt, um schlussendlich zu den inspiratorischen und expiratorischen Gasanalysemessungen des TwinStreams ® hinzuführen und den Umsatz des Messaufbaus zu beschreiben.

2.1. Respiratorisches System

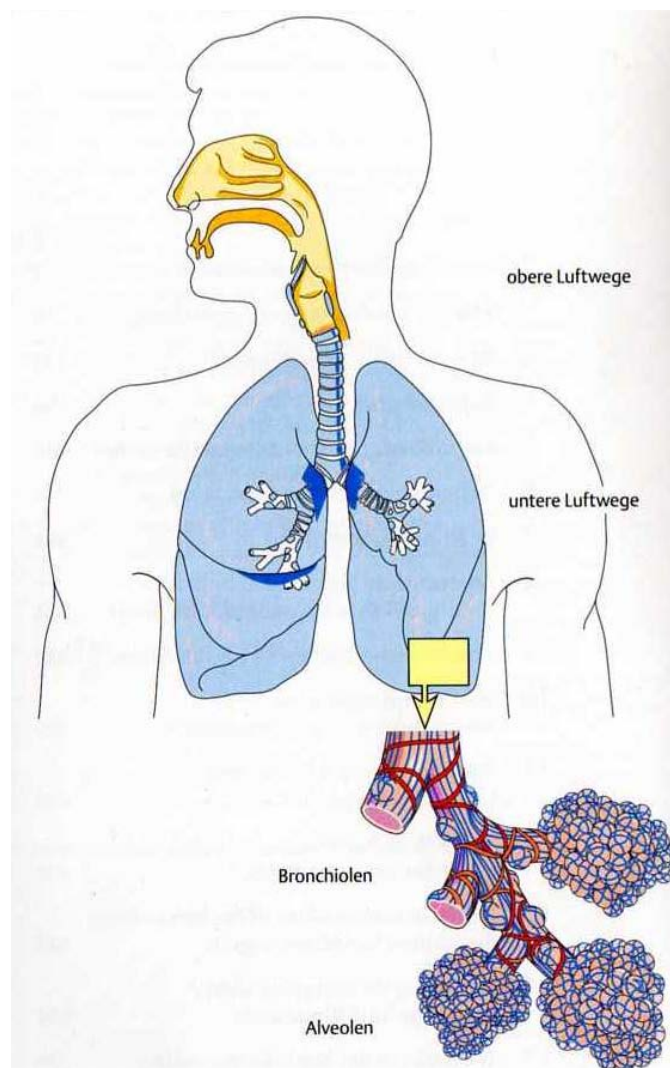


Abbildung 2: Die Anatomie des Respirationstraktes wird in obere und untere Luftwege aufgeteilt; schematische Darstellung des Lungengewebes bis hin zu den Alveolen wo der Gasaustausch stattfindet (Oczenski, 2008)

Der notwendige Austausch von Sauerstoff und Kohlendioxid im Körper ist essentiell um den Stoffwechsel und den Energiehaushalt aufrecht zu halten. In Abbildung 2 wird der gesamte Respirationstrakt dargestellt, den die Atemluft passieren muss um bis zu den Alveolen zu gelangen, wo schlussendlich der Gasaustausch passiert. Dieser Metabolismus kann aber nur von statten gehen, wenn neben der Atmung, andere wichtige Parameter funktionieren, wie der beispielsweise der Säure-Basen-Haushalt und die Regulation der Körpertemperatur (Hubble, 2007). Grundsätzlich kann gesagt werden, dass an der Atmung zwei große Funktionssysteme beteiligt sind: die Lunge und das Herz-Kreislauf-System, wobei die Lunge dem Austausch der Atemgase dient und das Herz-Kreislauf-System den Transport dieser über den Weg des Blutes übernimmt (Larsen, et al., 1999).

Das respiratorische System kann in vier Teilprozesse aufgeteilt werden, die Ventilation, der pulmonale Gasaustausch, der Transport von Sauerstoff zu den Geweben und Kohlendioxid Elimination und schlussendlich die Regulation der Atmung (Larsen, et al., 1999).

Die Atmung und das respiratorische System werden in äußere und innere Atmung aufgeteilt. Hierbei umfasst die äußere Atmung die Ventilation und den Gasaustausch, welcher in Abbildung 3 ersichtlich ist, und die innere Atmung die biologische Oxydation des Sauerstoffs (O_2) zu Kohlendioxid (CO_2) und Wasser (H_2O). Im Zuge dieses Vorganges oder Metabolismus wird energiereiches Adenosintriphosphat (ATP) gebildet (Oczenski, 2008).

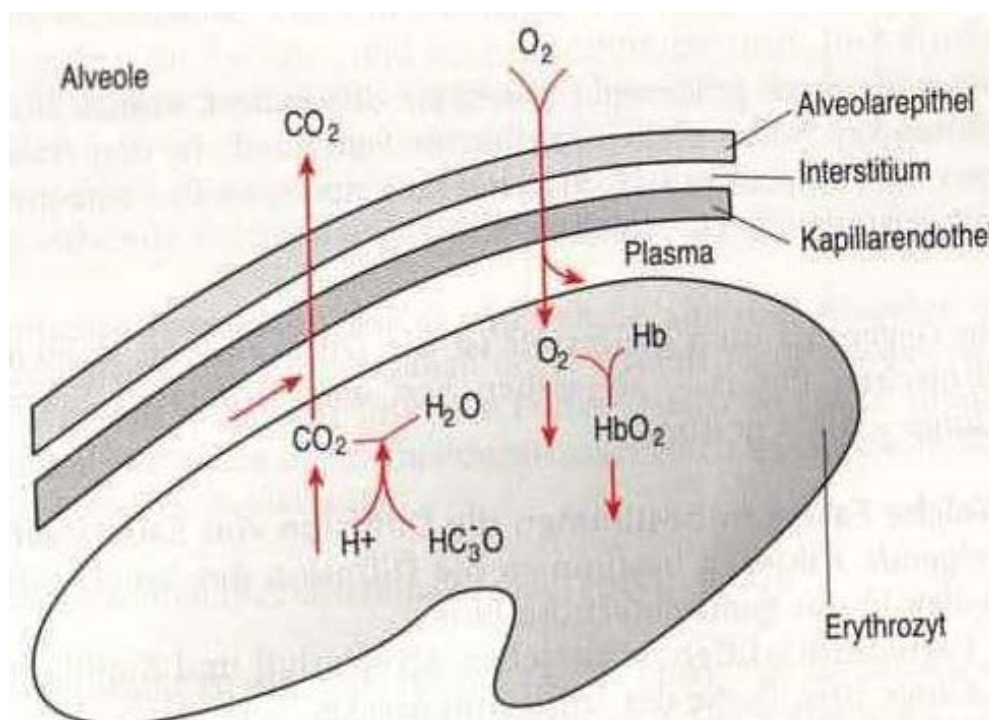


Abbildung 3: die äußere Atmung beschreibt den Transportweg von O_2 und CO_2 beim pulmonalen Gasaustausch zwischen Alveolarepithel und Erythrozyt in der Alveole (mod. nach Schmidt u. Thews 1995) (Larsen, et al., 1999)

Die wichtigste Funktion der Ventilation ist die Belüftung, also die Aufrechterhaltung der physiologischen Partialdrücke von O₂ und CO₂ in der Alveolarluft und im arteriellen Blut. Die Ventilation wird so gesteuert, dass in der Alveolarluft ein pO₂ von circa 100 mmHg und ein pCO₂ von circa 40 mmHg herrscht (Larsen, et al., 1999). Ein wichtiger diagnostischer Faktor, der durch das Gasgemisch entsteht ist der respiratorische Quotient, welcher folgendermaßen berechnet wird:

$$RQ = \frac{VCO_2(ml/min)}{VO_2(ml/min)}$$

Der respiratorische Quotient ist definiert als das Verhältnis von CO₂ Produktion (VCO₂) zu O₂ Aufnahme (VO₂) (Oczenski, 2008).

Um das prinzipielle Verständnis der physiologischen Funktion der Lunge und den sich darin befindenden Prinzipien besser zu verstehen, werden kurz grundlegende physikalische Eigenschaften im Bezug auf den Respirationstrakt beschrieben. Die Luft kann im Allgemeinen nur von einem Ort höheren Druckes zu einem Gebiet niedrigeren Druckes strömen. In der Lunge bedeutet dies, dass am Ende der Expiration der alveoläre Druck gleich groß ist wie der Atmosphärendruck und daher findet keine Luftströmung mehr statt. Während der Inspiration müssen die durch die Kontraktion der Atemmuskeln entstehenden Kräfte einige physiologische Eigenschaften der Lunge, wie Strömungswiderstände des Tracheobronchialbaums oder elastische Widerstände von Lunge und Thorax, überwunden werden, damit die Atemluft strömen kann (Larsen, et al., 1999).

Die Beschreibung des respiratorischen Systems mit seinen Eigenschaften wird oft mit einer Analogie zu der Elektronik beschrieben:

Tabelle 1: Analogien der Elektronik und dem respiratorischen System (Kessler, 2000)

| Lungensystem | Einheit | Elektrisches Modell | Einheit |
|--|--------------------------|----------------------------|----------------|
| Volumen V | l | Ladung Q | As |
| Flow \dot{V} | l/min | Strom I | A |
| Druck p | Pa | Spannung U | V |
| Respiratorische Resistance R _{resp} | Pa/(l/min) | Ohmscher Widerstand R | Ω |
| Respiratorische Compliance C _{resp} | l/Pa | Kapazität C | F |
| Respiratorische Elastance E _{resp} | Pa/l | Admittanz Y | 1/F |
| Respiratorische Inertance I _{resp} | Pa/(l/min ²) | Induktivität L | H |

Die respiratorische Resistance R_{resp} beschreibt den Atemwegswiderstand der Lunge, der durch die innere Reibung der strömenden Atemluft und den Atemwegen hervorgerufen wird (Larsen, et al., 1999). Der Atemwegswiderstand ist in den oberen Atemwegen bis zur 6. Generation am höchsten. Grund für den geringen Atemwegswiderstand in den kleinen Atemwegen ist die zur Peripherie hin stark zunehmende Anzahl von Bronchien und Bronchiolen, die zwar immer enger aber gleichzeitig immer kürzer werden, denn durch die starke Verzweigung wird der Gesamtquerschnitt immer größer (Larsen, et al., 1999).

Ein weiterer wichtiger Parameter bei der Beschreibung der Lungeneigenschaften ist die Compliance C_{resp} , welche als Volumensänderung ΔV pro Einheit Druckänderung Δp beschrieben wird. Diese Elastizität oder auch Dehnungsfähigkeit des Atemapparats kann auch mit Hilfe von Ruhedehnungskurven gemessen werden (Larsen, et al., 1999). Der Kehrwert der Compliance wird als Elastance E_{resp} oder Steifigkeit bezeichnet.

Wenn eine Masse, hier das Lungengewebe und das Atemgas, in eine bestimmte Richtung beschleunigt wird, müssen neben den resistiven und elastischen Widerständen auch die beschleunigungsbedingten Widerstände überwunden werden. Die Inertance I_{resp} stellt ein Maß für die Massenträgheit des respiratorischen Systems dar (Kessler, 2000).

2.2. Beatmung & Beatmungsformen

Die Beatmung von Menschen, die selbst nicht mehr, nur mehr bedingt atmen können oder bei einer Operation intubiert werden, sichert die Aufrechterhaltung der respiratorischen Funktionen und in weiterer Folge auch die Versorgung der Körperzellen mit der notwendigen Energie. Sicherlich ist die Beatmung und deren Geräte eine fundamentale Entwicklung der Medizin, um die Patienten künstlich beatmen zu können, jedoch treten durch falsche Bedienung oder Einstellungen Fehler auf, die für die Patienten fatale Folgen haben können, wie beispielsweise Barotrauma, Regurgitation oder in manchen Fällen Tod (Aufderheide & Lurie, 2004).

Die Entwicklung der künstlichen mechanischen Beatmung hielt in den 1950iger Jahren Einzug in die Intensivmedizin (Ritacca & Stewart, 2003). Auch wenn diese Entwicklung ein großer innovativer Fortschritt war, so können doch nicht alle pathologischen Atemformen mit derselben Beatmungsmethode behandelt werden. Wie beispielsweise bei dem ‚Acute Respiratory Distress Syndrome‘ (ARDS) reichen die vorhandenen Geräte mit deren Funktionsweisen nicht mehr aus. Weitere Gründe für die Suche nach Alternativen oder Verbesserungen der bestehenden Beatmungsmethoden, sind die Überdehnungen des Lungengewebes und die Gefahr des Kollapses der Lungenalveolen, die das Lungengewebe schädigen können (Ritacca, et al., 2003), (Van de Kieft, et al., 2005).

Die hier genannten Gründe haben einen großen Teil dazu beigetragen, warum vor 30 Jahren die Hochfrequenzbeatmung entwickelt wurde, die heute in der Praxis verwendet wird, aber auch im Bereich der medizinischen Forschung vorhanden ist. Der Fokus dieser Beatmungsmethode wird auf die lungenprotektive Funktionsweise gerichtet, dieser Fachterminus bedeutet, dass bei dieser Beatmungsform die Lunge und das Lungengewebe des Patienten durch spezielle Einstellungen wie Druck oder Volumen möglichst gut vor Komplikationen geschützt werden. Eine dieser innovativen Beatmungsmethoden ist die Hochfrequenzbeatmung. Diese lungenprotektive Form wird zu den unkonventionellen Beatmungsmethoden gezählt, da nicht physiologische Atemfrequenzen und Atemhubvolumina verwendet werden (Larsen & Ziegenfuß, 1999). Das Spektrum der Hochfrequenzbeatmung reicht von einer aktiven zu einer passiven Expiration (Froese, 1984), wobei diese Methodik hauptsächlich in der Pädiatrie eingesetzt wird, im Bereich der adulten Patienten liegen noch wenige Studien vor (Ritacca & Stewart, 2003).

Die Aufteilung der Beatmungsmethoden variiert bei unterschiedlichen Literaturquellen, beispielsweise werden auch Unterteilungen in kontrollierte, augmentierte Beatmung und Spontanatmung vollzogen (Oczenski, 2008).

Die unterschiedlichen Beatmungsformen können auch grob in konventionell (oder kontrolliert) und unkonventionell (nicht kontrolliert) unterschieden werden, wobei die kontrollierte mechanische Beatmung (CMV, continuous mandatory ventilation) und die Jetbeatmung in der heutigen Intensivmedizin am häufigsten Anwendung finden (Larsen, et al., 1999).

Eine speziell entwickelte Form der Hochfrequenzbeatmung ist die ‚Superimposed High Jet Frequency Ventilation (SHJFV®), die beispielsweise in Kooperation der Firma Carl Reiner aus Wien entwickelt und auch in einigen Kliniken in Wien, wie das AKH oder das Otto-Wagner-Spital, angewandt wird (Reiner, 2006).

Bei dem Atemgasmonitoring des Beatmungsgerät TwinStream® der Firma Carl Reiner stellt sich folgende Problematik: die dem Patienten über eine Düse applizierte Luft befindet sich nicht in einem geschlossenen System. Da diese Beatmungsform auf einem offenen System (mit einem Laryngoskop) basiert, wird die Umgebungsluft angesaugt (via Geometrie und Entrainment) und der Patient bekommt somit nicht das von dem Beatmungsgerät verabreichte Gasgemisch. Daher können bis dato die O₂ Werte und die CO₂ Werte bei der Inspiration und Expiration nicht exakt gemessen werden. Jedoch stellt sich eine weitere nicht exakte Messung durch die Applikation der Atemluft mit dem Jet-Laryngoskop. Schließt dieses nicht exakt mit der Stimmritze des Patienten ab, wird die entnommene Gasprobe, die für die Messung der Atemgasparameter im Expirationsschenkel verwendet wird, verfälscht.

Dieser Bereich stellt nur eine kurze Zusammenfassung der vorhandenen Beatmungsformen dar, die Autorin hat mehrere Literaturquellen angegeben, wo Interessierte nachlesen können, da die Beatmung an sich nicht Thema dieser Bachelorarbeit sein soll.

2.2.1. Konventionelle Beatmungsformen

Bei der konventionellen oder kontrollierten Beatmungsmethode übernimmt Respirator die Atmung, sodass der Druck oder das Volumen von der Beatmungsmaschine vorgegeben wird.

Zu den kontrollierten Beatmungsformen zählen:

- CMV- Continuous Mandatory Ventilation (Larsen, et al., 1999)
 - Volumenkontrolliert
 - Druckkontrolliert
- (S)IMV- (Synchronized) Intermittent Mandatory Ventilation (Larsen, et al., 1999) (Oczenski, 2008)
- A/C- Assist/ Control Ventilation (Larsen, et al., 1999)

2.2.2. Unkonventionelle Beatmungsformen³

Die unkonventionellen Beatmungsmethoden werden auch nicht kontrollierte genannt, wobei hier der große Unterschied zu den konventionellen ist, dass der Patient unter Umständen selbstständig mit atmen kann.

Zu den unkonventionellen Beatmungsmethoden werden folgende gezählt: (Aloy, 2007)

- CPAP- Continuous Positive Airway Pressure
- BIPAP- Biphasic Positive Airway Pressure
- HFV- High Frequency Ventilation

Die HFV wird im Folgenden genauer erklärt, da sich der im Berufspraktikum erstellte Messaufbau mit einer speziellen Form der Hochfrequenzbeatmung beschäftigt hat.

Alle Hochfrequenzbeatmungsformen können durch zwei Eigenschaften charakterisiert werden. Zum einen ist dies, dass die Atemfrequenz zwischen 60-3000 Hüben/min liegt und zum anderen dass die Atemhubvolumina kleiner oder gleich groß dem anatomischen Totraumvolumen sind, meist werden diese kleinen Tidalvolumina mit 1- 3 ml pro Körpergewicht appliziert (Larsen & Ziegenfuß, 1999).

Weitere mögliche Charakteristika der Hochfrequenzbeatmung mit einer aktiven oder passiven Expiration (Froese, 1984) sind die Applikationsform durch eine Jetdüse und die Kombination verschiedener Gasströmungsmechanismen (Aloy, et al., 1995).

³ Zu den unkonventionellen Beatmungsformen werden alle Beatmungsformen gezählt, die nicht zu den konventionellen gerechnet werden, da der Patient hier unter Umständen selbstständig atmen kann

- HFV-P- High Frequency Ventilation Passive Expiration

Bei der HFV-P ist die Expiration passiv, indem die elastischen Eigenschaften des Lungensystems die Expiration forcieren.

- HFJV- High Frequency Jet Ventilation

Bei der High Frequency Jet Ventilation, ersichtlich in Abbildung 4, wird eine Gasquelle, die einen Druck von bis zu 2 bar bereitstellt, verwendet. Die Gasquelle wird über eine Düse von einem Durchmesser von 1,5- 2mm an einen Endotrachealtubus angeschlossen. Die Düse kann auch mit einer cricothyroiden Punktur platziert werden, diese Methode wird jedoch nicht sehr häufig angewendet (Froese, 1984). Das Tidalvolumen beträgt 1- 3ml/kg. Tritt das Gas durch die Düse aus, so kommt es zu einem Druckabfall, wodurch es zu dem Effekt des Gas- Entrainments kommt. Die Bandbreite der Beatmungsfrequenz liegt zwischen 100-1000 Hüben/min. Der Druckabfall bewirkt, dass der Druck auf den kontrollierten Beatmungsdruck absinkt. Durch das Gas- Entrainment wird aus dem Atemgasquerstrom (bias flow), vorgewärmte und befeuchtete Luft angesogen und vermischt sich mit dem Jet-Gas. Ein Problem der HFJV ist die effektive CO₂ - Elimination, wodurch diese Beatmungstechnik in der Intensivmedizin nicht mehr, sehr wohl aber bei operativen Eingriffen der Larynxchirurgie angewandt wird (Aloy, 2007).

- SHFJV® - Superimposed High Frequency Jet Ventilation⁴

⁴ Wird auch Superponierte High Frequency Jet Ventilation genannt

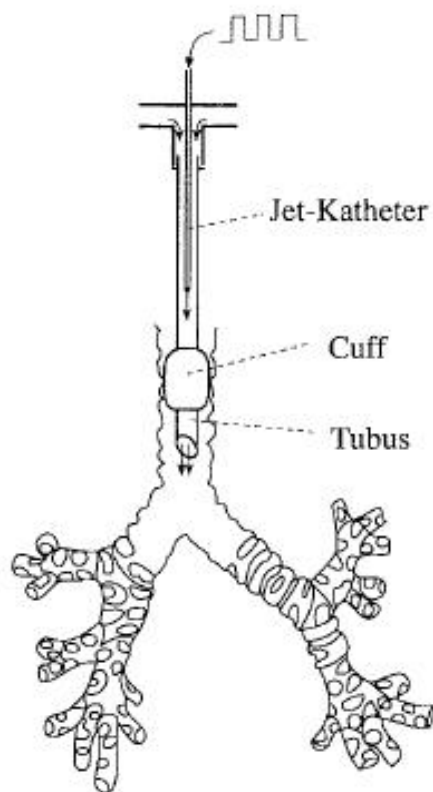


Abbildung 4: über einen Katheter wird bei einem HFJV- System das Jet-Gas eingebracht; da der Tubus bei dieser Technik nicht mit einem Ventil versehen ist, tritt während der Inspiration ein Entrainment auf (Aloy, et al., 1995)

- HFV- A- High Frequency Ventilation Active Expiration (Froese, 1984)
 - HFOV – High Frequency Oscillatory Ventilation

2.3. Beatmungsmethode SHFJV® im Beatmungsgerät TwinStream®

Eine spezielle Beatmungsmethode, die in den Bereich der HFJV fällt, ist die SHFJV®, die Superponierte High Frequency Jet Ventilation (Reiner, 2006), (Aloy, et al., 1995). Hierbei wird das applizierte Atemgas mit zwei unterschiedlichen Frequenzen über zwei Kanäle an eine Jet-Düse abgegeben. Die Hochfrequenz wird auf die Niederfrequenz superponiert, sodass über eine Jet-Düse, meist ein Laryngoskop, zusätzlich zu den beiden unterschiedlichen Frequenzen auch Umgebungsluft durch Entrainment angesaugt wird. Durch diesen Effekt des Entrainments wird der eingebrachte Flow verstärkt und die Gasvermischung in der

Lunge beeinflusst. In der Literatur wird ebenso angegeben, dass der permanente Gasaustausch entlang der Rohrwand aufgrund des offenen Jet-Endoskops möglich ist (Reiner, 2006). Das Funktionsprinzip der SHFJV® ist in der Abbildung 5 ersichtlich.

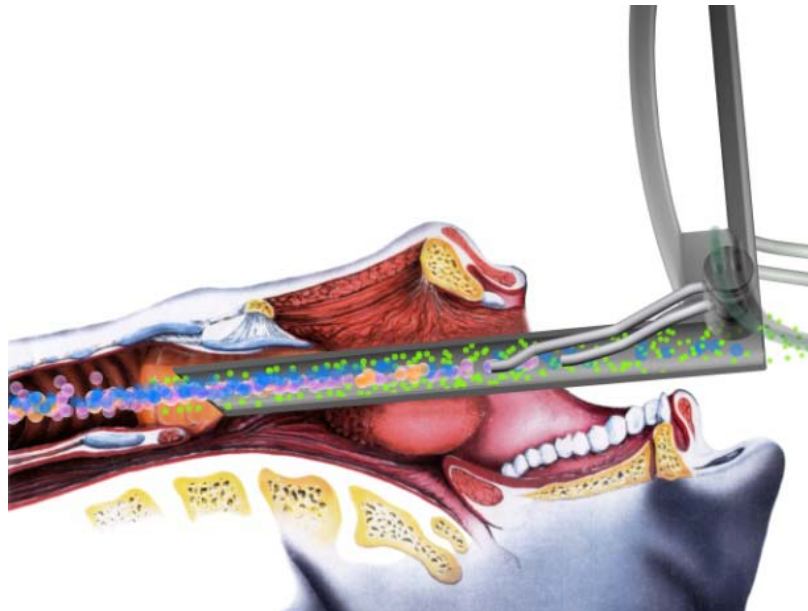


Abbildung 5: Schematische Darstellung der Beatmungsmethode SHFJV® - Superponierte High Frequency Jet Ventilation mit einem Laryngoskop; Farblegende: violett: niederfrequente Anteile; gelb: hochfrequente Anteile; blau: Entrainment durch SHFJV; grün: permanenter Gasaustausch (Reiner, 2006)

Ein Vorteil dieser Beatmungsmethode ist die verbesserte Oxygenierung des Blutes, welche wahrscheinlich auf der Applikation des Atemgases durch eine Jet-Düse mit getakteter Hochgeschwindigkeit basiert. Des Weiteren wird angegeben, dass die Funktionelle Residualkapazität (oder auch FRC, functional residual capacity) (Voigt, et al., 2008) mit gleichzeitigem Aufbau eines positiven endexpiratorischen Druckes (PEEP) durch die hinzu geschaltete Hochfrequenz erhöht wird.

Nicht nur die Sauerstoffkonzentration wird überwacht, sondern auch die Kohlendioxid Konzentration im Inspirations- und Expirationsschenkel. Die Kapnographie wird auch dazu verwendet um die Effizienz der Jet Ventilation von verschiedenen Stadien des Erfolgs zu überwachen (Bourgain, et al., 1990), (Gottschalk, et al., 1997). Aus den Studien von Bourgain et al. und Gottschalk et al. ist ersichtlich, dass es wünschenswert wäre, die Kapnographie als verlässliches zusätzliches Monitoringtool zu verwenden. Im Artikel von Kil et al. wurden verschiedene Parameter, wie $PetCO_2$ und $PaCO_2$, während der High Frequency Jet Beatmung aufgenommen und haben gezeigt, dass $PetCO_2$ unterbewertet oder unterschätzt wird im Bezug auf $PaCO_2$, aufgrund von inadäquater Auswaschung des anatomischen Totraums durch ein relativ kleines Tidalvolumen (Kil, et al., 2002).

Die CO_2 Elimination bei der Hochfrequenzjetbeatmung stellt sicherlich einen wichtigen Parameter dar, jedoch kann sich das medizinische Personal nicht auf die

alleinige numerische Anzeige der gemessenen CO₂ Konzentration verlassen. Ein zusätzliches Druckmonitoring und Atemgasanalysen, mit einer gekoppelten Blutgasanalyse, können auf alle Fälle bei Risikopatienten Beatmungssicherheit gewährleisten.

2.4. O₂ und CO₂ Monitoring der Atemgase bei SHFJV® mit dem Beatmungsgerät TwinStream®

Genauso wichtig wie eine möglichst individuell angepasste Beatmung für den Patienten ist das Monitoring der Vitalparameter, des Blutgases und der Atemgase. Die Einstellung der Beatmung muss zusätzlich zu den Atemgasanalysen immer mit einer arteriellen Blutgasanalyse überprüft werden, um die Sauerstoffsättigung und weitere wichtige Parameter zu überprüfen (Oczenski, 2008).

Eine häufige Überwachungsmethode ist die Pulsoxymetrie, da dies eine nicht invasive Methode zur kontinuierlichen Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung sowie der Pulsfrequenz ist (Oczenski, 2008). Ein ebenso notwendiges Monitoringtool ist die Kapnometrie, die endexpiratorische CO₂ Überwachung, bei der das endtidale CO₂ (= etCO₂) gemessen und numerisch angezeigt (CO₂ Partialdruck im ausgeatmeten Gasgemisch) wird. Der Vorteil der etCO₂ Messung ist, dass durch die Kapnometrie und die Kapnographie die Ventilation und die Hämodynamik gleichzeitig erfasst werden können (Oczenski, 2008). Bei der Kapnographie ist nicht nur der numerische Wert aussagekräftig, sondern auch der Drift oder der Trend der Konzentration, denn dies ist möglicherweise ein Hinweis auf eine Verschlechterung des Patienten, wie eine akut auftretende Blockage oder Stenose. Daher ist das praktische Interesse durch eine direkte Anwendung im Operationssaal um eine sofortige Gegensteuerung durchzuführen von dringlicher Notwendigkeit.

Die endexpiratorische CO₂ Konzentration ist von mehreren Faktoren abhängig, wie beispielsweise von dem CO₂ Metabolismus und der CO₂ Elimination, welche wiederum abhängig ist von der Lungenfunktion, der Herz- Kreislauffunktion (Perfusion) und den Respiratoreinstellungen (wie Atemhubvolumen und Frequenz) (Oczenski, 2008).

Es wurde von der Autorin deutlich darauf hingewiesen, dass Monitoring und im speziellen Atemgasmonitoring bei einem Respiator sehr wichtig sind für die Vitalparameter des Patienten und auch für das medizinische Personal. Da an diesem Gerät die Messungen durchgeführt wurden, soll auch die Atemgasanalyse des TwinStreams® genauer betrachtet werden.

Die Atemgasanalyse dieses Respirators hat rein informativen Charakter ohne Alarmfunktionen und ist nicht in allen Beatmungsmodi verfügbar. Jedoch werden die Gassensoren beim Selbsttest des Gerätes überprüft um folgende Messungen durchführen zu können: (Reiner, 2006)

1. FIO₂ Messung:

Bei dieser Messung wird die Sauerstoffkonzentration im Atemweg bestimmt, wobei eine Applikation von 21-100% reinem Sauerstoff in den Atemweg möglich ist. Dieser kontinuierliche Mechanismus wird ein Gas-Sampling aus dem Operationsgebiet durch einen speziellen Sauerstoffsensor (Analysator UFO Sensor) abgesaugt (Aloy, 2007).

2. etCO₂ Messung (endtidales Kohlendioxid):

Die zweite in den TwinStream integrierte Möglichkeit die Atemgaskonzentrationen zu bestimmen ist die endtidale CO₂ Konzentration im Atemweg zu messen. Diese Messung gibt über die Effektivität der Ventilation Aufschluss und durch die gewonnenen Messwerte kann ein Kapnogramm abgebildet werden, wodurch der Arzt Rückschlüsse auf die respiratorischen und metabolischen Veränderungen im Patienten schließen kann.

Die endtidale CO₂ Konzentration wird im Atemgas gemessen, indem eine Gasprobe aus dem Operationsgebiet gesaugt wird: für die Messung unter SHFJV® wird die Hochfrequenzbeatmung für 3 bis 5 Atemzüge pausiert, um endtidales Gas für verwertbare Ergebnisse zu gewinnen. Hierbei wird aus dem Operationsgebiet oder der Trachea eine Gasprobe abgesaugt und durch einen integrierten CO₂ Analysator geschickt. Daraufhin erfolgt eine numerische Darstellung des Messwertes am Bildschirm des Beatmungsgerätes.

Somit wird die voll automatisierte Probenentnahme nur dann durchgeführt, wenn der hochfrequente Anteil abgeschaltet wird. Die Begründung der Inaktivierung des HF-Anteils liegt in der Mischgasmessung. Es sollen Mischgasmessungen vermieden werden, daher kann bei einer Beatmungsfrequenz von über 100 /min die Applikation nicht gestartet werden (Ziegenfuß, 2006). Einerseits wird die Kombination der nieder- und hochfrequenten Anteile bei der Messung des CO₂ pausiert, andererseits hängt die Atemgasmessung des Beatmungsgerätes von der Positionierung des Laryngoskops ab. Dieses ist so konzipiert, dass das vordere Ende der Düse mit der Stimmritze im Larynx abschließen soll. Passiert dies nicht, oder verschiebt der Chirurg das Laryngoskop, wird das für die Atemgaskonzentrationsmessung angesaugte Gasgemisch verfälscht, da auch Umgebungsluft aus dem Operationsbereich mit angesaugt wird und dieses somit nicht mehr der Konzentration im Expirationsschenkel entspricht.

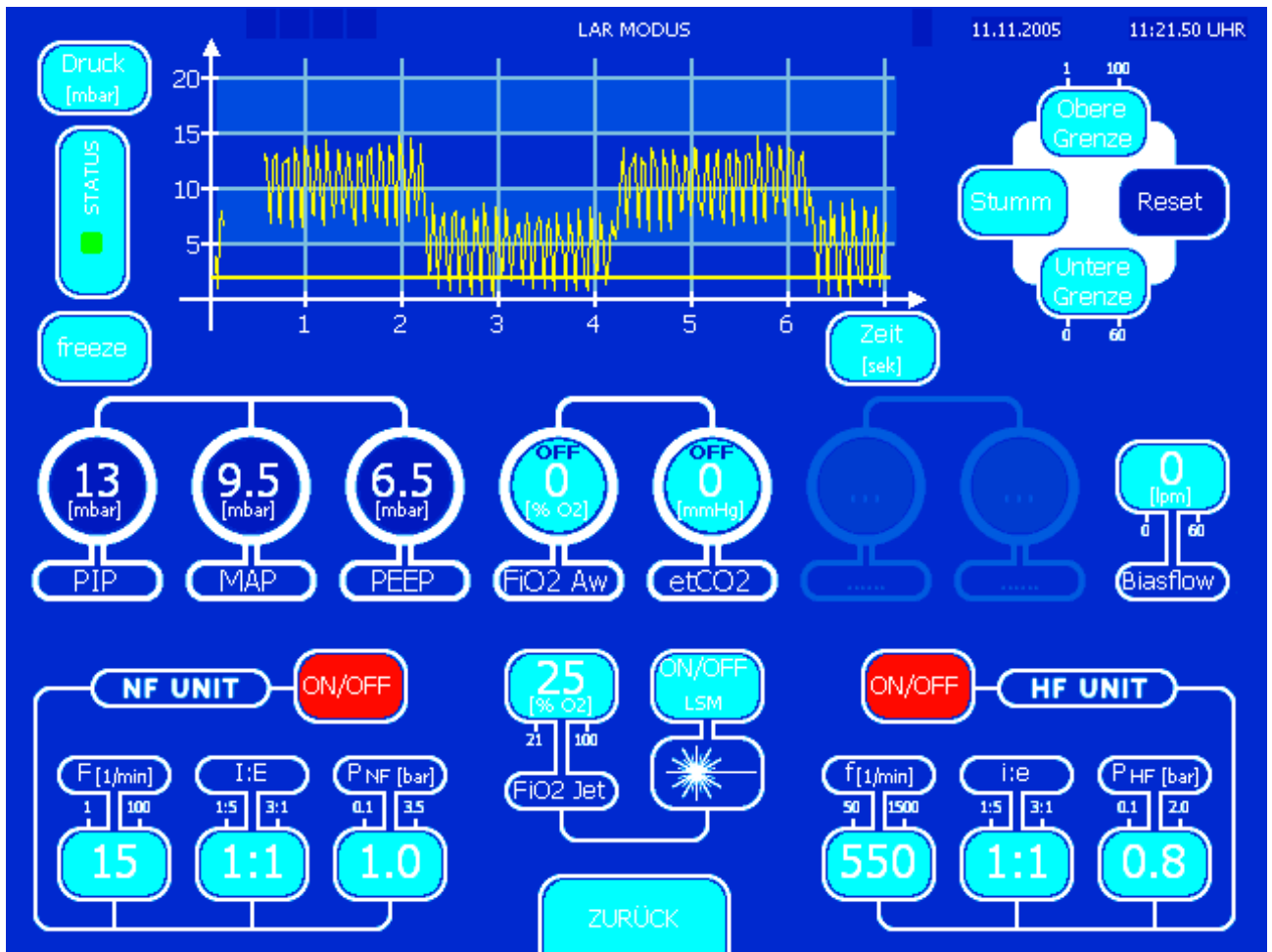


Abbildung 6: Beispielhafte Darstellung der Benutzeroberfläche des Respirators TwinStream® im Beatmungsmodus LAR (mit Laryngoskop); bei der HF UNIT (rechts unten) können die Parameter (Frequenz, I:E Verhältnis und Pressure) der Hochfrequenz eingestellt werden; bei der NF UNIT (links unten) können dieselben Parameter der Niederfrequenz eingestellt werden; Mitte: befinden sich die FiO₂ Aw (gemessene Sauerstoffkonzentration welche in den Atemweg appliziert wird), FiO₂ Jet (gemessene Sauerstoffkonzentration in der Jet-Düse) und etCO₂ (gemessene endtidale CO₂ Konzentration in der Jet-Düse) Monitoringtools (Reiner, 2006)

3. Ergebnisse

Dieses Kapitel stellt eine Zusammenfassung der ausgewerteten Messdaten im Zuge des Berufspraktikums bei Carl Reiner GmbH dar. Folgende Hauptaussage wird getroffen: den Messreihen kann ein Zusammenhang der CO₂ Werte gemessen von IMT und TwinStream® und deren Zugehörigkeit zu den applizierten und gemessenen O₂ Werten vom TwinStream® entnommen werden. Aus dem Zusammenhang des applizierten und gemessenen O₂ Gehaltes kann die vorhandene Leckage definiert werden.

Die dargestellten Diagramme der definierten Leckagen stellen den CO₂ Gehalt gemessen vom IMT im Bezug zu dem CO₂ Gehalt gemessen vom TwinStream® dar. Prinzipiell gilt, je höher der gemessene CO₂ Wert, desto höher ist auch das Tidalvolumen des Lungensimulators.

3.1. Abhängigkeit von Sauerstoffgehalt und Compliance

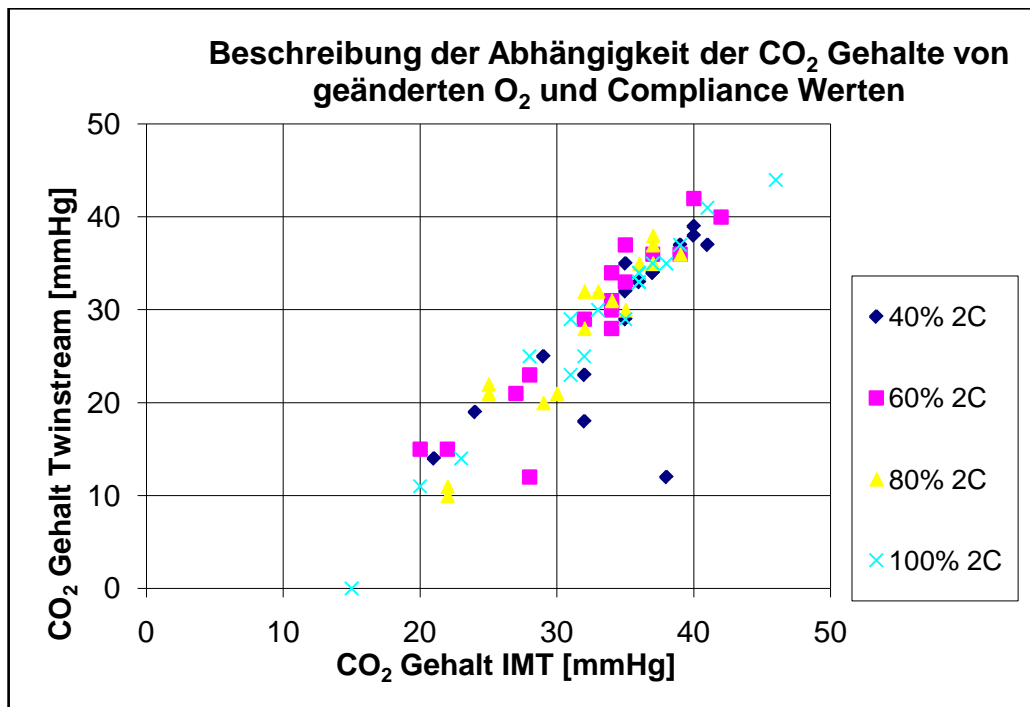


Abbildung 7: CO₂ -Werte im Zusammenhang mit Sauerstoffgehalt und Compliance; Legende beschreibt den geänderten applizierten Sauerstoffgehalt des Gasgemisches vom Beatmungsgerät und 2C bedeutet eine Änderung der Compliance von 0.1 auf 0.12 l/cmH₂O

Wie in Abbildung 10 gezeigt, ist wurde der Zusammenhang des CO₂ in mehreren Messreihen dargestellt, wobei die applizierten O₂ Werte und die Compliance der verwendeten Lunge geändert wurden. Resultierend aus diesem Diagramm, ist der Bezug der beiden gemessenen CO₂ Werte unabhängig von dem applizierten Sauerstoffgehalt und auch weitgehend unabhängig von der eingestellten Compliance – der Wert wurde von 0.1 l/cmH₂O auf 0.12 l/cmH₂O erhöht, was einer Änderung von 20% entspricht, wobei die Fehlerabweichung bei der Änderung nur 2% war.

3.2. Zusammenhang der CO₂ Werte bei der kleinen Leckage

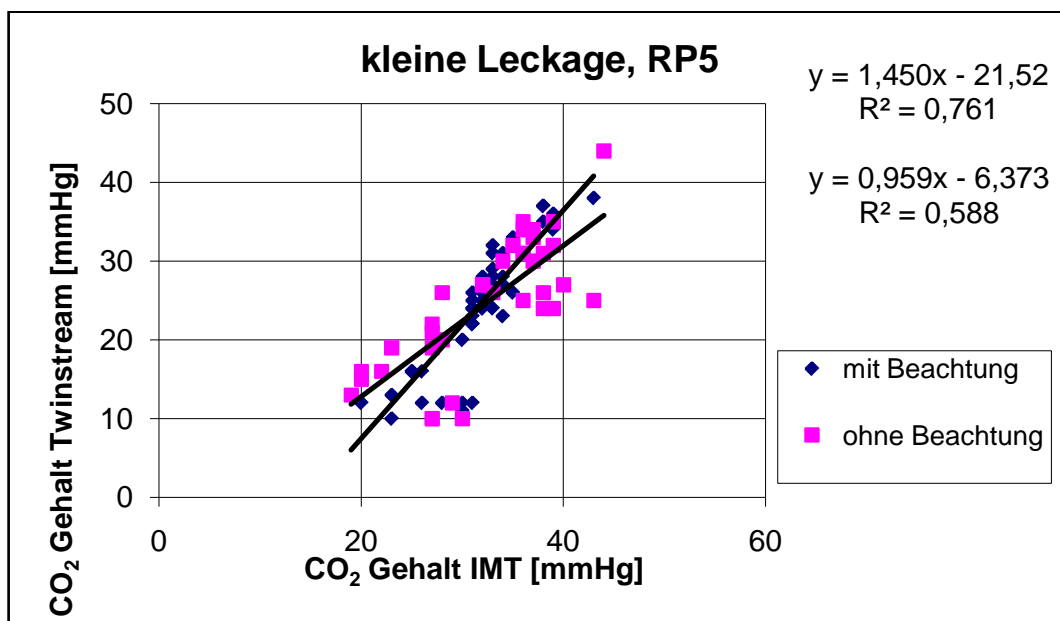


Abbildung 8: Zusammenhang der CO₂ Werte bei kleiner Leckage; die hinzu geschaltete Resistance Rp 5 cmH₂O/(l/min) und die eingestellte Compliance am Lungensimulator beträgt in diesem Diagramm 0.1 l/cmH₂O; die obere Gleichung gehört zu der Messreihe ‚mit Beachtung‘, die untere Gleichung zu der Messreihe ‚ohne Beachtung‘

Die Messwerte des CO₂ Gehalts der kleinen Leckage sind in Abbildung 11 dargestellt. In dem Diagramm sind zwei Messreihen zu sehen, *mit Beachtung* beschreibt die Messungen, bei denen auf die Position des Laryngoskops fixiert und geachtet wurde. Jedoch ist auch bei dieser Messreihe *mit Beachtung* ein relativer Fehler von circa 24% auszumachen. Bei der Messreihe *ohne Beachtung* ist ein größerer relativer Fehler von circa 42% zu erkennen.

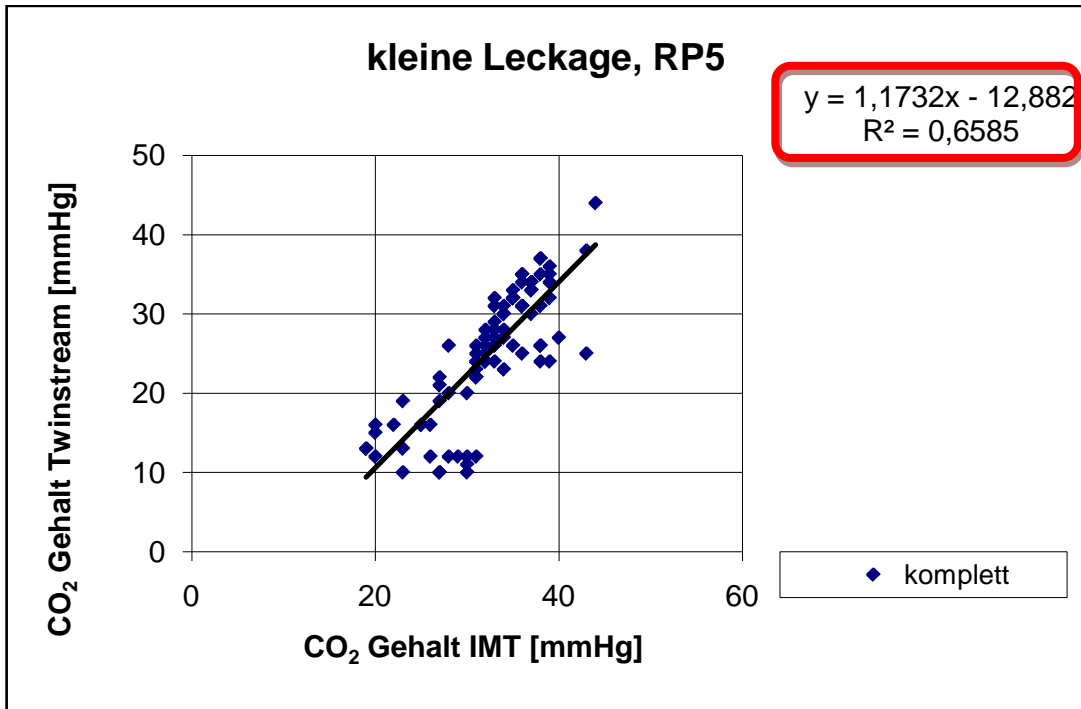


Abbildung 9: in diesem Diagramm wurden die beiden Messreihen bei kleiner Leckage zusammengefasst; Parametereinstellungen: Resistance Rp5 cmH₂O/(l/min) und Compliance 0.1 l/cmH₂O

In Abbildung 12 sind die beiden Messreihen in einer Messreihe dargestellt. Der Zusammenhang der CO₂ Werte ist bei einer ‚Steigung‘ von 1,1732 mit einem relativen Fehler von circa 34% gegeben.

3.3. Zusammenhang der CO₂ Werte bei der mittleren Leckage

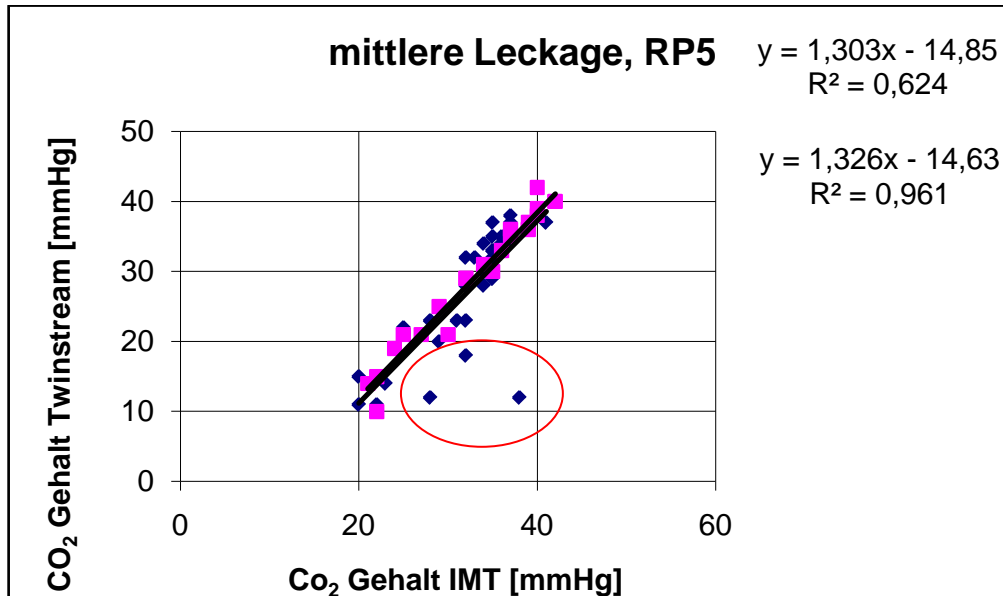


Abbildung 10: Zusammenhang der CO₂ Werte bei mittlerer Leckage, Resistance RP 5 cmH₂O/(l/min)⁵, und Compliance 0.1 l/cmH₂O; der rote Kreis demonstriert die Ungenauigkeit der Messungen bei kleinen Abstrahlrücken

Die zwei Messreihen bei mittlerer Leckage sind in Abbildung 13 dargestellt. Der rote Kreis in der Graphik soll die geringere Reproduzierbarkeit im Bereich kleiner Abstrahlrücken darstellen. Dieser Bereich spiegelt sich im relativen Fehler der ersten Messreihe wieder, der im Vergleich zur zweiten Messreihe viel höher ist (bei der ersten Messreihe besteht nur ein relativer Fehler von circa 4 %, bei der zweiten Messreihe ein Fehler von 38%). Der Zusammenhang der beiden gemessenen CO₂ Werte ist bei der mittleren Leckage ist nahezu linear und der relative Fehler gering.

⁵ Die Resistance wird im folgenden nur mehr mit Rp 5 ohne Einheit bezeichnet

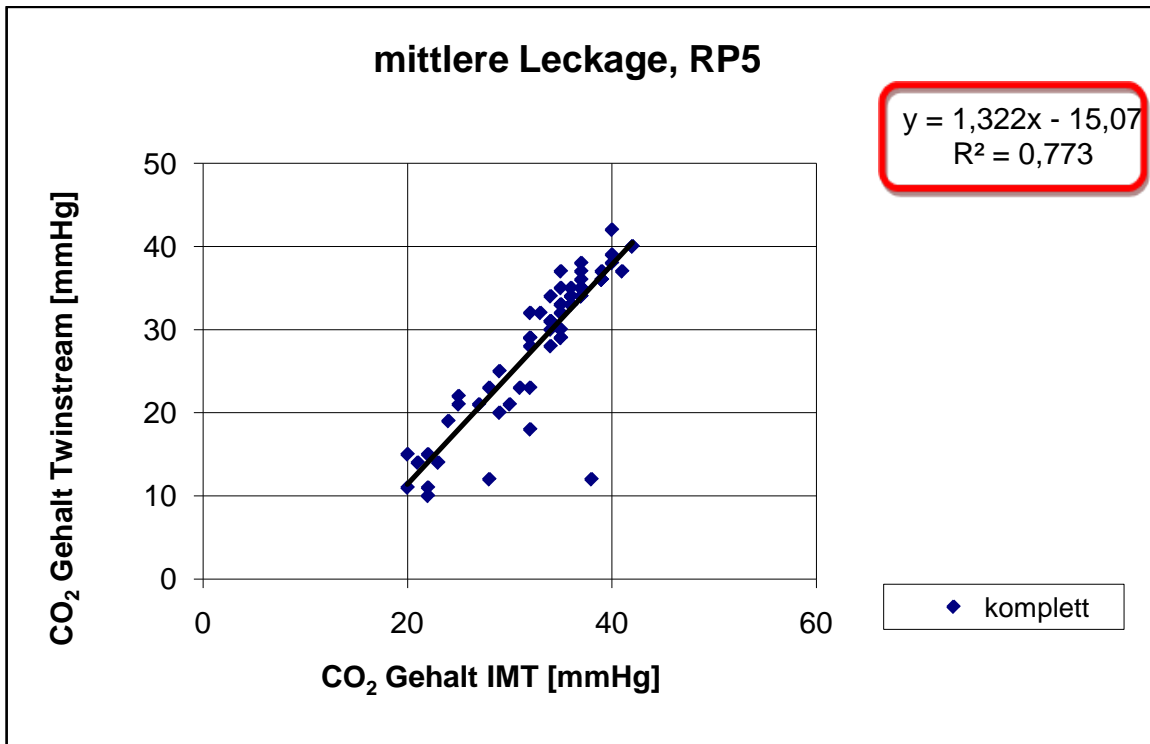


Abbildung 11: Zusammenhang der CO₂ Werte bei mittlerer Leckage, Gesamte Messwerte von ersten und zweiten Messreihe

In Abbildung 14 ist der Zusammenhang aller Messwerte bei mittlerer Leckage mit einer Steigung von 1,3224 und einem relativen Fehler von 23% dargestellt. Dieser Ungenauigkeit wird durch verursacht, dass die Messdurchführung bei geringen (kleiner als 0.6 bar) Abstrahldrücken sehr schwierig ist.

3.4. Zusammenhang der CO₂ Werte bei der großen Leckage

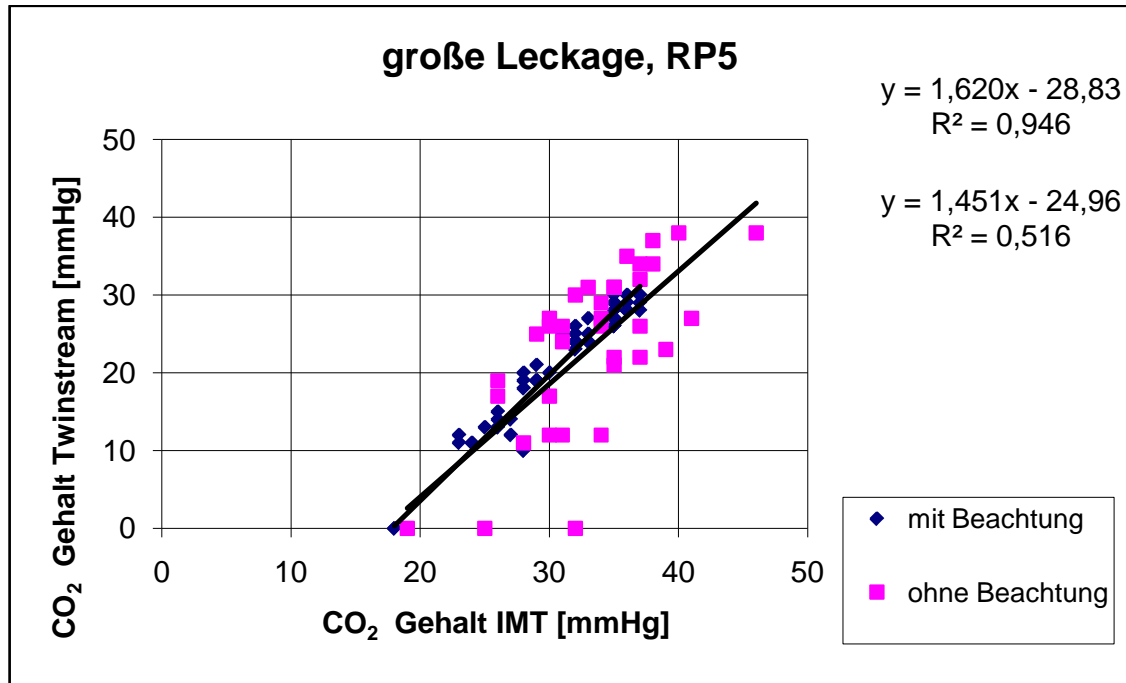


Abbildung 12: Zusammenhang der CO₂ Werte bei großer Leckage, Resistance Rp 5 , Compliance 0.1 l/cmH₂O

Bei der großen Leckage ist die Problematik der Reproduzierbarkeit sehr gut ersichtlich. Die Messreihe ‚mit Beachtung‘ wurde mit Augenmerk auf die genaue Positionierung des Laryngoskops durchgeführt, wodurch auch der relative Fehler auf circa 6% reduziert wird. Bei der Messreihe *ohne Beachtung* wurde die Position des Messsystems nicht überwacht, wodurch der relative Fehler auf 49% angestiegen ist. Ebenso ersichtlich aus dem Diagramm in Abbildung 15 ist, dass die Streuung oder die ‚Wolkenbildung‘ bei der Messreihe *ohne Beachtung* viel größer ist, als bei der anderen Messreihe *mit Beachtung*, was sich in dem relativen Fehler widerspiegelt. Große Messungenauigkeiten sind durch den Bereich der kleinen Abstrahlrücke wiederrum gegeben.

3.5. Zusammenhang der Steigung der CO₂ Konzentrationen und des gemessenen Sauerstoffwertes

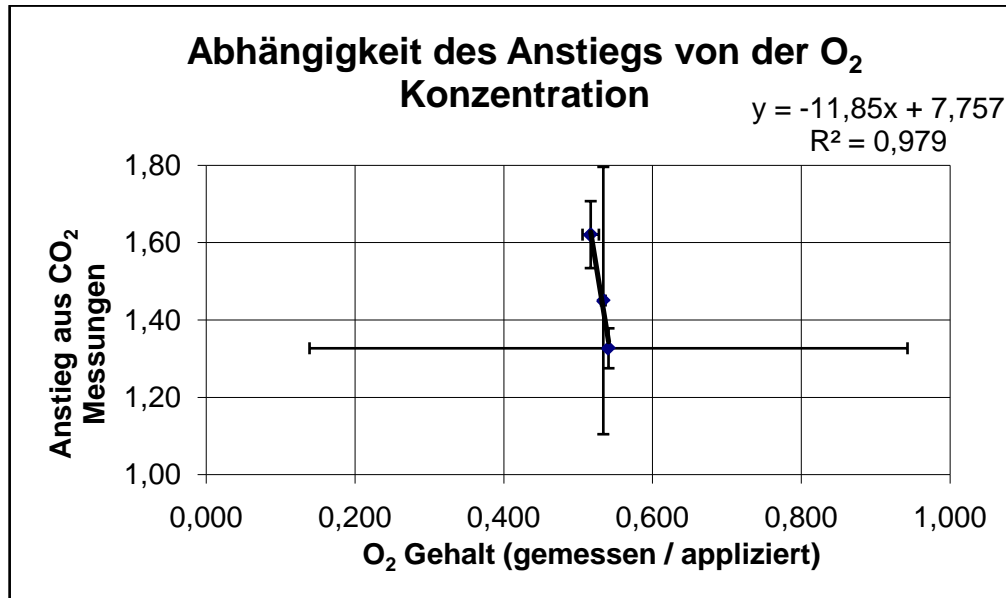


Abbildung 13: Abhängigkeit des Anstiegs der Geraden der CO₂ Konzentrationen im Bezug auf die O₂ Konzentrationen

Wenn man von einer idealen Geraden ausgeht, ist der Anstieg 1. Dieser Anstieg wurde in dem Messaufbau ohne Leckage realisiert. Wird eine Öffnung am distalen Ende des Laryngoskops konstruiert, sollte der berechnete Anstieg der Geraden immer steiler werden. In der Abbildung 17 findet man jedoch eine andere Reihenfolge der Abhängigkeit des Anstiegs von der O₂ Konzentration und nicht wie erwartet, kleine-mittlere-große Leckage, sondern mittlere (Anstieg 1,33)-kleine (Anstieg 1,45)-große (Anstieg 1,62) Leckage.

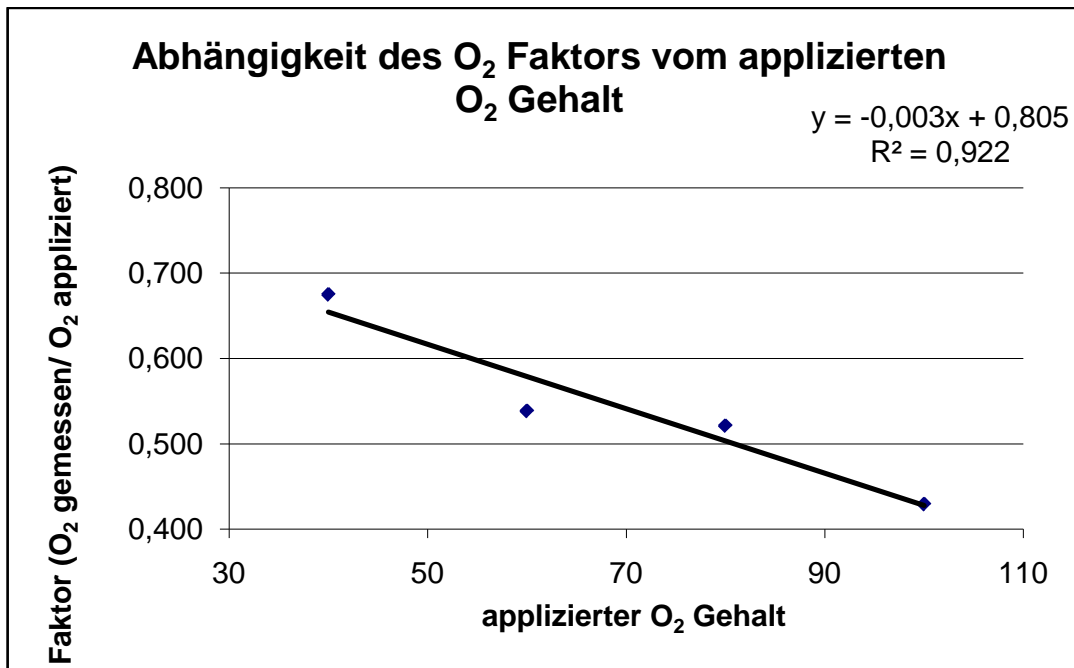


Abbildung 14: Abhängigkeit des O₂ Faktors vom applizierten O₂ Gehalt

Für die Abhängigkeit des O₂ Faktors vom applizierten O₂ Gehalt wurden die Messdaten der mittleren Leckage ausgewertet. Das Resultat von applizierten Sauerstoffkonzentrationen bei 40, 60, 80 und 100% ist in Abbildung 18 zu sehen. Der Faktor wird berechnet, indem die gemessene durch die applizierte O₂ Konzentration dividiert wird. Dieser Faktor hat eine Abhängigkeit zu dem applizierten O₂ Gehalt vom Beatmungsgerät.

4. Diskussion

Die gewonnenen Ergebnisse stellen sicherlich für den Einsatz bei klinischen Applikationen viel Potential dar, um das verwendete Monitoringtool des TwinStreams® mit dem gegebenen Equipment deutlich zu verbessern.

Das Monitoringsystem im Beatmungsgerät wurde zunächst durch ein leakagefreies System, welches in der klinischen Anwendung einem mit der Stimmritze abschließenden Aufbau entspricht, simuliert und kalibriert. Dadurch wird garantiert, dass die angezeigten Messwerte der Kapnographie mit den gemessenen CO₂ Werten übereinstimmen.

In der Praxis ist der Abschluss des Laryngoskops mit der Stimmritze nicht immer gegeben, daher wurden Messreihen mit vorher definierten Leckagen durchgeführt. Im Zuge dieser Messreihen wurde ein Zusammenhang zwischen den beiden gemessenen CO₂ Werten gefunden und beschrieben. Die erwartete Reihenfolge der berechneten Steigungen wäre kleine-mittlere-große Leckage gewesen. Diese Annahme konnte getroffen werden, da eine ideale Gerade einen Anstieg von 1 hat. Würde die Leckage immer größer werden, sollte die Steigung der Geraden immer größer werden. Nach der Auswertung der Messdaten wird die Reihung der Steigungen mittlere (Anstieg 1,33), kleine (Anstieg 1,45) und große (Anstieg 1,62) Leckage beschrieben. Ursache dieser auf den ersten Blick unverständlichen Resultate, liegt in der Anordnung des Messaufbaus. Die kleine Leckage reiht sich nicht in diese Auswertung, weil sich das Laryngoskop an der Kante zu den Standardkonnektoren befunden hat. Aufgrund dieser Position wurden die strömungsdynamischen Verhältnisse maßgeblich beeinflusst, welche das Messergebnis bei kleinen Leckagen verfälscht.

Die Übertragbarkeit der Resultate wurde auf klinische Anwendungen noch nicht untersucht. Die Reproduzierbarkeit scheint aufgrund der alleinigen Verwendung eines Laryngoskops und bei der Verwendung von geringen Abstrahlrücken unter 0.6bar problematisch. Es konnten detaillierte Aussagen über die Anzeige des CO₂ Messwertes getroffen werden, die dem medizinischen Personal in der Praxis das Handling mit dem Monitoringtool vereinfachen werden. Der klinische Einsatz des TwinStream® hat gezeigt, dass bei einer großen Leckage oder starken Lageveränderungen des Laryngoskops im Operationsbereich, den CO₂ Messungen nur begrenzt vertraut werden kann. Daher müssen diese Messungen in diesen Fällen durch ergänzende Messmethoden, wie eine Blutgasanalyse, verifiziert werden. Diese Information wurde von der Autorin an die Angestellten der Firma weitergegeben, die bei den Schulungen des Beatmungsgerätes darauf hinweisen werden.

Der Grund der ungenauen oder nicht vorhandenen Messung der CO₂ Konzentration bei Beatmung mit geringen Abstrahlrücken besteht aufgrund des geringen Tidalvolumens, welches im Respirationstrack bewegt wird. Das Atemgasgemisch wird hierbei nicht bis zum Ende des Laryngoskops ausgeatmet, wodurch ein Sampling und somit eine Messung unmöglich wird.

Die vorhandene Definition der Leckagen war unzureichend ausformuliert, um die Ergebnisse in die vorhandene Software des Beatmungsgerätes einfließen zu lassen. Der zukünftige Ansatz besteht, diesen Mangel zu beheben, indem an einer exakteren, reproduzierbareren Definition gearbeitet wird. Es konnte eine Korrelation des CO₂ Wertes zu den O₂ Faktoren gefunden werden. Die Überführung der Resultate in eine klinische Anwendung bedarf jedoch noch einer weiterführenden Überprüfung.

Es konnte gezeigt werden, dass die Veränderung der Compliance und auch des O₂ Gehalts keinen oder einen geringen Einfluss auf die Korrelation der beiden CO₂ Werte hatten.

Durch die laborgestützten Messungen wurde die Erkenntnis gewonnen, dass der berechnete Sauerstofffaktor abhängig ist von der applizierten Sauerstoffkonzentration. Dieser Faktor soll für die interne Berechnung der Leckage im Beatmungsgerät angewendet werden.

5. Ausblick

In weiterer Zukunft soll eine Patientenstudie durchgeführt werden, um bei der Beatmungsform SHFJV® einen Vergleich der O₂ und CO₂ Konzentration im Expirationsschenkel und im Blut durchzuführen. Voraussichtlich wird das endtidale CO₂ mit einer transkutanen Messung verglichen werden und zusätzlich als Referenzwert eine Blutgasanalyse durchgeführt werden. Die Patientenstudie ist angedacht in Kooperation mit der Firma Carl Reiner und dem AKH Wien oder dem Otto-Wagner Spital in Wien, da in beiden Krankenhäusern mit der Beatmungsmethode SHFJV® operiert wird.

Wie im Paper von Simon et al präsentiert wird, ist es möglich, die transkutane und die endtidale CO₂ Konzentrationsmessungen zu vergleichen, um Rückschlüsse auf die Aussagekräftigkeit der endtidalen Kapnographie zu geben. Im diskutierten Paper wird bei High Frequency Jet Ventilation (HFJV) das transkutane und das endtidale CO₂ mit einer arteriellen Blutgasanalyse (ABG) bei starrer Bronchoskopie verglichen (Simon, et al., 2003).

Da diese Patientenstudie das Monitoringsystem des Beatmungsgerätes TwinStream® betrifft, ist klinische Anwendung offensichtlich. In der Praxis muss jedoch folgendes beachtet werden: für praktische Untersuchungen müssen auch Forschungen über den Einfluss des Atemgasquerstrom (bias flow), welcher vorgewärmte und befeuchtet Luft ansaugt und mit dem Jet-Gas vermischt, gemacht werden.

Die Realisierungen sollen im Zuge der Masterarbeit aufgegriffen werden, da der zeitliche Rahmen weiter gesteckt ist, um gegebenenfalls ein Patienteninformationsblatt zu verfassen, das Einverständnis der Ethikkommission zu bekommen und Unterstützung in den jeweiligen Krankenhäusern zu bekommen.

Die Organisation der Patientendaten wird eine besondere Herausforderung darstellen. Für eine aussagekräftige klinische Studie sollten mindestens 25 Patienten herangezogen werden. Zur möglichst erfolgreichen Durchführung der Studie wird eine enge Kooperation mit den Krankenhäusern und den Chirurgen angestrebt.

Liegt diese Kooperation vor, muss die geeignete Vergleichsmethode für die Atemparameter gefunden werden. Folgende Aspekte werden in der klinischen Studie genauer diskutiert werden:

- Zugang zu den Messdaten
- Organisation und Speicherung der Messdaten
- Bestimmung des Zeitintervalls zwischen der Analyse in der Expirationsluft und im Blut
- Beeinflussung der CO_2 und O_2 Sättigung des Blutes durch verabreichte Anästhetika oder Relaxantien

Als erstes muss in definierten Zeitabständen eine manuelle Erfassung des Kapnogramms durchgeführt werden, da die Daten des expiratorischen Kohlenmonoxids nicht kontinuierlich eingelesen werden. Die Sauerstoffkonzentration im Atemgasgemisch wird ebenso im Beatmungsgerät gespeichert. Die Betrachtung der Messwerte des Beatmungsgeräts ist alleine noch nicht aussagekräftig, denn es muss noch eine Referenzmethode gewählt werden um die Atemgase des Patienten vergleichen zu können. Es ist ein Vergleich der transkutanen Messmethode und des endtidalen CO_2 geplant. Da die verschiedenen Messmethoden, wie Atemgasanalysen oder Blutgasanalysen, unterschiedliche Reaktionszeiten beinhalten, muss nach dem zeitlichen Versatz gesucht werden um eine Korrelation der Messwerte herzustellen.

Literaturverzeichnis

Aloy Alexander Chirurgische Intensivmedizin, Kompendium für die Praxis [Buch]. - Wien : Springer, 2007.

Aloy Alexander und Schragl Eva Jet- Ventilation: Technische Grundlagen und medizinische Anwendungen [Buch]. - Wien : Springer Verlag, 1995.

Aufderheide T.P und Lurie K.G. Death by hyperventilation: a common and life-threatening problem during cardiopulmonary resuscitation [Artikel] // Crit Care Med 32 (9 Suppl). - 09 2004. - S. 345-351.

Bourgain J.L. [et al.] Carbon dioxide monitoring during high frequency jet ventilation for direct laryngoscopy [Artikel] // British Journal of Anaesthesia. - March 1990. - 64 (3). - S. 327-330.

Eliasson Olafur ffffound [Online] // Beauty, Museum of Modern Art San Francisco. - 1993. - 25. 04 2009. - <http://ffffound.com/image/8eaa5b1758bcee051a9349ba4cffc17c6b5ab2e4?c=126444>

Fresenius Michael und Heck Michael Repetitorium Intensivmedizin [Buch]. - Heidelberg : Springer Verlag Medizin, 2008.

Froese A.B. High frequency ventilation: Current Status [Artikel] // Can Aneasth Soc 31. - 05 1984. - S. 9-12 .

GMI GMI, Inc. [Online] // Blood Gas Analysers. - 2008. - 08. 11 2008. - <http://gmi-inc.com/Categories/bloodgas.htm>.

Gottschalk Allan [et al.] Capnography during jet ventilation for Laryngoscopy [Artikel] // Anesthesia & Analgesia. - July 1997. - 85 (1). - S. 155-159.

Hubble Sheena Acid-base and blood gas analysis [Journal] // Anaesthesia and Intensive Care Medicine 8(11). - 2007. - S. 471- 473.

Kessler Volker Bestimmung der dynamischen nichtlinearen Atemmechanikparameter in der Pädiatrie [Buch]. - Freiburg : Albert-Ludwigs-Universität Freiburg im Breisgau, 2000.

Kil H.K. [et al.] Monitoring of PetCO₂ during high frequency jet ventilation for laryngomicrosurgery [Artikel] // Yonsei Med J.. - February 2002. - 43(1). - S. 20-24.

Kramme R. und Kronberg H. Medizintechnik [Buch]. - Deutschland : Springer Berlin Heidelberg, 2007.

Larsen R. und Ziegenfuß T. Beatmung [Buch]. - Berlin : Springer, 1999.

Linnemann Markus und Kühl Michael Biochemie für Mediziner; Ein Lern- und Arbeitsbuch mit klinischem Bezug [Buch]. - Deutschland : Springer Verlag Berlin Heidelberg, 2005.

Lippert Herbert Lehrbuch Anatomie [Buch]. - München : Urban & Fischer bei Elsevier, 2006.

Oczenski Wolfgang Atmen- Atemhilfen [Buch]. - Stuttgart : Georg Thieme Verlag, 2008.

Oczenski Wolfgang Atmen- Atemhilfen: Atemphysiologie und Beatmungstechnik [Buch]. - Stuttgart : Georg Thieme, 2006.

Reiner Carl Carl Reiner GmbH [Online] // Bedienungsanleitung: Multimode Respirator für SHJV- Beatmung. - 20. 01 2006. - 08. 11 2008. - <http://www.carlreiner.at/Produkte/Anaesthesie+und+Intensivmedizin/Superponierte+Hochfrequenz+Jet-Ventilation+/266.aspx>.

Riedel und Schulz Riedel Schulz Medizintechnik [Online]. - 2003. - 09. 11 2008. - <http://www.riedel-schulz.de/grafiken/co2sensorcurve.gif>.

Ritacca F.V. und Stewart T.E. Clinical review: High-frequency oscillatory ventilation in adults- a review of the literature and practical applications [Artikel] // Critical Care 7 . - 10 2003. - S. 385-389.

Schiebler Theodor H. und Korf Horst Werner Anatomie; Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie [Buch]. - Heidelberg : Springer Medizin Verlag Heidelberg, 2005.

Schmidt Robert und Lang Florian Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie [Buch]. - Berlin : Springer, 2007.

Simon M [et al.] Comparison of transcutaneous and endtidal CO₂-Monitoring for rigid bronchoscopy during high-frequency jet ventilation [Artikel] // Acta Anaesthesiol Scand 47. - 2003. - S. 861-867.

Thieme und Fronberg Produktinformationen Babinski [Online]. - 2006. - 12 2008. - http://www.babinski.de/catalog/bsf0_60_225_Pulsoxymeter-BabinskiC.html.

USA Diamond Diagnostics- Diamond Diagnostics [Online]. - 2007. - 08. 11 2008. - http://www.diamonddiagnostics.com/english/Radiometer_OSM_3.htm.

Van de Kieft M. [et al.] High-frequency oscillatory ventilation: Lessons learned from mechanical test lung models [Artikel] // Crit Car Med 33. - 03 2005. - S. 142-147.

Voigt Edgar und Pelikan Jens CO₂- Messung in der Beatmung [Buch]. - Lübeck : Dräger Medizintechnik GmbH, 2008.

Ziegenfuß Thomas Notfallmedizin [Buch]. - Stuttgart : Springer, 2006.

Abbildungsverzeichnis

| | |
|--|----|
| Abbildung 1: Beauty, 1993, Museum of Modern Art San Francisco (Eliasson, 1993); der Mythos der Antike, dass Inspiration eine Beseelung des Geistes ist, sodass wir neue Kraft und Energie haben, besteht im heutigen Wortgebrauch ebenso, wenn wir auf Inspiration hoffen..... | 1 |
| Abbildung 2: Die Anatomie des Respirationstraktes wird in obere und untere Luftwege aufgeteilt; schematische Darstellung des Lungengewebes bis hin zu den Alveolen wo der Gasaustausch stattfindet (Oczenski, 2008)..... | 3 |
| Abbildung 3: die äußere Atmung beschreibt den Transportweg von O ₂ und CO ₂ beim pulmonalen Gasaustausch zwischen Alveolarepithel und Erythrozyt in der Alveole (mod. nach Schmidt u. Thews 1995) (Larsen, et al., 1999)..... | 4 |
| Abbildung 4: über einen Katheter wird bei einem HFJV- System das Jet-Gas eingebracht; da der Tubus bei dieser Technik nicht mit einem Ventil versehen ist, tritt während der Inspiration ein Entrainment auf (Aloy, et al., 1995)..... | 10 |
| Abbildung 5: Schematische Darstellung der Beatmungsmethode SHFJV® - Superponierte High Frequency Jet Ventilation mit einem Laryngoskop; Farblegende: violett: niederfrequente Anteile; gelb: hochfrequente Anteile; blau: Entrainment durch SHFJV; grün: permanenter Gasaustausch (Reiner, 2006)..... | 11 |
| Abbildung 6: Beispielhafte Darstellung der Benutzeroberfläche des Respirators TwinStream® im Beatmungsmodus LAR (mit Laryngoskop); bei der HF UNIT (rechts unten) können die Parameter (Frequenz, I:E Verhältnis und Pressure) der Hochfrequenz eingestellt werden; bei der NF UNIT (links unten) können dieselben Parameter der Niederfrequenz eingestellt werden; Mitte: befinden sich die FiO ₂ Aw (gemessene Sauerstoffkonzentration welche in den Atemweg appliziert wird), FiO ₂ Jet (gemessene Sauerstoffkonzentration in der Jet-Düse) und etCO ₂ (gemessene endtidale CO ₂ Konzentration in der Jet-Düse) Monitoringtools (Reiner, 2006)..... | 14 |
| Abbildung 10: CO ₂ -Werte im Zusammenhang mit Sauerstoffgehalt und Compliance; Legende beschreibt den geänderten applizierten Sauerstoffgehalt des Gasgemisches vom Beatmungsgerät und 2C bedeutet eine Änderung der Compliance von 0.1 auf 0.12 l/cmH ₂ O | 15 |
| Abbildung 11: Zusammenhang der CO ₂ Werte bei kleiner Leckage; die hinzu geschaltete Resistance Rp 5 cmH ₂ O/(l/min) und die eingestellte Compliance am Lungensimulator beträgt in diesem Diagramm 0.1 l/cmH ₂ O; die obere Gleichung gehört zu der Messreihe ‚mit Beachtung‘, die untere Gleichung zu der Messreihe ‚ohne Beachtung‘ | 16 |
| Abbildung 12: in diesem Diagramm wurden die beiden Messreihen bei kleiner Leckage zusammengefasst; Parametereinstellungen: Resistance Rp5 cmH ₂ O/(l/min) und Compliance 0.1 l/cmH ₂ O..... | 17 |
| Abbildung 13: Zusammenhang der CO ₂ Werte bei mittlerer Leckage, Resistance RP 5 cmH ₂ O/(l/min), und Compliance 0.1 l/cmH ₂ O; der rote Kreis demonstriert die Ungenauigkeit der Messungen bei kleinen Abstrahlrücken..... | 18 |
| Abbildung 14: Zusammenhang der CO ₂ Werte bei mittlerer Leckage, Gesamte Messwerte von ersten und zweiten Messreihe | 19 |
| Abbildung 15: Zusammenhang der CO ₂ Werte bei großer Leckage, Resistance Rp 5 , Compliance 0.1 l/cmH ₂ O | 20 |
| Abbildung 17: Abhängigkeit des Anstiegs der Geraden der CO ₂ Konzentrationen im Bezug auf die O ₂ Konzentrationen..... | 21 |

Abbildung 18: Abhängigkeit des O_2 Faktors vom applizierten O_2 Gehalt.....22