

**Aus der Universitätsklinik für Kinder- und Jugendmedizin  
(Department) Tübingen  
Abteilung IV  
(Schwerpunkte: Neonatologie, Neonatologische Intensivmedizin)  
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. Ch. Poets**

**Evaluation der Atemgaskonditionierung eines  
neonatalen Beatmungsgerätes  
an einem Lungenmodell – ein Pilotprojekt**

**Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizin**

**der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard-Karls-Universität  
zu Tübingen**

**vorgelegt von  
Mark Glasauer  
aus  
Crailsheim**

**2010**

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter: Professor Dr. Ch. Poets

2. Berichterstatter: Professor Dr. M. Hofbeck

## Inhalt

	Seite
0. Verwendete Abkürzungen und Dimensionen der Messgrößen	6
1. Einleitung	8
2. Grundlagen	10
2.1 Anatomie und Physiologie des Respirationstraktes	10
2.2 Luftfeuchte und Taupunkt	11
2.3 Atemgaskonditionierung bei beatmeten Patienten – Probleme bei Früh- und Neugeborenen	13
2.4 Aktive und passive Befeuchter	14
2.5 Leistungsanforderungen an das Beatmungsgerät bei der Beatmungstherapie von Früh- und Neugeborenen	16
3. Material und Methoden	18
3.1 Versuchsaufbau	18
3.2 Methoden	29
4. Ergebnisse	33
4.1 Erste Messung	33
4.2 Einschwingvorgang nach dem Einschalten des Beatmungsgerätes	35
4.3 Verschiedene Temperaturen zum Vergleich von langem und kurzem Schlauchsystem	36
4.4 Absolute Feuchtwerte am Tubus bei Verwendung des kurzen und des langen Schlauchsystems	41
4.5 Änderung der absoluten Feuchte des Atemgases aufgrund der Passage des Inspirationsschlauches	41
4.6 Absolute Feuchte bei verschiedenen Beatmungsfrequenzen	

und konstantem Tidalvolumen	45
4.7 Absolute Feuchte bei verschiedenen Beatmungsfrequenzen und verschiedenen Tidalvolumina	47
4.8 Befeuchtungsleistung von Patiententeilen vor und nach Einsatz am Patienten	48
4.9 Einfluss der Temperatur-Einstellungen auf die absolute Feuchte	49
4.10 Beispiele für Fehlfunktionen von Patiententeilen	50
4.11 Ausfall der Schlauchheizung	52
4.12 Entwicklung der absoluten Feuchte mit fallendem Wasserspiegel im Wasserbad	53
4.13 Exemplarische Messung der absoluten Feuchte bei HFOV-Betrieb	53
4.14 Einfluss der Inkubatorinnentemperatur auf die absolute Feuchte	54
5. Diskussion	56
5.1 Atemgaskonditionierung	56
5.2 Schwierigkeiten bei der Atemgaskonditionierung	62
5.3 Erste Messung und Einschwingvorgang	66
5.4 Vergleich von langem und kurzem Schlauchsystem bei verschiedenen Temperaturen	67
5.5 Absolute Feuchtwerte am Tubus	69
5.6 Die Änderung der absoluten Feuchte während der Passage des Inspirationsschlauches	71
5.7 Absolute Feuchte bei verschiedenen Beatmungsfrequenzen und konstantem Tidalvolumen	72
5.8 Einfluss verschiedener Beatmungsfrequenzen und verschiedener Tidalvolumina auf die absolute Feuchte	72
5.9 Änderung des Befeuchtungsvermögens	73
5.10 Der Einfluss der Temperatur-Einstellungen auf die absolute Feuchte	74
5.11 Beispiele für Fehlfunktionen von Patiententeilen	74
5.12 Ausfall einer Schlauchheizung	75
5.13 Entwicklung der absoluten Feuchte bei fallendem Wasserspiegel	75
5.14 Entwicklung der absoluten Feuchte bei HFOV-Beatmung	76

5.15 Inkubatorinnentemperatur und absolute Feuchte	76
5.16 Fazit	76
6. Zusammenfassung	80
7. Literaturverzeichnis	83
8. Danksagung	87
9. Lebenslauf	88

## 0. Verwendete Abkürzungen und Dimensionen der Messgrößen

<u>Abkürzung</u>	<u>Einheit</u>	<u>Bedeutung</u>
aF	mg/l	Absolute Feuchte
f <sub>B</sub>	1/Min.	Beatmungsfrequenz
H1	V	Die Betriebsspannung als Zustandsanzeige der Heizung im Wasserbad des Beatmungsgerätes
H2	V	Die Betriebsspannung als Zustandsanzeige der Heizung im Inspirationsschlauch des Beatmungsgerätes
HFOV		Hochfrequenz-Oszillations-Beatmung (engl.: High-frequency oscillatory ventilation)
HME		Heat and moisture exchanger
PEEP	cm H <sub>2</sub> O	Positiver endexpiratorischer Druck = positive endexpiratory pressure
PIP	cm H <sub>2</sub> O	Maximaler inspiratorischer Druck = Peak inspiratory pressure
rF	%	Relative Feuchte
T <sub>di</sub>	°C	Distale Atemgastemperatur im Inspirationsschlauch unmittelbar nach der Befeuchtungseinheit des Beatmungsgerätes
t <sub>i</sub>	S	Inspirationszeit
T <sub>ie</sub>	°C	Temperatur im Inspirationsschlauch am Eingang des Inkubators
T <sub>ii</sub>	°C	Innentemperatur des Inkubators
T <sub>lm</sub>	°C	Innentemperatur des Lungenmodells
T <sub>pr</sub>	°C	Patientennahe Atemgastemperatur am Y-Stück des Beatmungsschlauches
T <sub>s</sub>	°C	Solltemperatur (entspricht T <sub>st3</sub> )
T <sub>st1</sub>	°C	Atemgastemperatur am Wasserbad
T <sub>st2</sub>	°C	Atemgastemperatur (patientenfern) am

		Inspirationsschlauch
Tst3	°C	Soll-Temperatur des Atemgases (patientennah) am Inspirationsschlauch
Ubetrieb	V	Die Versorgungsspannung der verschiedenen Thermosensoren
V <sub>t</sub>	ml	Tidalvolumen
ΔT	°C	Temperaturabweichung: Unterschied zwischen Wasserbadtemperatur Tst1 und patientennaher Soll-Temperatur Tst3 (einstellbar im Bereich zwischen -2 °C und +6 °C)

Tabelle 1: Verwendete Abkürzungen und Dimensionen der Messgrößen

## **1. Einleitung**

Bei beatmeten Patienten entfällt die physiologische Funktion der oberen Atemwege hinsichtlich Erwärmung und Befeuchtung der Atemluft. Diese Aufgabe muss folglich das Beatmungsgerät übernehmen. Die besonderen anatomischen und physiologischen Verhältnisse von Früh- und Neugeborenen erfordern hier noch eine größere Leistungsfähigkeit. Aus diesem Grund muss absolute Verlässlichkeit hinsichtlich adäquater Anfeuchtung und Erwärmung des Atemgases von Seiten des Beatmungsgerätes gegeben sein.

Das Beatmungsgerät „Stephanie“ der Firma Stephan wird auf neonatologischen Stationen in ganz Deutschland eingesetzt. Es ist eine feste Kombination aus Beatmungsgerät und aktivem Befeuchter. Bisher fehlten zu diesem Gerät genauere Daten zur Anfeuchtung und Erwärmung der Atemluft. Um Klarheit über die tatsächlich herrschenden Temperatur- und Feuchtigkeitsverhältnisse in diesem Teil des Beatmungssystems zu erlangen, waren Langzeitmessungen unter kontrollierten Bedingungen notwendig, da sich aus dem klinischen Einsatz Hinweise ergaben – zum Beispiel eingetrockneter Schleim, welcher den Tubus verlegte –, dass die Feuchtigkeit und Temperatur im Atemgas nicht ausreichend sind.

In der hier vorliegenden Pilotstudie wurden die tatsächlichen Feuchte- und Temperaturwerte im Inspirationsteil des Schlauchsystems der „Stephanie“ in einem eigens dafür konzipierten Versuchsaufbau mit hoher zeitlicher Auflösung gemessen. Zur realen Simulation einer Beatmungssituation bei Neu-/Frühgeborenen wurde ein bereits validiertes Lungenmodell verwendet. Mittels dieser Messungen sollte die Leistungsfähigkeit des Beatmungssystems bei der Verwendung verschiedener Patiententeile sowie unter Verwendung der beiden von Herstellerseite angebotenen Schlauchsysteme mit unterschiedlichen Kaltstrecken erfasst werden. Zur Erfassung der herrschenden Temperaturen an verschiedenen Positionen im Schlauchsystem erfolgten diese Messungen sowohl mit den zum Beatmungsgerät gehörenden Sensoren als auch durch



zusätzlich in den Messaufbau integrierte Thermistoren. Durch einen Feuchtesensor, welcher an zwei verschiedenen Stellen im Atemgasschlauchsystem positioniert werden konnte, gelang die Erfassung der absoluten Feuchtwerte.

Insbesondere galt es herauszufinden, wie sich das Atemgas im Inspirationsteil des Systems hinsichtlich Feuchteverlust beim Atemgastransport verhält. Im Klinikalltag hatte sich gezeigt, dass die Feuchtigkeit im Inspirationsschlauch des öfteren kondensiert und dann nicht mehr dem Patienten zur Verfügung steht – was sich klinisch an einer akuten oder auch chronischen Verschlechterung der respiratorischen Situation der Patienten beobachten lies.

Eines der Ziele dieser Arbeit war mit Hilfe der hier erhobenen Daten Empfehlungen für Einstellungen dieses Beatmungsgerätes zu geben, um eine Versorgung des Patienten mit adäquat konditioniertem Atemgas zu ermöglichen.

## **2. Grundlagen**

### **2.1 Anatomie und Physiologie des Respirationstraktes**

Der Respirationstrakt des Menschen setzt sich zusammen aus den oberen und unteren Atemwegen. Zu den oberen Atemwegen gehören die Nasenhöhle mit ihren Nebenhöhlen, der Rachen (*Pharynx*) und der Kehlkopf (*Larynx*). Die unteren Atemwege setzen sich zusammen aus *Trachea* (Luftröhre) und dem Bronchialsystem – von den *Bronchus principales* (Hauptbronchien) bis hin zu den *Bronchioli terminales* – einschließlich der gasaustauschenden Abschnitte der unteren Atemwege: *Bronchioli respiratorii*, *Ductus alveolares* und *Alveolen* (Lungenbläschen) (Schiebler 1997).

Die Hauptaufgabe des Respirationstraktes ist es, den Gasaustausch zwischen Umgebungsluft und Blut zu ermöglichen: Sauerstoff wird aus der Umgebungsluft ins Blut aufgenommen und Kohlenstoffdioxid in die Umgebungsluft abgegeben. Diese Vorgänge finden beim Atmen in den genannten gasaustauschenden Abschnitten der unteren Atemwege statt.

Die Funktion der oberen Atemwege besteht darin, die Atemluft zu erwärmen und anzufeuchten. Die eingeatmete Luft wird durch Vorbeiströmen an den Nasenmuscheln (*Conchae nasales*), welche den größten Beitrag zur Vergrößerung der Schleimhautoberfläche im Nasen-Rachen-Raum leisten, erwärmt und befeuchtet. Zusätzlich reinigen die Nasenhaare im Zusammenspiel mit dem die Nasenhöhle auskleidenden Schleim die Luft von groben Verunreinigungen (Schiebler 1996). Keck et al. untersuchten 2000 das Feuchtigkeits- und Temperaturprofil der Nasenhöhle und wiesen den oberen Atemwegen (von der Nasenhöhle bis zum Nasopharynx), vor allem jedoch dem vorderen Teil der Nasenhöhle, entscheidende Bedeutung für Befeuchtung und Erwärmung der Atemluft aufgrund der großen Kontaktfläche zu. Auf ihrem Weg zu den Alveolen wird die Atemluft kontinuierlich weiter befeuchtet und erwärmt. Beim Eintritt in die kleinsten Abschnitte der Lungen hat die inspirierte Atemluft

mit rund 37 °C Körpertemperatur erreicht und besitzt eine relative Feuchtigkeit von annähernd 100% (Schmidt und Thews 1997). Einen ähnlich wichtigen Beitrag zur Anfeuchtung und Erwärmung der Atemluft wiesen Naftali et al. 2005 an einem anatomisch korrekten artifiziellen Modell der Nase nach. In der Nase erfolgen 92% der Erwärmung und 96% der Anfeuchtung der Atemluft, um diese letztendlich an die intraalveolären Bedingungen anzupassen.

Die Auskleidung des Respirationstraktes besteht größtenteils aus respiratorischem Epithel - erst im Bereich der Alveolen beginnen Alveolarepithelzellen von Typ I und II die Innenwände der Alveolen auszukleiden. Das respiratorische Epithel ist ein peripher eher mehrreihiges, zentral eher einschichtiges Flimmerepithel mit peripher vielen und zentral weniger Becherzellen. An der Oberfläche dieses Epithels sitzen sich bewegende Zilien, die durch ihre Schlagrichtung den aktiven Transport des mit Staub und pathogenen Keimen verunreinigtem Schleim in Richtung Pharynx durchführen. Dies dient der Reinhaltung der Lungeninnenfläche. Diese hochspezialisierte Grenzschicht zwischen Außenwelt und Körperinneren optimiert das Atemgas weiter hinsichtlich Temperatur und Feuchtigkeit durch regulatorische Vorgänge – Zufuhr oder Entzug von Wärme bzw. Feuchtigkeit – und ist somit von elementarer Bedeutung für die normale Funktion des Respirationstraktes.

## **2.2 Luftfeuchte und Taupunkt**

Die Luftfeuchte bei einer bestimmten Temperatur beschreibt die Menge des gasförmigen Wassers in der Luft oder anders ausgedrückt gibt die Luftfeuchte den aktuellen Wasserdampfgehalt bei normalem barometrischem Druck in der Luft an. Die Luftfeuchte kann auf zwei verschiedene Arten angegeben werden. Einerseits als absolute Luftfeuchte (in  $\text{g/m}^3$  bzw.  $\text{mg/l}$ ), welche angibt, wie viel Wasser tatsächlich in der Luft bei einer bestimmten Temperatur und einem bestimmten Druck enthalten ist. Andererseits kann sie als relative Feuchte

angegeben werden, welche den relativen Gehalt in Prozent der maximalen Luftfeuchte bezeichnet und angibt, wie viel Wasserdampf maximal in einem bestimmten Luftvolumen bei einer bestimmten Temperatur und einem bestimmten Druck vorhanden sein kann. Die maximale Luftfeuchte ist somit temperatur- und druckabhängig. Dies bedeutet, dass zum Beispiel in wärmerer Luft eine höhere maximale Luftfeuchte möglich ist als in kälterer und somit werden auch die absolute und die relative Luftfeuchte gleichsinnig beeinflusst. Mit Wasser gesättigte Luft kann bei Körpertemperatur 44 mg Wasser pro Liter Luft – dies entspricht der maximalen Luftfeuchte – in sich tragen, was dann einer relativen Feuchte von 100% entspricht – dies alles bei normalem atmosphärischem Druck.

In der sogenannten Taupunktkurve wird die maximale Luftfeuchte bei unterschiedlichen Temperaturen dargestellt. Der Taupunkt ist diejenige Temperatur, auf die sich eine Luftmasse abgekühlt haben muss, damit das in ihr vorhandene Wasser zu kondensieren beginnt. Anders ausgedrückt bezeichnet der Taupunkt die Temperatur, bei der die Luft mit einer bestimmten Ausgangstemperatur und einer bestimmten relativen Luftfeuchte nicht mehr in der Lage ist, die ursprüngliche Wassermenge gasförmig zu halten. Diese Taupunkttemperatur ist eine aus dem Phasendiagramm abgeleitete, theoretische Temperatur, welche normalerweise der aktuellen Lufttemperatur entspricht oder geringer ist. Wenn aktuelle Lufttemperatur und Taupunkttemperatur identisch sind, ist die Luft zu 100% mit Wasserdampf gesättigt. Der Taupunkt stellt aufgrund seiner Abhängigkeit vom Wasserdampfgehalt der Luft ein Feuchtemaß der Luft dar. Bei Abkühlung der Luft bis zur Taupunkttemperatur oder darunter kommt es zu Taubildung bzw. Kondensation des Wassers, so dass der Taupunkt auch Kondensationspunkt genannt werden kann: Wasser geht von der gasförmigen Phase in die flüssige Phase über. Überschreitet die absolute Luftfeuchte die maximale Luftfeuchte, d.h. ist die relative Luftfeuchte größer als 100%, kommt es ebenfalls zu einem Aggregatwechsel des Wassers, es erfolgt also eine Kondensation, da die Luft mit Wasser übersättigt ist. Die Ursache hierfür liegt ebenfalls darin, dass Luft

mit einer bestimmten Temperatur lediglich eine bestimmte Maximalmenge an Wasser aufnehmen kann. Bei einer Übersättigung der Luft liegt die Taupunkttemperatur höher als die aktuelle Lufttemperatur, was nur unter sehr speziellen Bedingungen (deutlichen Druckveränderungen) vorkommen kann.

### **2.3 Atemgaskonditionierung bei beatmeten Patienten – Probleme bei Früh- und Neugeborenen**

Aufgrund der Überbrückung der oberen Atemwege durch das Beatmungsschlauchsystem und den Tubus muss das Beatmungsgerät die Funktionen der Atemgaserwärmung und der Atemgasbefeuchtung komplett übernehmen. Dies bedeutet, dass am Ausgang des Tubus in idealer Weise ein Atemgas zur Verfügung stehen muss, welches Körpertemperatur besitzt und zu 100% mit Wasser gesättigt ist, was den physiologischen Bedingungen entspricht. Somit sollte der absolute Wassergehalt des Atemgases 44 mg Wasser je Liter Atemgas bei 37 °C betragen. Die Einhaltung dieser Atemgasbedingungen ist notwendig, um beispielsweise Schäden am respiratorischen Epithel oder etwa einen Abfall der Körperkerntemperatur zu vermeiden, welche durch ein Beatmungsgas mit zu geringer Temperatur insbesondere bei Früh- und Neugeborenen verursacht werden und dann Probleme wie arterielle Hypotonie, metabolische Azidose, Hypoglykämie, Bradykardien, Hypoxie, Herzrhythmusstörungen bis hin zu Kammerflimmern und weitere akute und chronische Erkrankungen nach sich ziehen kann (Illing et al. 2003, Speer 1997). Zum Nachweis der positiven Effekte bei der Verwendung eines beheizten Befeuchters wurden in der Vergangenheit viele – auch kritische – Studien durchgeführt, die deutlich die Uneinigkeit über die optimale Atemgaskonditionierung aufzeigen. Auf die Studienlage zu diesem Thema wird in der Diskussion näher eingegangen.

## **2.4 Aktive und passive Befeuchter**

Zur Befeuchtung des Atemgases finden sich im klinischen Alltag zwei verschiedene grundlegende Prinzipien verwirklicht, nämlich die der aktiven und der passiven Befeuchtung.

Passive Befeuchtungssysteme werden durch die sogenannten „feuchten Nasen“ repräsentiert. Aus dem englischsprachigen Raum kommend hat sich für diese Befeuchter der Begriff „Heat and moisture exchanger“ (Abkürzung: HME) eingebürgert. Ihre Funktionsweise beruht darauf, dass sie die in der Expirationsluft enthaltene Feuchtigkeit und Wärme im Beatmungssystem halten und somit kein technischer Aufwand betrieben werden muss, um das Atemgas zu erwärmen und zu befeuchten. Von der Kostenseite her sind sie folglich den aktiven Befeuchtern überlegen.

Bei den aktiven Befeuchtungssystemen sind mehrere Arten von Anfeuchtung denkbar. Beispielsweise kann das Atemgas durch ein beheiztes Wasserbad geführt werden und dabei Feuchtigkeit aufnehmen. Möglich ist ebenfalls eine Konstruktion, bei der über ein Entlangstreichen des Atemgases an semipermeablen wassergefüllten Membranen ein Übertritt von Wasser ins Atemgas entsprechend des Feuchtigkeitsgefälles geschieht. Die Verdampfung von Wasser mittels entsprechender technischer Einrichtungen führt ebenfalls zur Befeuchtung des Atemgases. Eine weitere Möglichkeit ist die Wärmeübertragung durch Konvektion: das Atemgas überstreicht die Oberfläche eines beheizten Wasserbehälters und nimmt dadurch die Feuchtigkeit auf.

Das einheitliche Funktionsprinzip von beheizten Befeuchtern in Beatmungsgeräten beschrieb Peterson von der Firma Fisher & Paykel 1998. Er spricht der Feuchte im Beatmungsgas in Form von molekularem Wasserdampf eine grundlegende Rolle bei invasiven und nicht invasiven Beatmungsformen zu. Systeme zur Erwärmung und Befeuchtung des Atemgases bestehen im Allgemeinen aus einem Befeuchter und den Beatmungsschläuchen.

Befeuchter, die Aerosole erzeugen, würden einerseits genügend Feuchtigkeit liefern, andererseits jedoch eine Transportmöglichkeit für Verunreinigungen zur Verfügung stellen und könnten auch noch ein Übermaß an Feuchtigkeit transportieren. Im Vergleich dazu erzeuge ein optimales System lediglich die erforderliche Menge an Feuchtigkeit in Form von Wasserdampf mit der richtigen Temperatur und transportiere dieses Atemgas ohne Hitze- oder Wasserverlust zum Patienten. Der effektivste Weg, dies zu erreichen sei erstens unter Verwendung einer großen Kontaktfläche von Atemgas und Wasser im Befeuchter und zweitens mittels Verwendung einer Heizung in den Beatmungsschläuchen, um einen Verlust von Hitze und/oder Wasser zu vermeiden. Derartige Systeme seien in der Lage, sowohl für invasiv wie auch nicht-invasiv beatmete Patienten – vom Neugeborenen bis zum geriatrischen Patienten – die idealen Atemgase bereitzustellen. Zudem gebe es keine Kontraindikationen für ihre Verwendung.

Die zuletzt beschriebene Methode ist im Beatmungsgerät „Stephanie“ verwirklicht: das Atemgas streicht über ein beheiztes Wasserbad und wird dadurch erwärmt und befeuchtet. Je höher die Kontaktfläche zwischen Atemgas und Wasserbad, desto höher ist die Erwärmungs- und Anfeuchtungsleistung. Im Beatmungsgerät „Stephanie“ wurde die Vergrößerung der Oberfläche durch ein Vlies realisiert (siehe auch Kapitel 3). Bei hohem Atmgasfluss macht sich allerdings die kurze Kontaktzeit zwischen Wasserbad und Atemgas negativ bemerkbar. Ebenfalls findet die Passage des Atemgases durchs Wasserbad in einem höheren Druckbereich statt. Bei der Einleitung in das zum Patienten führende Schlauchsystem kommt es zu einer Druckreduktion und damit auch zu einem Temperaturabfall aufgrund einer Entspannung des Atemgases. Aus diesem Grund wurde vom Hersteller eine Regeleinrichtung zur Temperaturkorrektur ins Beatmungsgerät eingebaut, um im Beatmungsgerät eine höhere Temperatur des Atemgases zu erzeugen und hierdurch den anschließenden Temperaturabfall bei der Einleitung des Atemgases in den Inspirationsschlauch zu kompensieren. Mittels eines Reglers kann die sogenannte Temperaturabweichung im Bereich zwischen  $-2\text{ °C}$  und  $+6\text{ °C}$

verändert werden. So hätte zum Beispiel das Atemgas mit einer geforderten Solltemperatur von 38 °C bei einer eingestellten Temperaturabweichung von +4 °C im Beatmungsgerät eine Temperatur von 42 °C.

## 2.5 Leistungsanforderungen an das Beatmungsgerät bei der Beatmungstherapie von Früh- und Neugeborenen

Die Möglichkeit, Neugeborene – Früh- und Reifgeborene – ab einem Geburtsgewicht von rund 500 g bis zu einem Geburtsgewicht von etwa 5 kg mit einer adäquaten Respiratortherapie zu versorgen, beruht einerseits auf einem immer besseren Verständnis der physiologischen und pathophysiologischen Grundlagen des menschlichen Respirationstraktes einschließlich der Möglichkeit zur Behebung krankhafter Abweichungen – z. B. durch die Möglichkeit der Surfactant-Substitution bei Atemnotsyndrom des unreifen Frühgeborenen – und andererseits durch die immer weiter voranschreitende Entwicklung im Bereich der Medizintechnik (z. B. die Therapie mit inhalativem Stickstoffmonoxid, Weiterentwicklung der Überwachungsgeräte, Miniaturisierung der Sensoren usw.).

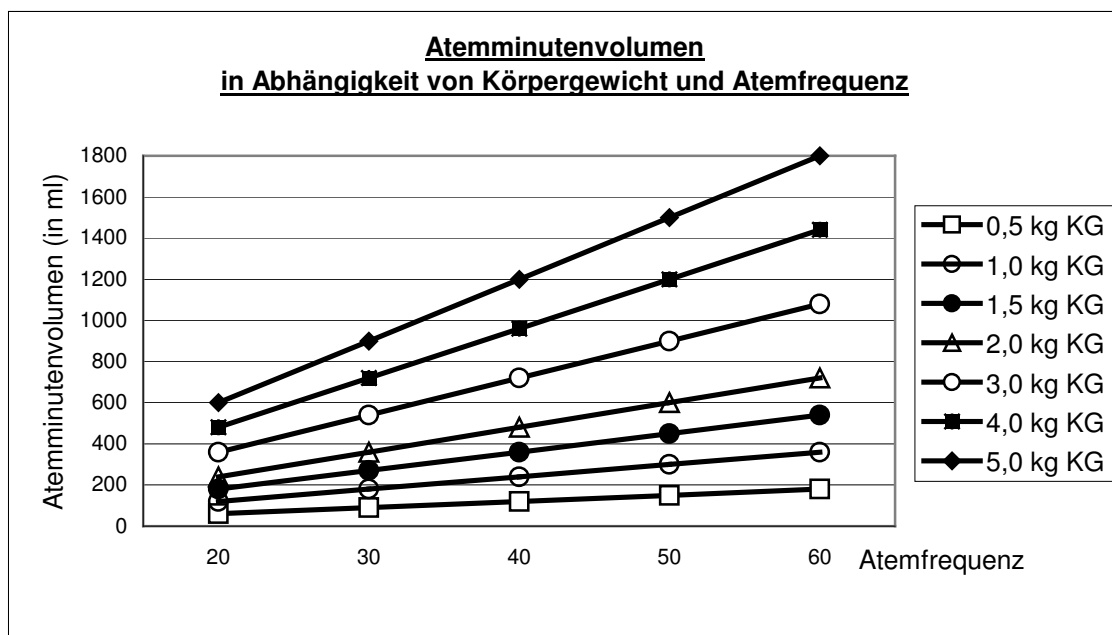


Diagramm 1: Atemminutenvolumen in Abhängigkeit von Körpergewicht und Atemfrequenz



Die Atemfrequenz von reifen Neugeborenen wird in der Literatur mit bis zu 50 pro Minute angegeben, in Reanimationssituationen bei Früh- und Neugeborenen sind Frequenzen im Bereich von 40 bis 60 Atemzügen pro Minuten üblich (Speer 1997, Speer und Gahr 2001). Das Minutenvolumen errechnet sich nach der Formel Tidalvolumen  $V_t$  – auch Atemzugvolumen genannt, 6(-7) ml je kg Körpergewicht – mal Atemfrequenz. Zur Verdeutlichung der zu erwärmenden und zu befeuchtenden Atemgasvolumina dient das Diagramm 1 für ein Atemzugvolumen von 6 ml/kg Körpergewicht. Das Beatmungsgerät muss somit bei Atemminutenvolumina zwischen 60 ml/Minute und 1800 ml/Minute eine adäquate Befeuchtungs- und Erwärmungskapazität besitzen. Zu diesem vom Beatmungsgerät zur Verfügung zu stellenden Atemzugvolumen kommt eventuell noch das Gasvolumen hinzu, welches zur Aufrechterhaltung des gewählten PEEP (= Peak EndExpiratory Pressures) notwendig ist. Bei einem PEEP von 5 cm H<sub>2</sub>O strömen je nach Größe des Kindes, dessen Atemfrequenz und in Abhängigkeit der individuellen Lungenparameter (Atemzugvolumen, Residualvolumen, Vitalkapazität usw.) bis zu 4-6 Liter Atemgas pro Minute durchs Wasserbad und müssen dort ebenfalls angefeuchtet und erwärmt werden. Bei dem Beatmungsgerät „Stephanie“ kommt hinzu, dass auch ohne PEEP-Betrieb bereits ein sogenannter basaler Arbeitsfluss (= continuous flow) besteht, der etwa 5 Liter pro Minute beträgt, um bei bestimmten Beatmungsformen ein selbständiges Atmen des Patienten zu ermöglichen. Bei Bedarf wird dieser Fluss selbständig vom Gerät erhöht. Wird dann zur weiteren Intensivierung der Beatmung noch die Hochfrequenz-Oszillationsmethode (= HFOV) gewählt, summiert sich der Volumentransfer durchs Wasserbad im Extremfall auf 14-16 l/Min. Dieses Atemgasvolumen muss eine absolute Feuchte von 44 mg Wasser pro Liter Atemgas – relative Luftfeuchte von 100 % – aufweisen bei einer Temperatur von 37 °C bis 38 °C, was hohe Anforderungen an Erwärmungs- und Befeuchtungseinheit des Beatmungsgerätes darstellt.

### 3. Material und Methoden

#### 3.1 Versuchsaufbau

Der hier benutzte Versuchsaufbau (siehe Abbildung 1) setzte sich im wesentlichen aus folgenden Komponenten zusammen:

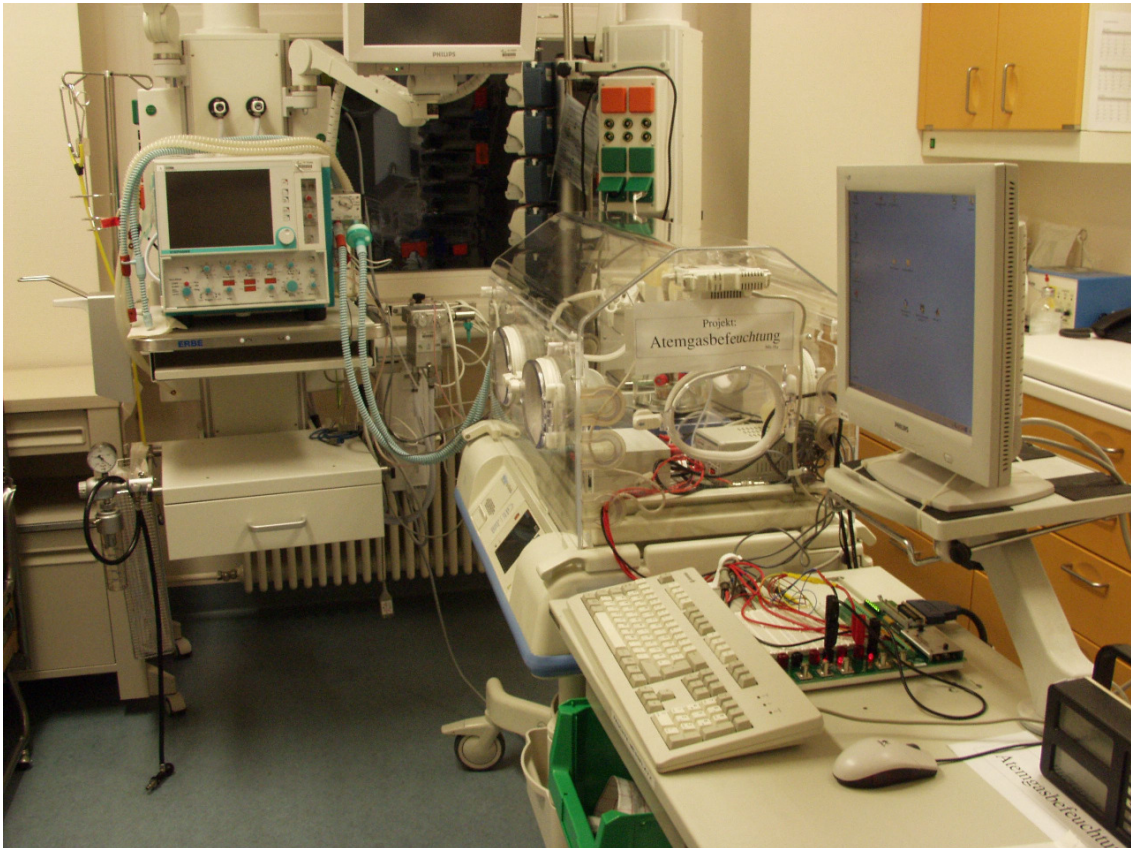


Abb. 1: Versuchsaufbau

- Dem Beatmungsgerät „Stephanie“ einschließlich automatischer Wassernachfüllung. Verwendet wurden zwei verschiedenen Beatmungsschlauchsysteme (siehe unten)
- Einem Inkubator Isolette C 2000 von Hill-Rom Air Shields
- Dem im Inkubator befindlichen künstlichen Lungenmodell (eigene Herstellung) zur feuchtebezogenen Simulation einer Beatmungstherapie

einschließlich des notwendige Zubehörs (Thermostat, Spannungsversorgung u.ä.)

- Einem PC zur Verarbeitung der gewonnenen Daten einschließlich der erforderlichen elektronischen Komponenten zu ihrer Erfassung (Temperatursensoren, Interface-Karte mit A/D-Wandler, Festspannungsnetzgerät u.ä.)

Das Beatmungsgerät „Stephanie“ der Firma Stephan ist ein Beatmungsgerät für Früh- und Neugeborene, welches in der Abteilung für Neonatologie an der Universitätskinderklinik Tübingen verwendet wird und zur Beatmung von Kindern mit einem Geburtsgewicht zwischen rund 500g bis über 4000g mit den Optionen aller etablierten Beatmungsformen dieser Gewichtsklassen dient. Es hat einen Arbeits-Grundfluss im Inspirationsschenkel im Gegensatz zu den Geräten, welche über ein kontinuierliches inspiratorisches Volumen geregelt werden. Einstellbar an der Frontplatte des Gerätes sind (siehe auch Abbildung 2):

- Beatmungsart (z. B. druck- oder volumenkontrolliert)
- Beatmungsform: wir verwendeten bei unseren Messungen fast ausschließlich eine Halbsinusform des Inspirationsdruckprofils (in den wenigen Fällen, bei denen andere Beatmungsformen angewandt wurden, wird im Folgenden darauf hingewiesen)
- Tidalvolumen  $V_t$  (in ml)
- Inspirationszeit  $t_i$  (in s)
- Maximaler inspiratorischer Druck = Peak inspiratory pressure, PIP (in cm  $H_2O$ )

- Positiver endexpiratorischer Druck = positive endexpiratory pressure, PEEP (in cm H<sub>2</sub>O)
- Beatmungsfrequenz  $f_B$  (in 1/Min.)
- Geforderte patientennahe Soll-Temperatur = Tst3 (in °C)
- Temperaturabweichung  $\Delta T$  (in °C): Unterschied zwischen Wasserbadtemperatur Tst1 und patientennaher Soll-Temperatur Tst3, einstellbar im Bereich zwischen -2 °C und +6 °C

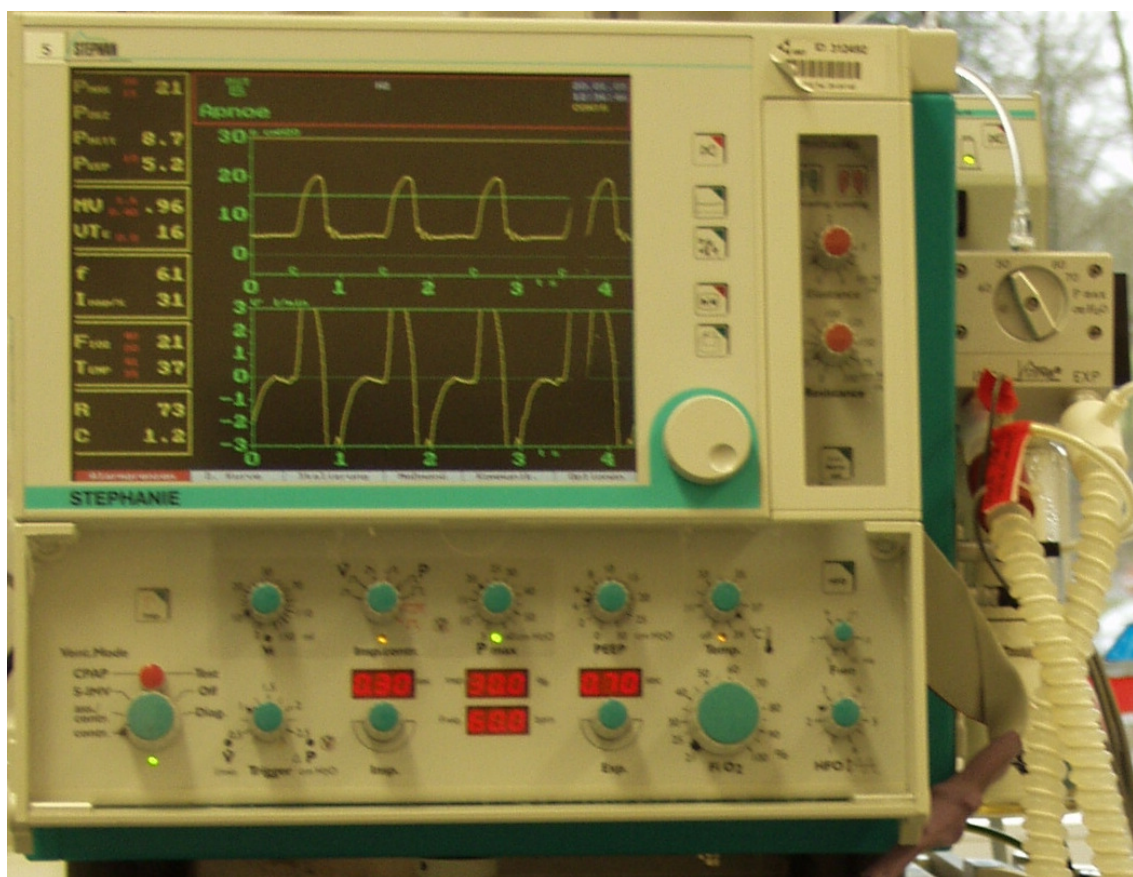


Abb. 2: Frontalansicht des Beatmungsgerätes „Stephanie“

Die systeminternen Temperaturen Tst1, Tst2 und Tst3 des Beatmungsgerätes wurden mit Hilfe einer am Beatmungsgerät befindlichen Schnittstelle nach außen geleitet und standen somit kontinuierlich zur Datenerfassung zur Verfügung (siehe unten im Kapitel Methoden).

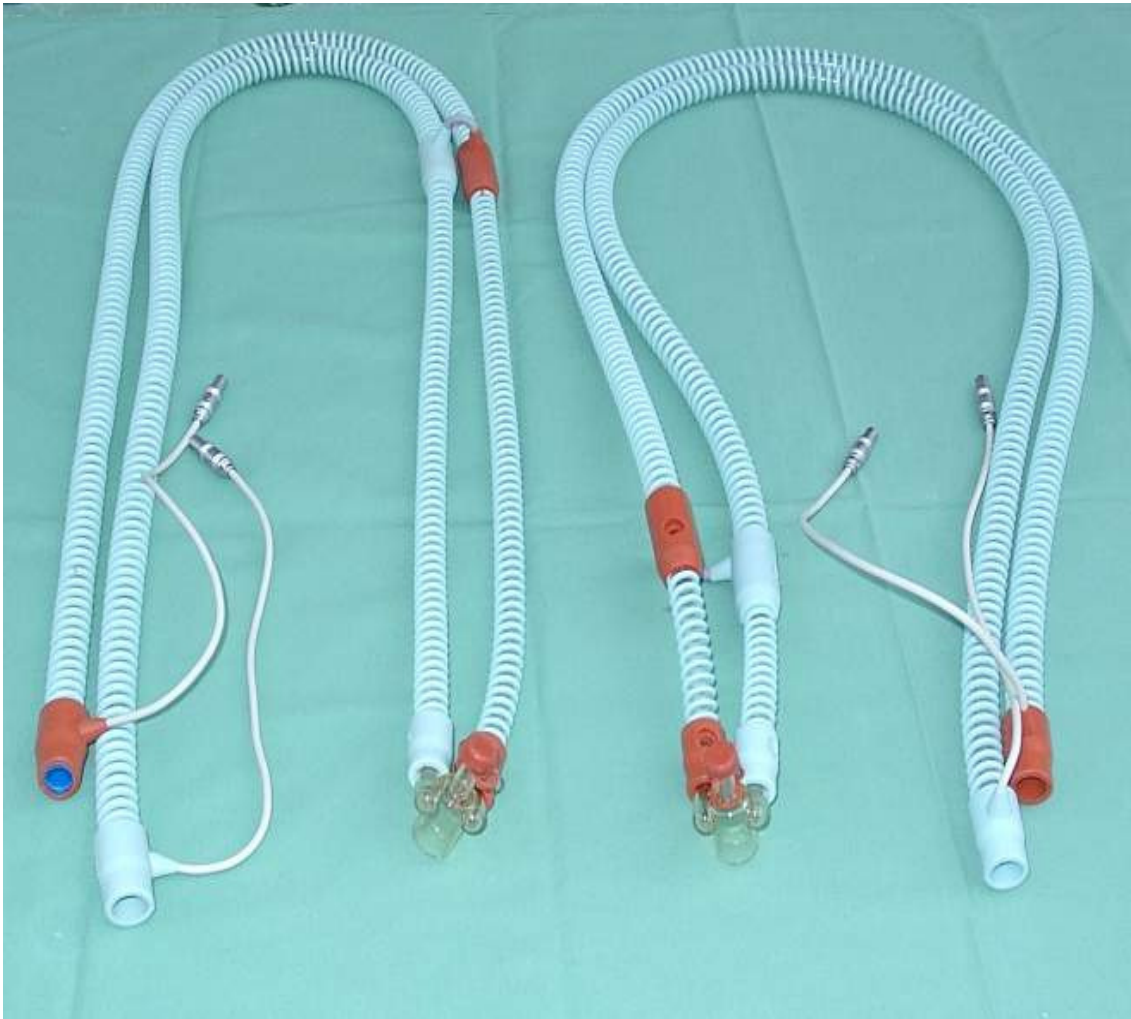


Abb. 3: Langes (links) und kurzes (rechts) Schlauchsystem der Firma Stephan. Hinzuweisen ist auf die unterschiedlich langen unbeheizten Kaltstrecken (links = lang, rechts = kurz) vor dem Y-Stück der Schläuche.

Die Messungen erfolgten mit zwei verschiedenen Beatmungsschlauchsystemen: einem kurzen Schlauchsystem (auf Abbildung 3 rechts zu sehen) mit relativ kurzer, unbeheizter Kaltstrecke und einem langen Schlauchsystem (auf Abbildung 3 links dargestellt) mit längerer, unbeheizter Kaltstrecke. Das kurze Schlauchsystem (System 2) wird für die Offenpflege im Wärmebett und das lange Schlauchsystem (System 1) für die Geschlossenpflege der Patienten im Inkubator verwendet (siehe Abbildung 4). Beim langen Schlauchsystem befindet sich eine größere Strecke des Schlauches im Inkubator. Der Einfachheit halber wird im Folgenden von kurzem und langem Schlauchsystem gesprochen.

Die Positionen der Sensoren für die patientenferne Temperatur Tst2 und die patientennahe Temperatur Tst3 am Inspirationsschlauch können der folgenden Abbildung 4 entnommen werden. Die Beatmungsschläuche enden am Y-Stück, welches zur Patientenseite hin den Pneumotachographen (Flowsensor nach dem Differenzdruckprinzip) und – bei den Messungen mit dem Feuchtigkeitssensor am Tubus – anschließend daran den Feuchtesensor trug, bevor das Atemgas über den Tubus in das Lungenmodell eingeleitet wurde. Verwendet wurde bei allen Messungen ein Tubus vom Typ VYGON 5520 (2,5 mm Innendurchmesser 4,1 mm Außendurchmesser).

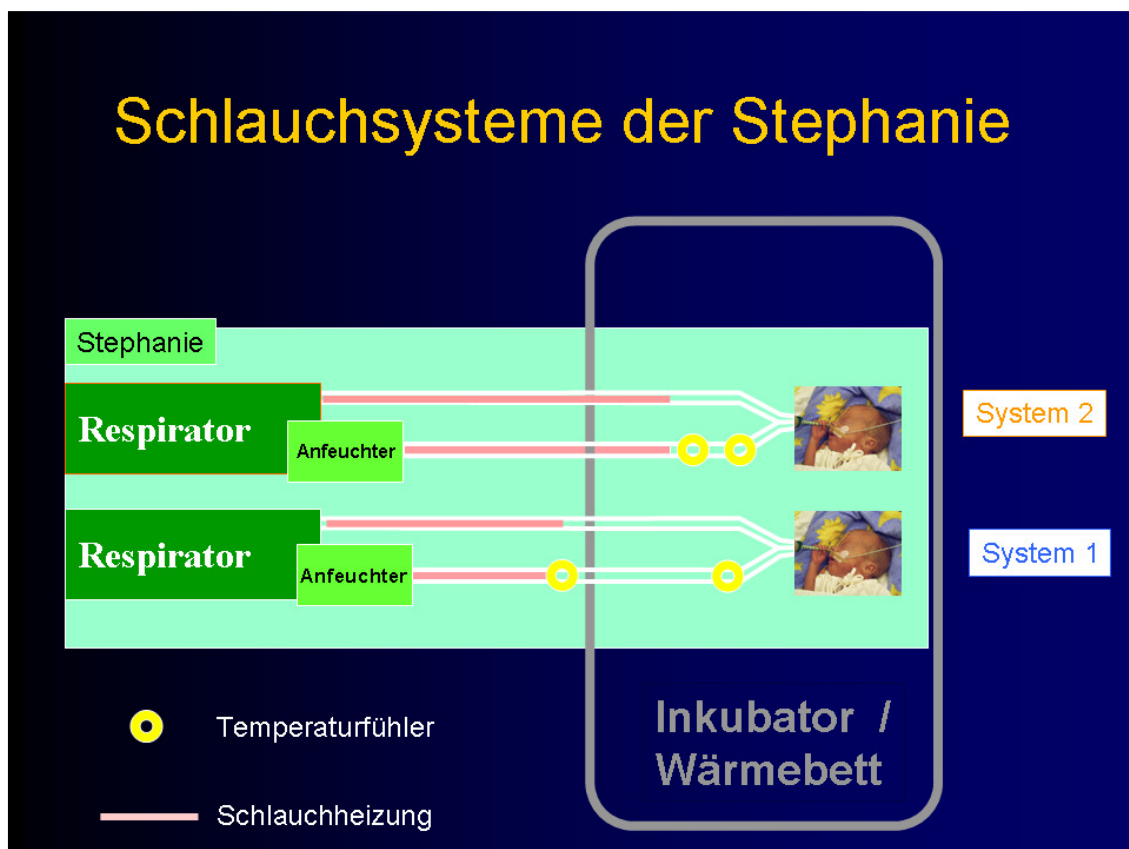


Abb. 4: Schlauchsysteme der „Stephanie“ mit Positionen der geräteeigenen Wärmefühler. System 1 entspricht dem langen Schlauchsystem, System 2 entspricht dem kurzen Schlauchsystem.

Das Wasserbad des Beatmungsgerätes weist eine Minimalmarkierung wie auch eine Maximalmarkierung über dem Boden des Wasserbehälters auf. Im Verlauf der Messungen wurde seitens des Herstellers eine automatische Wassernachfüllung zur Verfügung gestellt. Bei dem Teil der Messungen, die

schon zuvor ohne automatische Wassernachfüllung durchgeführt wurden, hielten wir den Wasserspiegel immer im oberen Bereich der erforderlichen Menge an Befeuchtungswasser. Bei dem mit automatischer Wassernachfüllung durchgeführten Teil der Messungen wurde darauf geachtet, dass der minimale Wasserstand nicht unterschritten wurde. Bei den exemplarischen Messungen, bei denen dies dennoch erfolgte, wird in der Ergebnispräsentation gesondert darauf hingewiesen.



Abb. 5: Beatmungsgerät mit Wasserbad und angeschlossenen Schlauchsystem

Das Patiententeil des Beatmungsgerätes ist so aufgebaut, dass das Atemgas über einen mit einem einliegenden Vlies ausgestatteten Einsatz auf möglichst langem Weg durch das Wasserbad geleitet wird (siehe Abbildung 5). In der folgenden Abbildung 6 ist in einer Detailansicht die Atemgasführung im Einsatz zu sehen. Das Vlies wird bei jeder Aufbereitung gewechselt. Bezüglich der Erwärmung des Atemgases ist das Patiententeil so aufgebaut, dass eine Heizung für die Erhitzung des Wasserbades und des Einsatzes sowie eine

zweite für die Erhitzung des Trägerblockes vorgesehen ist. Vor dem Austritt des Atemgases aus dem Patiententeil bestimmt ein systemeigener Sensor die aktuelle Atemgastemperatur zwecks Regelung der Wasserbadheizung. Danach wird das konditionierte Atemgas von Arbeitsdruck auf Patientendruck reduziert. Durch diesen Druckabfall wiederum ändert sich der Taupunkt des Gases, so dass weniger Wasser im Atemgas enthalten ist und somit weniger zum Patienten transportiert wird (siehe unter Kapitel 2.2).

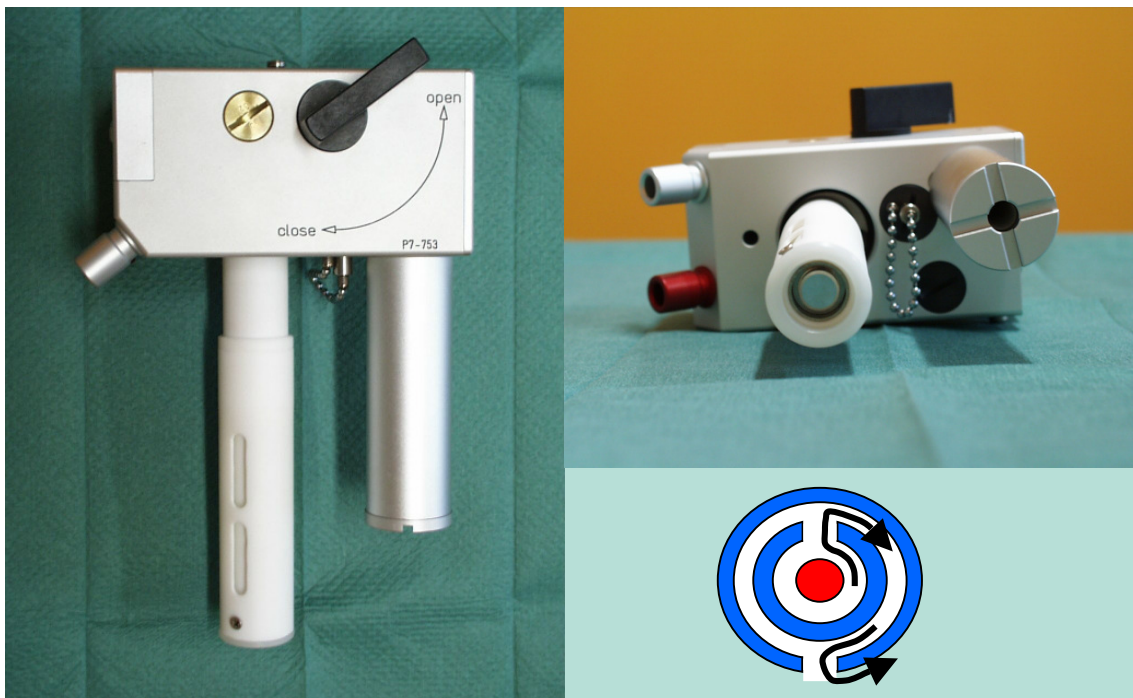


Abb. 6: Detailansicht des Patiententeils des Beatmungsgerätes

Zur feuchtebezogenen Simulation einer kindlichen Lunge verwendeten wir ein künstliches Lungenmodell (siehe Abbildung 7), welches 1999 von Schiffmann et al. zur Verwendung bei Messungen an beheizten Befeuchtern (heated humidifiers = HH) und Wärme- und Feuchtigkeitsaustauschern (Heat and moisture exchanger = HME) bei Hochfrequenz-Oszillations-Beratmung (= High-frequency oscillatory ventilation, HFOV) eingeführt wurde, um in einer Studie die Luftfeuchte des Atemgases möglichst wirklichkeitsnah bei den beiden verschiedenen Beatmungstechniken zu ermöglichen. Das Lungenmodell simuliert die Situation der Lunge mit 100% relativer Feuchte bei 37°C und setzt sich zusammen aus einem mit Wasser getränkten Schwamm, um



Feuchtigkeitsspeicherung bzw. -abgabe im System zu simulieren und befindet sich in einem Glaszylinder mit einer Innentemperatur von 37 °C. Mittels eines Tubus, der über eine abgedichtete Schraubverbindung das Beatmungsgas ins Innere des Modells leitet, wird ein oben am Lungenmodell angebrachter Balg beatmet, wodurch Atemwegswiderstand (engl. *resistance*) und Volumendehnbarkeit (engl. *compliance*) des Atmungstraktes simuliert werden. Das Lungenmodell stand auf einem thermisch isolierten Magnetrührer, der im Lungenmodell die Umwälzung des darin befindlichen Wassers bewirkte.



Abb. 7: Lungenmodell

Zur Messung der herrschenden Temperaturen des Atemgases benötigten wir noch drei zusätzliche Temperatursensoren, um den Zustand des Atemgases besser erfassen zu können:

- Die distale Atemgastemperatur  $T_{di}$  (in °C) wurde intraluminal im Inspirationsschlauch unmittelbar nach der Befeuchtungseinheit des Beatmungsgerätes, dem sogenannten Wasserbad, gemessen

- Die Temperatur  $T_{ie}$  (in °C) wurde im Lumen des Inspirationsschlauch am Eingang des Inkubators parallel zum geräteeigenen Sensor gemessen
- Die patientennahe Atemgastemperatur  $T_{pr}$  (in °C) wurde am Y-Stück des Beatmungsschlauchsystems parallel zum geräteeigenen Sensor erfasst

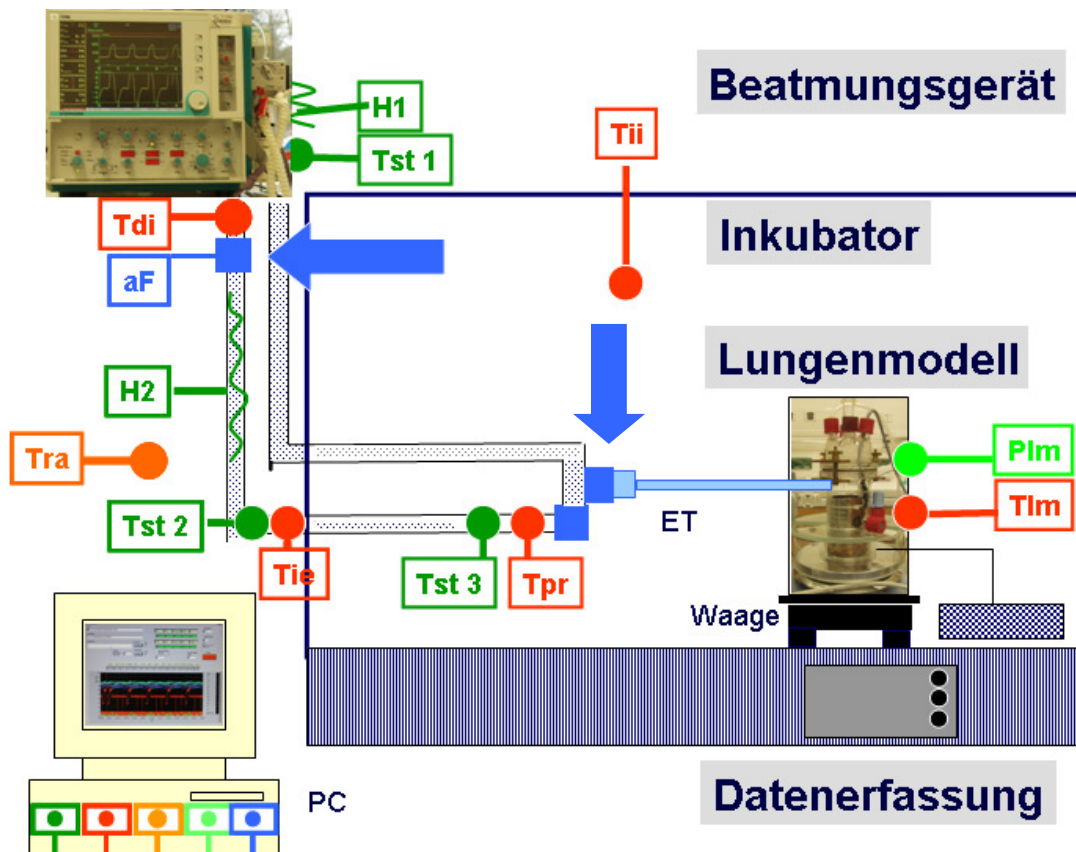


Abb. 8: Anordnung der verschiedenen Messpunkte

Einen Überblick über die Anordnung der verschiedenen Messpunkte gibt Abbildung 8. Die beiden großen Pfeile bezeichnen die beiden Positionen, an denen der Feuchtigkeitssensor während unserer Messungen abwechselnd positioniert war, also entweder hinter dem Wasserbad oder vor dem Tubus.

Die Feuchte des Atemgases in unserer Versuchsanordnung wurde mittels des Feuchtigkeitssensors FT 202 (ZSK Systemtechnik, Katlenburg) gemessen (siehe Abbildung 9). Einen Feuchtigkeitssensor derselben Bauart benutzten auch Schiffmann et al. (Schiffmann 1997, Schiffmann 1999) in ihren Studien zur

Erfassung der Luftfeuchte bei HFOV-Beatmung bzw. beim Vergleich der Effizienz von beheizten Befeuchtern und HMEs (= Heat and moisture exchanger) unter Verwendung eines künstlichen Lungenmodells. Dieser schnell antwortende kapazitive Feuchtigkeitssensor erfasste die Feuchte des Atemgases mit einer Abtastfrequenz von 20 Hz und lieferte den Absolutwert der Feuchte (in mg/l) direkt an unsere elektronische Auswertungseinheit (siehe im Kapitel Methoden). Wir variierten die Position des Feuchtesensors im Verlauf der Messungen dahingehend, dass wir mit ihm an zwei verschiedenen Stellen innerhalb des Inspirationsschenkels des Atemschlauchsystems Messungen durchführten (siehe ebenfalls im Kapitel Methoden). Im Ergebnisteil werden diese Positionen zum besseren Verständnis immer mit angegeben.



Abb. 9: Feuchtigkeitssensor

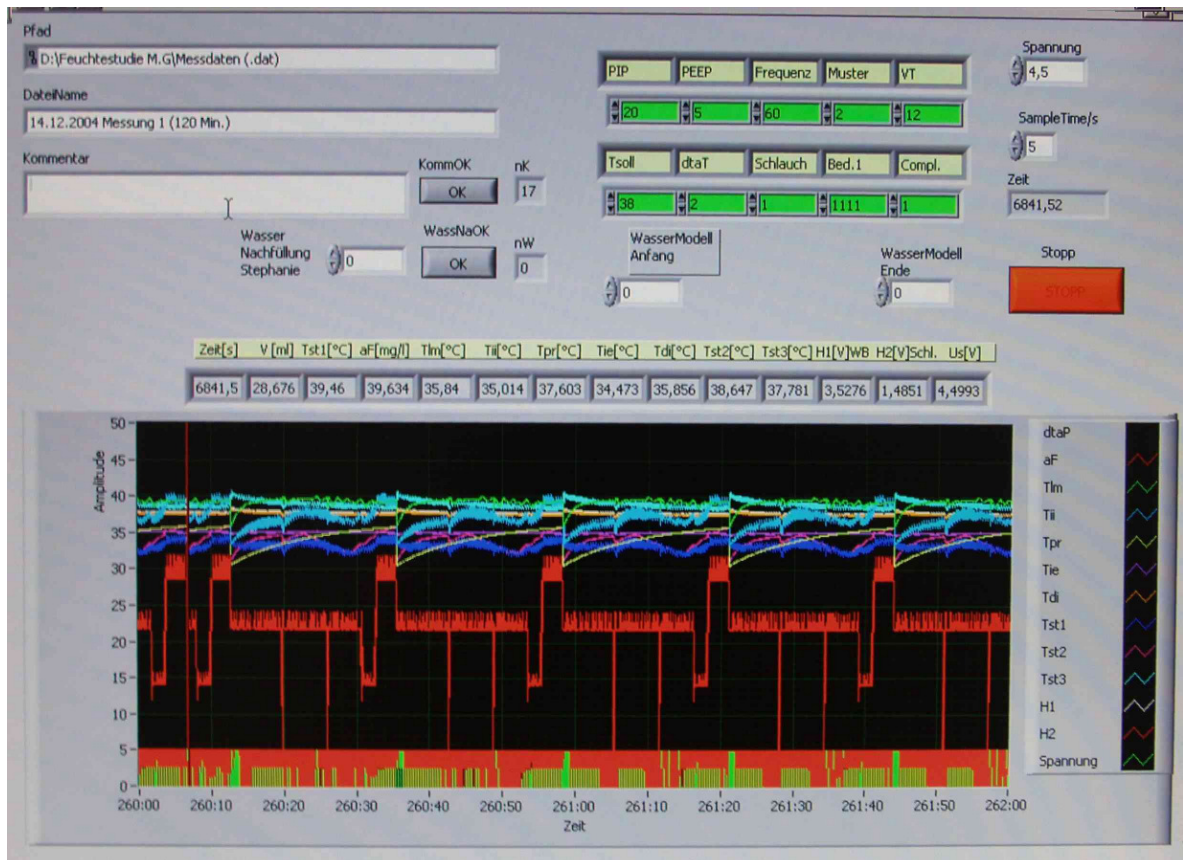


Abb. 10: Screenshot der Messoberfläche mit dem Programm LabView®

Die Aufzeichnung der Messwerte erfolgte mit dem Programm LabView® (Institut für Explorative Datenanalyse, 22179 Hamburg), welches alle 5 Sekunden die verschiedenen Messkanäle abtastete und die momentanen Temperatur- und Luftfeuchtwerte als Rohdaten abspeicherte. Diese Rohdaten wiederum übertrugen wir ins Programm Excel® zwecks graphischer Darstellung und weiterer Auswertung.

### 3.2 Methoden

Diese Untersuchung war als Pilotstudie angelegt und sollte die Konzipierung weiterer Untersuchungen ermöglichen sowie die realen Fähigkeiten hinsichtlich Befeuchtung und Erwärmung des Atemgases bei diesem Typ von Beatmungsgerät aufzeigen.

Um die einzelnen Patiententeile besser miteinander vergleichen zu können wurden sogenannte Standardbeatmungseinstellungen definiert, die einer Beatmung von Frühgeborenen entsprechen, um während der Messungen mit diesen Einstellungen die typischen Temperatur- und Luftfeuchtwerte jedes Patiententeiles aufzuzeichnen und diese dann besser miteinander vergleichen zu können. Die Standardeinstellungen am Beatmungsgerät während unserer Messungen sind in der folgenden Tabelle 2 aufgeführt:

<b><u>Standardeinstellungen</u></b>	
Druckkontrollierte Beatmung	Tidalvolumen $V_t = 14$ ml
Beatmungsform: Halbsinus	Inspirationszeit $t_i = 0,3$ Sekunden
Beatmungsfrequenz $f_B = 60$ /Min.	Temperaturabweichung $\Delta T = +2$ °C
Peak inspiratory pressure (= PIP): 20 cm H <sub>2</sub> O	Positiver endexpiratorischer Druck (= PEEP) 5 cm H <sub>2</sub> O
Temperatur am Wasserbad (= Tst1): $T_{st1} = T_{st3} + \Delta T = 38$ °C + (+2 °C) = 40 °C	Patientennahe Temperatur (Tst3): 38 °C

Tabelle 2: Standardeinstellungen

Die Temperaturabweichung  $\Delta T$  repräsentiert den vom Benutzer frei wählbaren Temperaturunterschied zwischen Wasserbadtemperatur Tst1 und patientennahe Temperatur Tst3 zum Ausgleich eines eventuellen Temperaturverlustes des Atemgases bei der Passage durch den Inspirationsschlauch. Möglich sind Werte zwischen -2 °C und +6 °C (in Abständen von 0,5 °C). Wird zum Beispiel für Tst3 38 °C eingestellt und die

Temperaturabweichung mit +4 °C gewählt, hat dies am Wasserbad eine Temperatur von 42 °C zur Folge. Überschreiten die Einstellungen additiv 42 °C, wird geräteseitig als Sicherheitsmaßnahme gegen Überhitzung die Temperatur begrenzt. Sollte von diesen oben genannten Standardeinstellungen bei einer Messung abgewichen worden sein, ist dies ausdrücklich bei den entsprechenden Diagrammen und Tabellen im Kapitel Ergebnisse vermerkt.

Folgende Werte wurden in Abhängigkeit von der Zeit durch die Messeinrichtung erfasst, und zwar in Intervallen von 5 Sekunden:

- Die absolute Feuchte (= aF) in mg/l an den jeweils bezeichneten Positionen entweder vor dem Tubus oder hinter dem Wasserbad
- Die systeminternen Temperaturen Tst1, Tst2 und Tst3 des Beatmungsgerätes (jeweils in °C) mittels der von Seiten des Herstellers angebrachten Sensoren am Wasserbad (Tst1), patientenfern am Inspirationsschlauch (Tst2) und patientennah am Inspirationsschlauch (Tst3). Diese Signale griffen wir an einer internen Schnittstelle des Beatmungsgerätes ab.
- Die distale Atemgastemperatur Tdi (in °C) im Inspirationsschlauch unmittelbar nach der Befeuchtungseinheit des Beatmungsgerätes zur Erfassung der vorliegenden Temperatur im Anfangsbereich des Inspirationsschlauches
- Die Temperatur Tie (in °C) im Lumen des Inspirationsschlauch am Eingang des Inkubators, um die aktuelle Temperatur des Atemgases nach der Passage des Inspirationsschlauches zu erfassen
- Die patientennahe Atemgastemperatur Tpr (in °C) am Y-Stück des Beatmungsschlauchsystems vor dem Tubus

- Um Aussagen über den Aktivitätszustand der beiden Heizungen machen zu können, ging die Betriebsspannung H1 (in V) als Zustandsanzeige der Heizung im Wasserbad wie auch die Betriebsspannung H2 (in V) als Zustandsanzeige der Heizung im Inspirationsschlauch in unsere Messungen ein (Logisch 0 = 0 V, logisch 1 = 4,9-5,0 V).
- Zu Überwachungszwecken zeichneten wir die Temperaturen T<sub>Im</sub> im Inneren des Lungenmodells und die Innen-Temperatur des Inkubators T<sub>Ii</sub> (alle in °C) auf wie auch die Versorgungsspannung U<sub>betrieb</sub> (in V) der Messelektronik, um eventuelle Ausfälle der Messeinheit zu detektieren.
- Die Raumtemperatur T<sub>ra</sub> wurde mithilfe eines herkömmlichen elektronischen Thermometers gemessen und dann in die einzelnen Messprotokolle eingegeben

Wie jedes andere physikalische System benötigte auch unser Versuchssystem eine bestimmte Zeitdauer, bis es sich nach dem Einschalten im Fließgleichgewicht (= Steady-State) befand. Empirisch fand sich hierfür eine Dauer von etwa 40 Minuten nach Einschalten des Beatmungsgerätes. Als Routinemesszeit unter Standardbedingungen für jedes Patiententeil wurden deswegen zwei Stunden angesetzt, um dadurch einen Messzeitraum unter gleichen Bedingungen zu erfassen und hierdurch die Leistung der einzelnen Patiententeile vergleichbar zu machen. In diesem Zeitraum wurde standardmäßig die Feuchte des Atemgases an zwei verschiedenen Positionen gemessen: die eine Position war direkt vor dem Tubus nach dem Y-Stück des Atemschlauch-Systems, die andere Position war zwischen dem Ausgang des Wasserbades und dem Beginn des Inspirationsschlauch. Dadurch konnten wir bereits das grundlegende Verhalten der verschiedenen Patiententeile hinsichtlich der erbrachten Luftfeuchte an den beiden Positionen erkennen (siehe Ergebnisse).

Die Messung der momentanen Zustandswerte in unserem Versuchsaufbau erfolgte mit Hilfe der Messelektronik und des Programmes LabView®, welches alle fünf Sekunden diese Werte erfasste und aus ihnen eine Rohdaten-Datei erzeugte (siehe Abbildung 9). Diese Rohdaten übertrugen wir dann in das Programm Excel®, welches wir zur weiteren Auswertung – Berechnung von Mittelwerten, Standardabweichungen, Minimal- und Maximalwerten – und zur graphischen Darstellung der Werte verwendeten.

Die Anzahl der Messungen setzte sich folgendermaßen zusammen: 20 Messungen erfolgten mit dem kurzen Schlauchsystem, 36 Messungen mit dem langen Schlauchsystem. Die unterschiedliche Anzahl der Messungen kommt durch die verfügbaren Patiententeile zustande. Bei jeder Messung innerhalb dieser beiden Gruppen wurde ein anderes Patiententeil benutzt.

Die Messungen fanden in einem klimatisierten Raum statt. Die mittlere Raumtemperatur während aller Messungen war 24,8 °C (Standardabweichung 1,17 °C).

In Kapitel 0 sind die in dieser Arbeit verwendeten Abkürzungen mit ihrer Bedeutung zwecks besserer Übersichtlichkeit im Einzelnen aufgelistet.



## 4. Ergebnisse

### 4.1 Erste Messung

In einer ersten Messung bei Standardbedingungen (Druckkontrollierte Beatmung, Halbsinus, Beatmungsfrequenz 60/Min., Tidalvolumen 14 ml, Inspirationszeit  $t_i = 0,3$  Sekunden, PIP 20 cm H<sub>2</sub>O, PEEP 5 cm H<sub>2</sub>O, Tst3 = 38 °C,  $\Delta T = + 2$  °C) über rund 4 Stunden fanden wir den in Diagramm 2 angegebenen Verlauf der absoluten Luftfeuchte (aF) für die Position des Feuchtesensors am Tubus. Bei dieser Messung wurde das kurze Schlauchsystem benutzt.

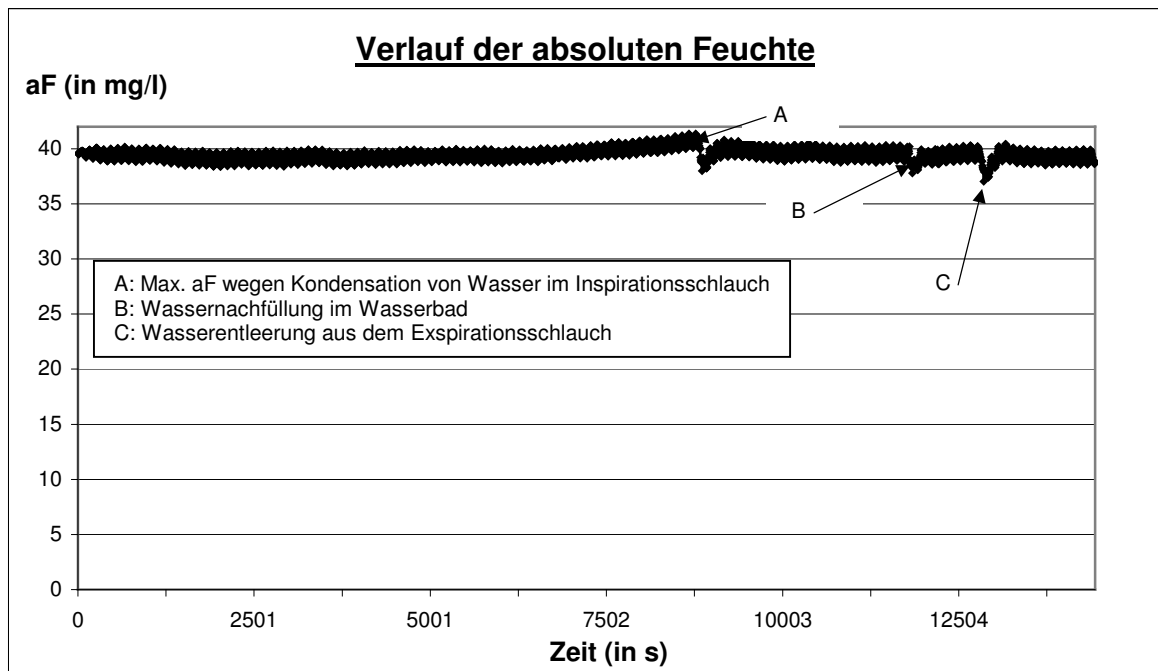


Diagramm 2 (Messung 1): Verlauf der absoluten Feuchte über eine Messzeit von ca. 4 Stunden

Als Mittelwert der absoluten Feuchte in diesem Zeitraum fand sich ein Wert von 39,46 mg/l (Standardabweichung 0,56 mg/l).

Durch den Ausfall von Wasser im Schlauchsystem – aufgrund des Erreichens des Taupunktes – erreichte die absolute Feuchte kurz vor dem Entleeren des Wassers aus dem Schlauchsystem nach Kondensation im Inspirationschlauch

einen Spitzenwert von 41,4 mg/l (siehe den mit A bezeichneten Peak im Diagramm 2).

Das mit B bezeichnete Ereignis wurde durch die Nachfüllung von Wasser ins Wasserbad des Beatmungsgerätes ausgelöst. Wie diese und spätere Messungen zeigen, kam es nach manueller oder automatischer Wassernachfüllung generell zu einem Abfall der Luftfeuchtwerte über einen Zeitraum von mehreren Minuten.

Punkt C kennzeichnet die Entleerung von Wasser aus dem Expirationsschlauch.

Die Momentanwerte der Temperaturen an den internen Sensoren des Beatmungsgerätes direkt am Wasserbad (Tst1, in °C) sowie die patientennahe Temperatur am Inspirationsschlauch (Tst3, in °C) in dieser ersten Messung finden sich im Diagramm 3.

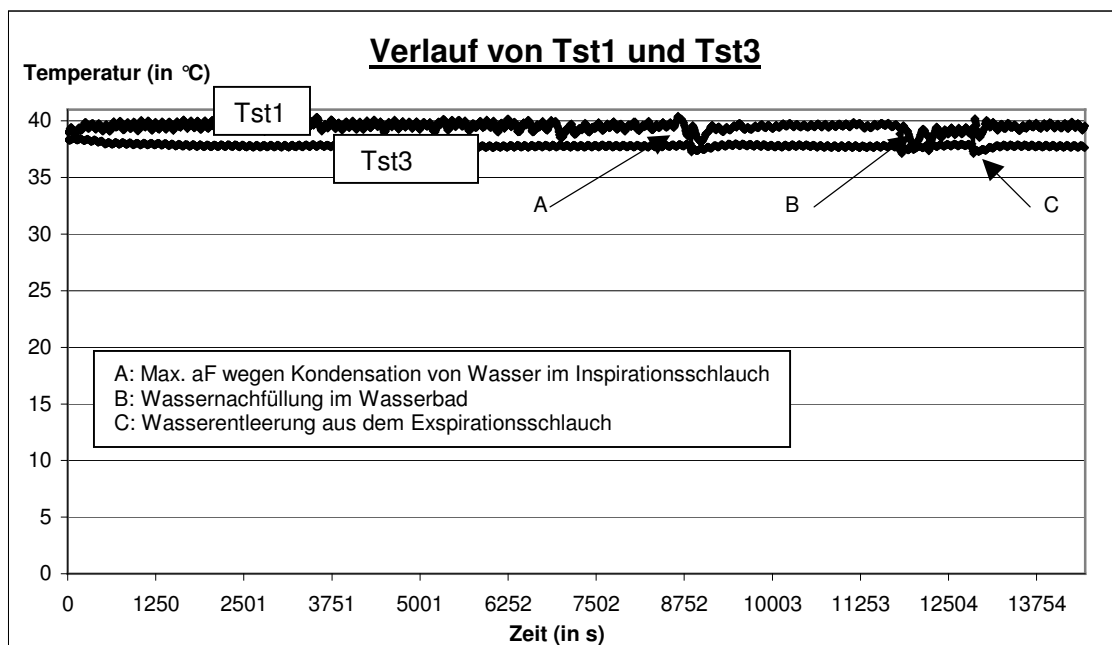


Diagramm 3 (Messung 1): Verlauf von Tst1 und Tst3

Auch in diesem Diagramm erkennt man die mit A, B und C bezeichneten Ereignisse (analog zu Diagramm 2). Die patientennahe Temperatur Tst3 zeigt

nach jeder Störung das gleiche Verhalten, nämlich einen Abfall auf etwa 37,5 °C oder leicht darunter mit nachfolgendem leicht überschießenden Anstieg und darauffolgendem Einpendeln auf einen relativ stabilen Wert um 37,8 °C. Der Mittelwert der patientennahen Temperatur Tst3 betrug in dieser Messung 37,8 °C (Standardabweichung 0,15 °C), der Mittelwert der Wasserbadtemperatur Tst1 betrug 39,5 °C (Standardabweichung 0,40 °C). Somit gab es Temperaturdifferenzen von 0,2 °C bzw. 0,5 °.

Schon während dieser Messung zeigte sich eine periodische Schwankung der Temperatur- und Feuchtwerte mit einer Periodendauer von etwa 100 Sekunden, welche auch bei allen folgenden Messungen auftrat.

#### **4.2 Einschwingvorgang nach dem Einschalten des Beatmungsgerätes**

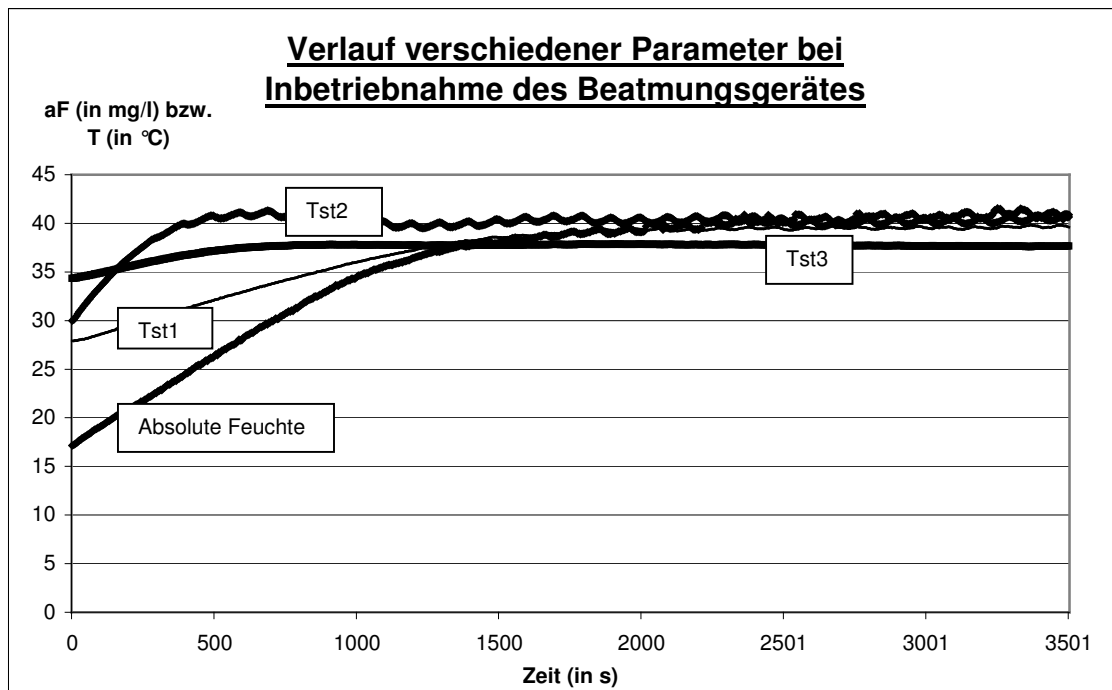


Diagramm 4: Verlauf verschiedener Parameter bei Inbetriebnahme des Beatmungsgerätes

Wurde eine Messung mit einem frisch aufbereiteten Patiententeil durchgeführt, zeigte sich immer ein als Einschwingvorgang zu bezeichnender Vorgang, bis das System die notwendigen Zieltemperaturen erreicht hatte und sich im

Fließgleichgewicht (= Steady-State) befand. Exemplarisch ist dieser Vorgang in Diagramm 4 dargestellt. Aus der Graphik geht hervor, dass erst rund 25 Minuten nach dem Einschalten erstmalig eine absolute Luftfeuchte über 38 mg/l und erst nach rund 38 Minuten erstmalig eine absolute Luftfeuchte über 40 mg/l erreicht wird. Dieser typische Verlauf der Feuchte- und Temperaturwerte zeigte sich in allen Messungen immer wieder, wobei der Einschwingvorgang stets um die 35 – 40 Minuten dauerte.

### **4.3 Verschiedene Temperaturen zum Vergleich von langem und kurzem Schlauchsystem**

Die Leistungsfähigkeit des kurzen und des langen Schlauchsystems kann am besten durch die Betrachtung zweier verschiedener physikalischer Parameter erfolgen: einerseits durch die Betrachtung der absoluten Feuchtwerte und andererseits durch die im Atemgas an verschiedenen Lokalisationen herrschenden Temperaturen. In diesem Abschnitt soll nun die Betrachtung der Atemgastemperaturen an verschiedenen Positionen erfolgen.

Die von uns gemessenen Temperaturen zur Erfassung des thermischen Zustandes des Atemgases sind (in Strömungsrichtung des Inspirationsgases):

- die Temperatur Tst1 (in °C) im Wasserbadbereich (Sensor vom Beatmungsgerät)
- die distale Atemgastemperatur Tdi (in °C) im Inspirationsschlauch unmittelbar nach der Befeuchtungseinheit des Beatmungsgerätes
- die Temperatur Tie (in °C) im Inspirationsschlauch am Eingang des Inkubators
- die patientenferne Temperatur Tst2 (in °C, Sensor vom Beatmungsgerät)

- die patientenferne Temperatur Tst3 (in °C, Sensor vom Beatmungsgerät)
- die patientennahe Atemgastemperatur Tpr (in °C)

Die nun folgenden Diagramme zeigen immer die Mittelwerte der jeweiligen Temperatur im stabilen Fließgleichgewicht der jeweiligen Messung. Zur Verdeutlichung sind stets die Mittelwerte der entsprechenden Temperatur über alle Messungen (insgesamt 56: 20 mit kurzem Schlauchsystem, 36 mit langem Schlauchsystem) mit errechneter Standardabweichung angegeben.

Der Mittelwert der Temperatur Tst1 am Wasserbad bezogen auf alle Messungen betrug 39,5 °C mit einer Standardabweichung von 0,14 °C.

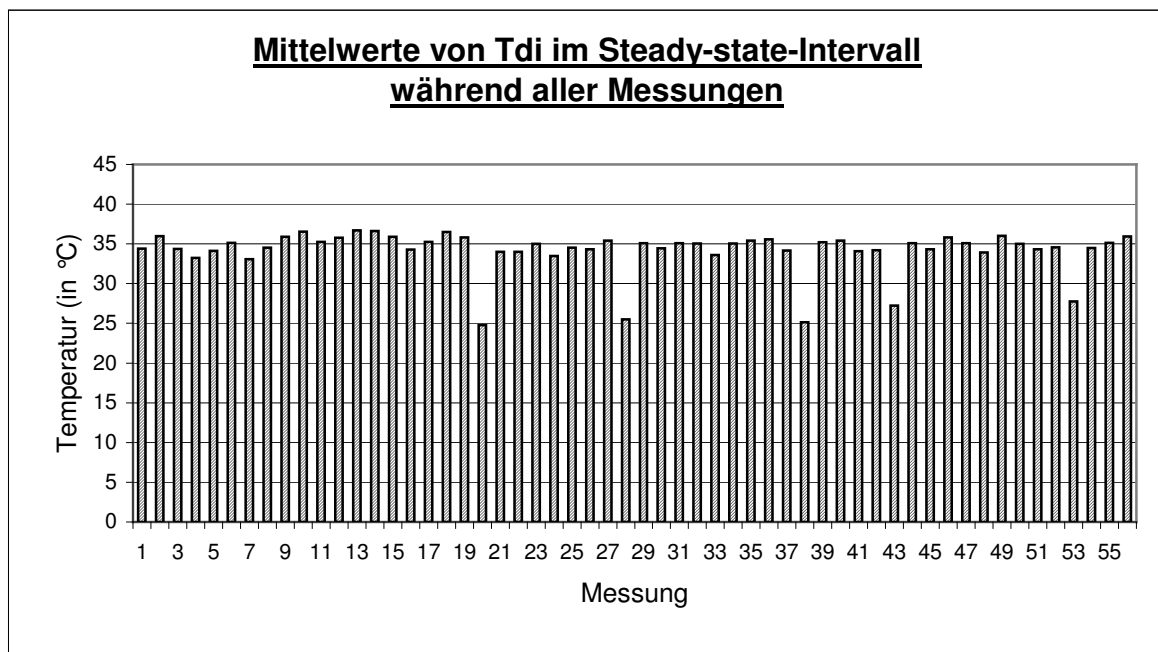


Diagramm 5: Mittelwerte von Tdi im Steady-state-Intervall während aller Messungen

Im Diagramm 5 wird die mittlere distale Atemgastemperatur Tdi am Anfang des Inspirationsschlauches im Fließgleichgewicht während aller Messungen gezeigt – also wieder bei Verwendung von langem und kurzem Schlauchsystem. Der Mittelwert der Temperatur Tdi betrug 34,2 °C mit einer Standardabweichung von 2,68 °C. Bei der Betrachtung der Messwerte fiel auf, dass viele Messwerte

in einem ähnlichen Bereich lagen, aber 5 deutliche Ausreißer darstellten. Ohne diese fünf Messungen errechnet sich für Tdi ein Mittelwert von 34,95 °C über alle Messungen (Standardabweichung 0,87 °C).

Für alle weiteren Temperaturen muss die Betrachtung der erzielten Werte aus Gründen der besseren Analyse in Abhängigkeit vom verwendeten Schlauchsystem erfolgen. Die Nummerierung der Messungen wurde beibehalten, um den Verlauf der Temperaturentwicklung des Atemgases im Verlauf den einzelnen Messserien leichter nachvollziehen zu können.

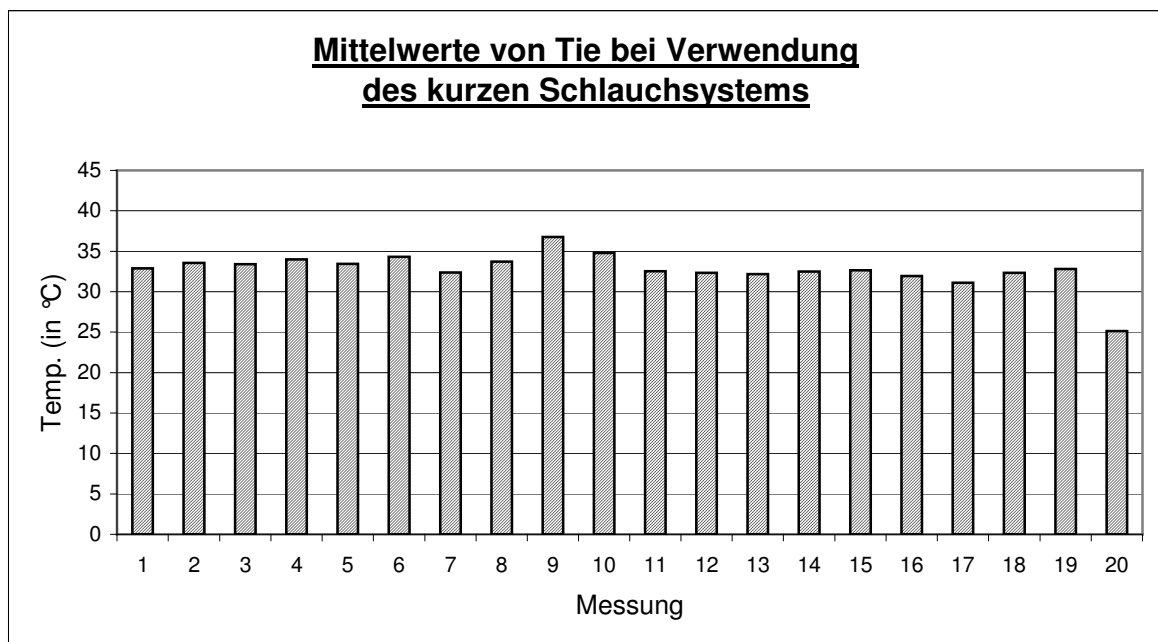


Diagramm 6: Mittelwerte von Tie bei Verwendung des kurzen Schlauchsystems

Die Mittelwerte der Temperatur Tie in den einzelnen Messungen – bei Verwendung des kurzen und des langen Schlauchsystems – werden in den Diagrammen 6 und 7 getrennt dargestellt. Deutlich zu sehen ist der Temperaturunterschied am Inkubatoreingang – erfasst durch den Sensor Tie –

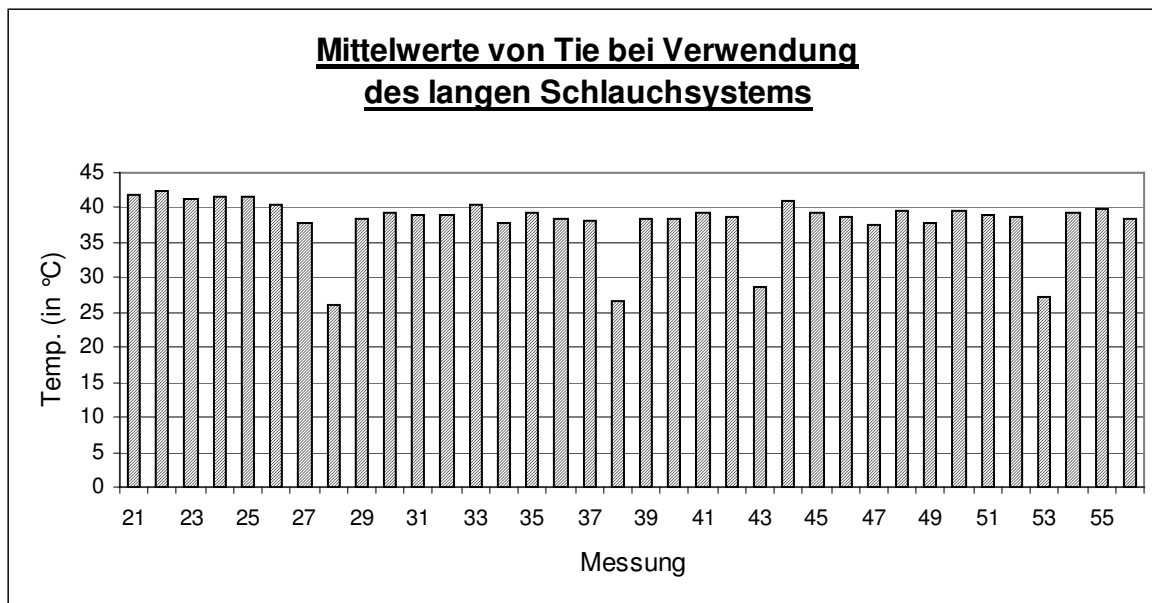


Diagramm 7: Mittelwerte von Tie bei Verwendung des langen Schlauchsystems

bei Verwendung der beiden Schlauchsysteme: 32,7 °C beim kurzem Schlauchsystem (Standardabweichung 2,11 °C) im Vergleich zu 38 °C (Standardabweichung 4,03 °C) beim langem Schlauchsystem. Es ist jedoch zu berücksichtigen, dass bei den Messungen mit dem langen Schlauchsystem die Messungen 28, 38, 43 und 53 das Messergebnis sehr stark beeinflussten. Hierauf wird in der Diskussion noch näher einzugehen sein. Ohne diese vier Messungen würde sich hier ein Mittelwert von 39,4 °C (Standardabweichung 1,28 °C) im Vergleich zu den oben genannten 38 °C ergeben.

Der Mittelwert der Temperatur Tst2 unter Verwendung des kurzen Schlauchsystems betrug 39 °C (Standardabweichung 0,35 °C). Im Vergleich dazu zeigte sich bei Verwendung des langen Schlauchsystems ein Mittelwert der Temperatur Tst2 von 41,5 °C (Standardabweichung 1,7 °C).

Der Mittelwert der Temperatur Tst3 unter Verwendung des kurzen Schlauchsystems betrug 37,6 °C (Standardabweichung 0,58 °C), unter Verwendung des langen Schlauchsystems betrug der Mittelwert der Temperatur Tst3 37,7 °C (Standardabweichung 0,2 °C). Die Standardabweichung beim kurzen Schlauchsystem lag in diesem Fall höher.

Die patientennahe Atemgastemperatur Tpr direkt vor dem Feuchtesensor mit daran anschließendem Tubus wurde als nächstes berichtet. Bei beiden Schlauchsystemen betragen die Mittelwerte der Temperatur Tpr 36,9 °C. Beim kurzen Schlauchsystem belief sich die Standardabweichung auf 0,7 °C, beim langen Schlauchsystem betrug sie 0,5 °C.

In den beiden folgenden Tabellen 3 und 4 sind nochmals die einzelnen Mittelwerte der verschiedenen Temperaturen über alle Messungen und die zugehörigen Standardabweichungen aufgelistet, um die erzielten Werte besser vergleichen zu können. Für die Größen Tie, Tst2, Tst3 und Tpr erfolgte die Aufstellung zusätzlich noch getrennt nach dem verwendeten Schlauchsystem.

	<b><u>Alle Messungen (kurzes und langes Schlauchsystem)</u></b>	
<b>Messgrößen</b>	<b>Mittelwert (in °C)</b>	<b>Standardabweichung (in °C)</b>
Tst1	39,5	0,14
Tdi	34,9	0,87

Tabelle 3: Tst1 und Tdi bei allen Messungen (kurzes und langes Schlauchsystem)

	<b><u>Kurzes Schlauchsystem</u></b>		<b><u>Langes Schlauchsystem</u></b>	
<b>Messgrößen</b>	<b>Mittelwert (in °C)</b>	<b>Standardabweichung</b>	<b>Mittelwert (in °C)</b>	<b>Standardabweichung</b>
Tie	32,7	2,11	38	4,03
Tst2	39	0,35	41,5	1,7
Tst3	37,6	0,58	37,7	0,2
Tpr	36,9	0,7	36,9	0,5

Tabelle 4: Tie, Tst2, Tst3 und Tpr bei allen Messungen (kurzes und langes Schlauchsystem)



#### **4.4 Absolute Feuchtwerte am Tubus bei Verwendung des kurzen und des langen Schlauchsystems**

Die erreichbaren Feuchtwerte unter Verwendung der beiden verschiedenen Schlauchsysteme im Fließgleichgewicht sollen in diesem Abschnitt näher dargestellt werden.

Bei Verwendung des kurzen Schlauchsystems betrug der Zeitraum, in dem sich das System im Fließgleichgewicht befand, zwischen 2000 Sekunden (rund 33 Minuten) und 8000 Sekunden (rund 133 Minuten) und bei Verwendung des langen Schlauchsystems zwischen 1000 Sekunden (rund 17 Minuten) und 8000 Sekunden (rund 133 Minuten). Die Feuchtwerte wurden jeweils direkt vor dem Tubus des Lungenmodells gemessen.

Bei Verwendung des kurzen Schlauchsystems ergab sich ein Mittelwert der absoluten Feuchte von 38,8 mg/l (Standardabweichung 1,67 mg/l), bei Verwendung des langen Schlauchsystems ein Mittelwert von 40,4 mg/l (Standardabweichung 1,13 mg/l). Dies entspricht einer relativen Feuchte direkt vor dem Tubus von 88,2% beim kurzem bzw. 91,8% beim langen Schlauchsystem.

#### **4.5 Änderung der absoluten Feuchte des Atemgases aufgrund der Passage des Inspirationsschlauches**

Die Messungen mit langem Schlauchsystem ergaben aufgrund der höheren Anzahl ein besser auswertbares Bild der Reduzierung der absoluten Feuchte aufgrund der Passage des Inspirationsschlauches. Dies wird in den Diagrammen 8, 9 und 10 dargestellt. Die in den Diagrammen gezeigten Werte liefern die in Tabelle 5 aufgelisteten Mittelwerte und zugehörige Standardabweichungen (siehe unten).

Es zeigt sich, dass unter Verwendung des langen Schlauchsystems im Mittel eine Erniedrigung der absoluten Feuchte von 1,66 mg/l während der Passage des Inspirationsschlauches stattfindet. Als Extremfall wurde eine Verminderung der absoluten Feuchte um 4,1 mg/l gemessen.

<b><u>Mittelwerte über alle Messungen bei Verwendung des langen Schlauchsystems</u></b>	
<b><u>Absolute Feuchtwerte</u></b>	
aF am Wasserbad (in mg/l)	42,01 (SD 1,98)
aF am Tubus (in mg/l)	40,35 (SD 1,13)
Abweichung im Mittel (in mg/l)	-1,66 (SD 1,23)

Tabelle 5: Mittelwerte über alle Messungen bei Verwendung des kurzen Schlauchsystems

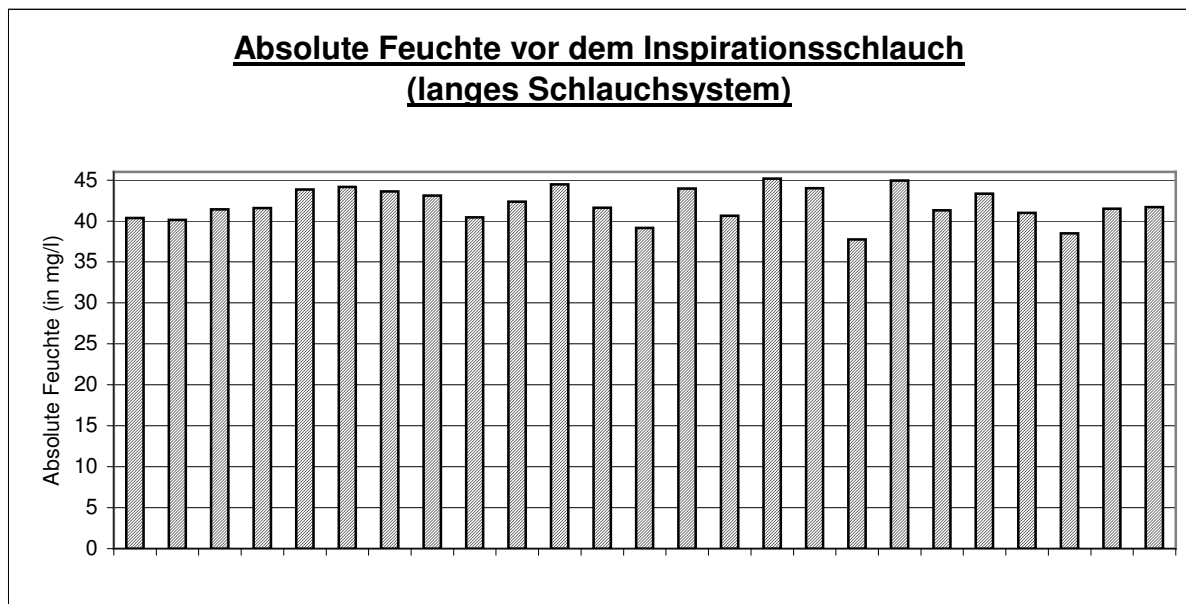


Diagramm 8: Absolute Feuchte vor dem Inspirationsschlauch (langes Schlauchsystem)

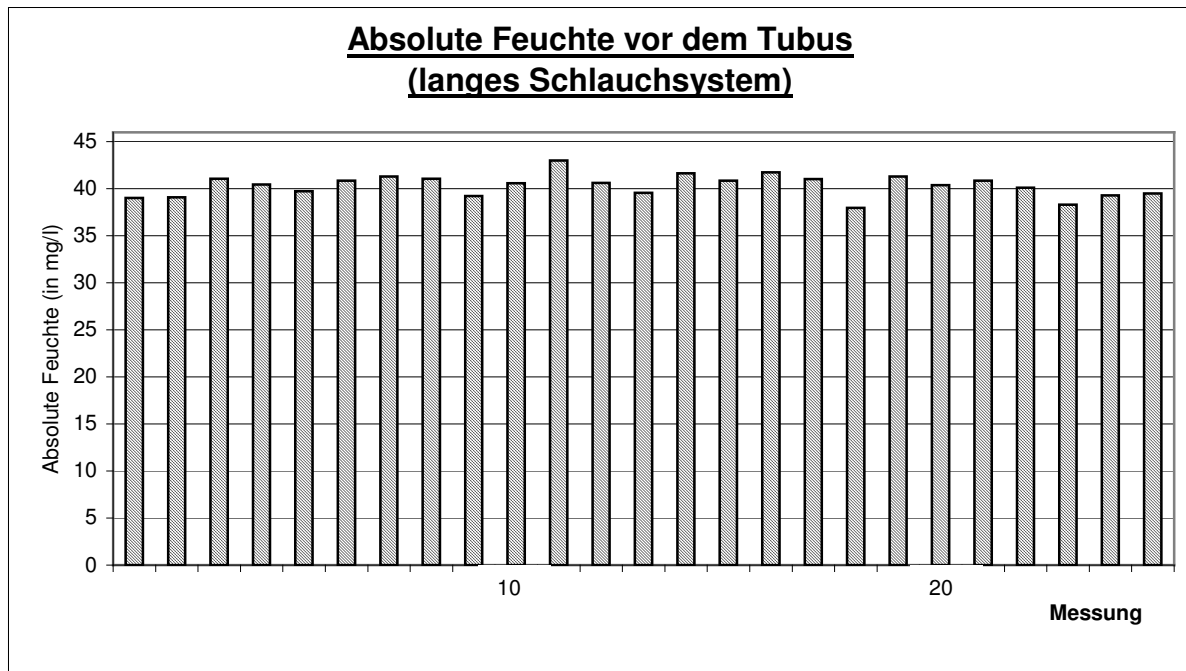


Diagramm 9: Absolute Feuchte vor dem Tubus (langes Schlauchsystem)

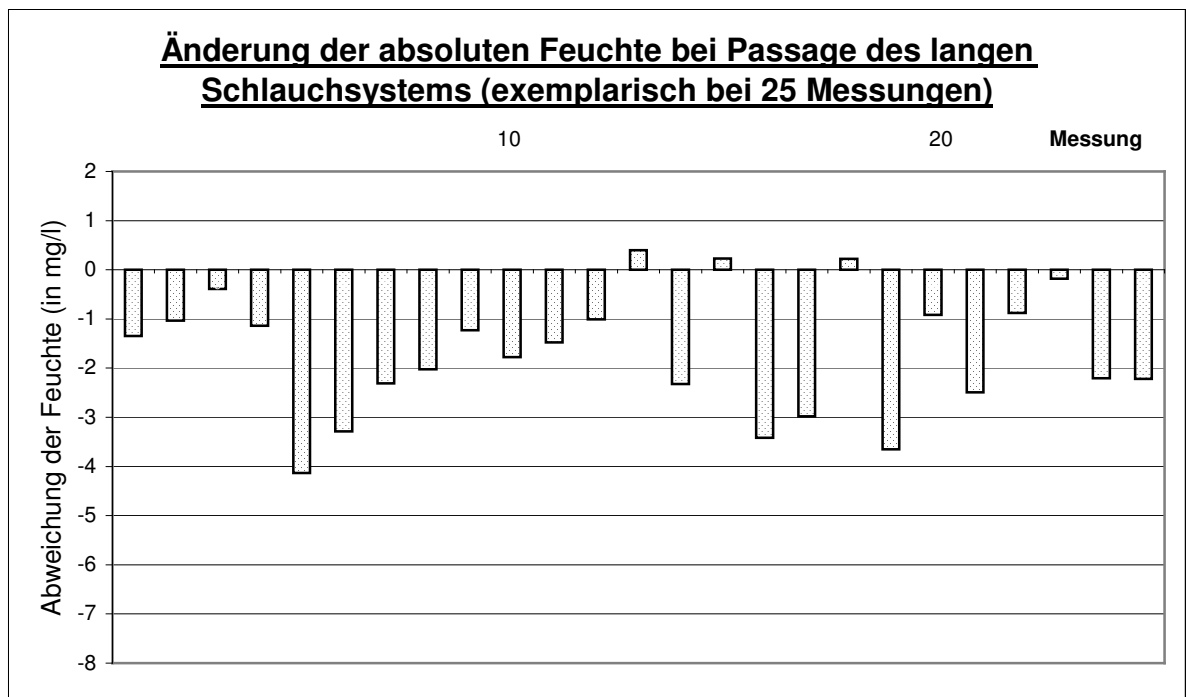


Diagramm 10: Änderung der absoluten Feuchte unter Verwendung des langen Schlauchsystems

Um den Feuchteverlust des Atemgases während der Passage des kurzen Inspirationsschlauches zu veranschaulichen, wurden in den Schaubildern 11, 12 und 13 die Mittelwerte der aF nach dem Wasserbad und am Tubus sowie die Veränderung des Feuchtwertes aufgrund der Passage des

Inspirationsschlauches aufgetragen. In der darauf folgenden Tabelle 6 ist der Mittelwert der bei diesen Messungen mit dem kurzen Schlauchsystem gefundenen Mittelwerte der aF mit den zugehörigen Standardabweichungen nochmals zwecks besserer Anschaulichkeit eingetragen.

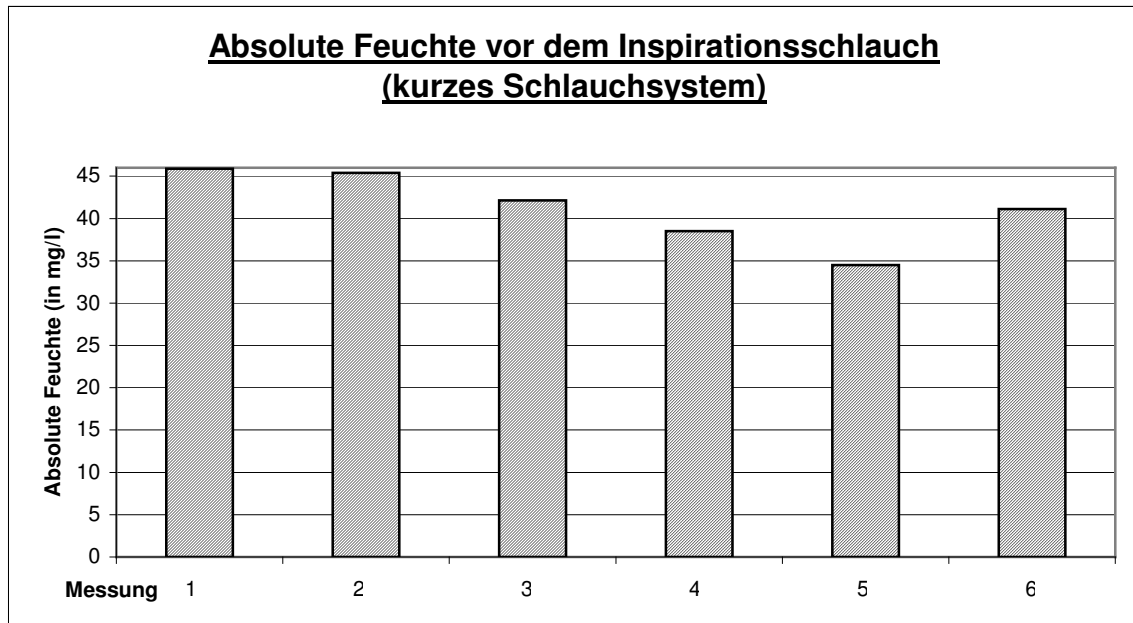


Diagramm 11: Absolute Feuchte vor dem Inspirationsschlauch (kurzes Schlauchsystem)

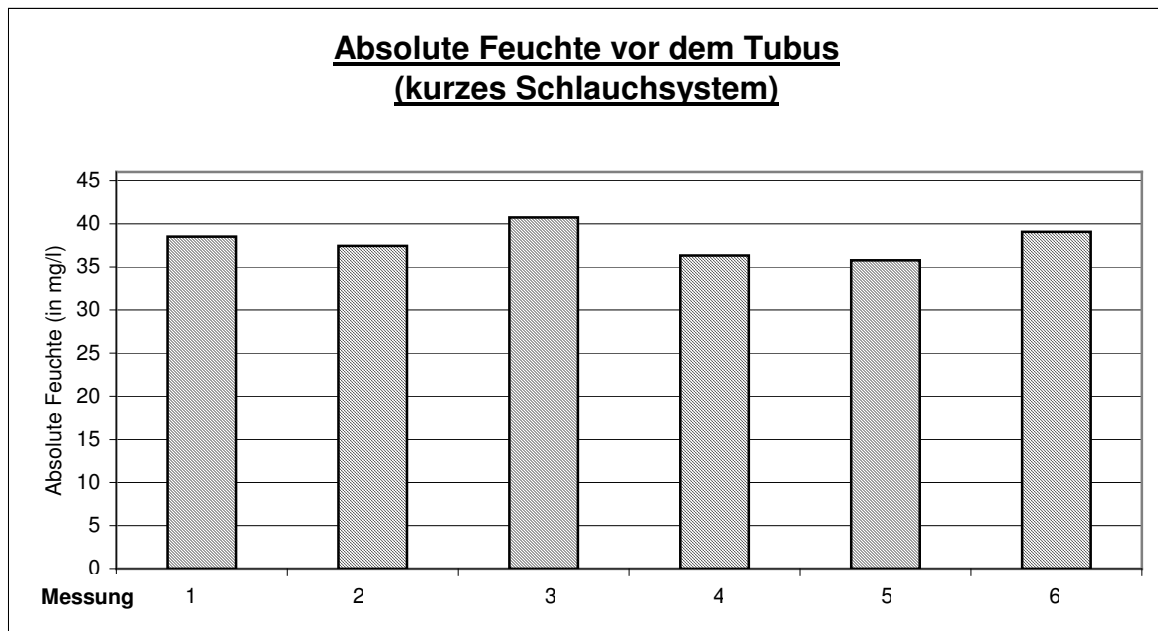


Diagramm 12: Absolute Feuchte vor dem Tubus (kurzes Schlauchsystem)

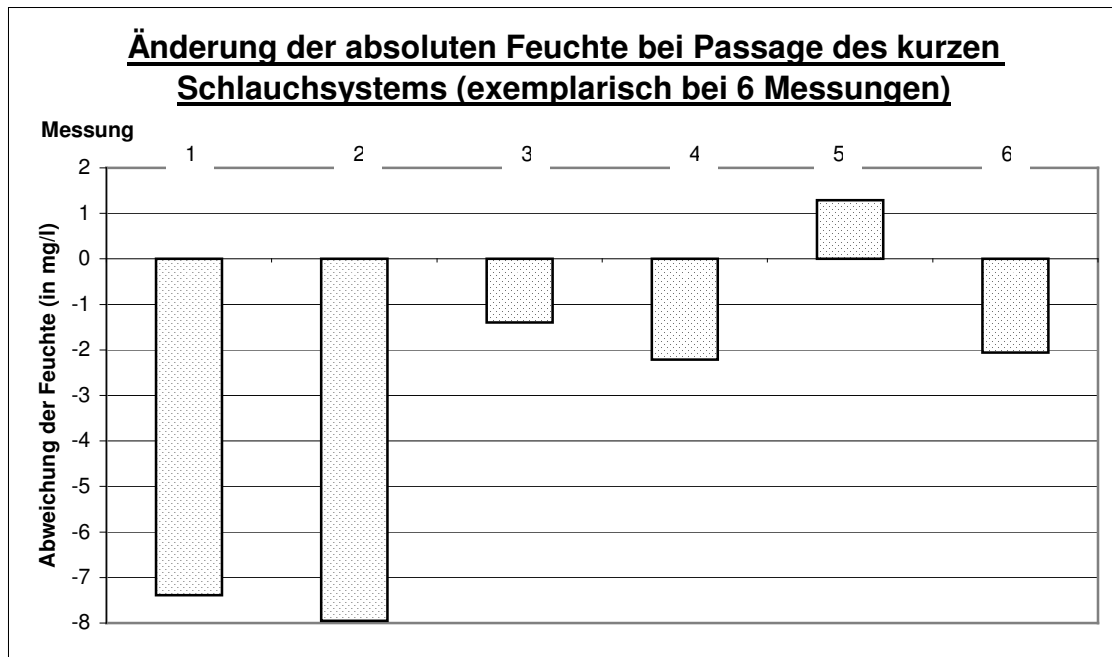


Diagramm 13: Änderung der absoluten Feuchte unter Verwendung des kurzen Schlauchsystems

<b><u>Mittelwerte über alle Messungen bei Verwendung des kurzen Schlauchsystems</u></b>	
<b><u>Absolute Feuchtwerte</u></b>	
aF am Wasserbad (in mg/l)	41,24 (SD 3,93)
aF am Tubus (in mg/l)	37,97 (SD 1,68)
Abweichung im Mittel (in mg/l)	-3,29 (SD 3,31)

Tabelle 6: Mittelwerte über alle Messungen bei Verwendung des kurzen Schlauchsystems

Aufgrund der geringen Anzahl dieser Messungen ist eine statistische Interpretation der Daten nicht möglich. Der Vollständigkeit halber sollten diese Daten aber gezeigt werden, da die Veränderungen der absoluten Feuchte in manchen Messungen stark ausgeprägt sind.

#### **4.6 Absolute Feuchte bei verschiedenen Beatmungsfrequenzen und konstantem Tidalvolumen**

Die Auswirkung der Beatmungsfrequenz bei konstantem Tidalvolumen auf die absolute Feuchte wurde in dieser Messung untersucht. Die Feuchtwerte wurden bei drei verschiedenen Beatmungsfrequenzen aufgezeichnet. Tabelle 7

zeigt die Mittelwerte der absoluten Feuchte bei den verschiedenen gewählten Beatmungsfrequenzen. Es wurde das lange Schlauchsystem verwendet.

Beatmungsfrequenz (in 1/Min.)	<u>Mittelwerte der absoluten Feuchte (in mg/l)</u>	
	am Wasserbad	am Tubus
61	42,53	40,21
81	42,65	40,56
102	42,42	41,28

Tabelle 7: Mittelwerte der absoluten Feuchte an zwei Positionen bei verschiedenen Beatmungsfrequenzen

Die absolute Feuchte hinter dem Wasserbad (und somit vor dem Inspirationsschlauch) ist in dieser Messung relativ konstant: im Durchschnitt 42,53 mg/l (Standardabweichung 0,09 mg/l). Am Tubus steigt die gemessene absolute Feuchte mit der Erhöhung der Beatmungsfrequenz bei diesen Messungen kontinuierlich von 40,21 mg/l auf 41,28 mg/l an. Zum besseren Verständnis erfolgt die Darstellung dieser Werte beispielhaft noch im Diagramm 14.

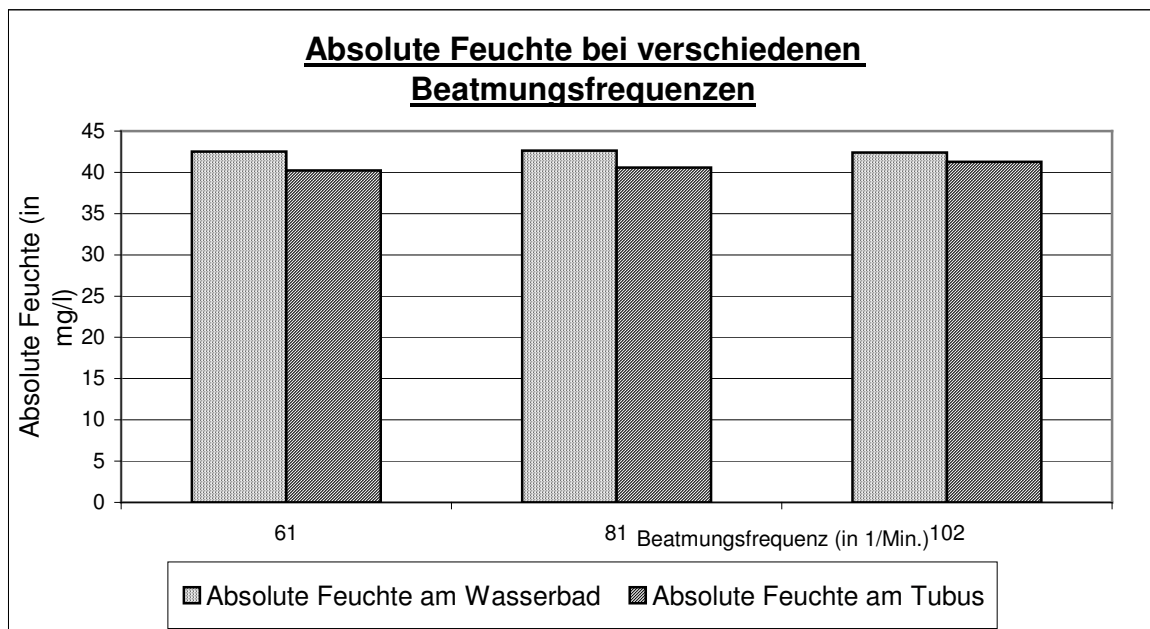


Diagramm 14: Absolute Feuchte bei verschiedenen Beatmungsfrequenzen

#### 4.7 Absolute Feuchte bei verschiedenen Beatmungsfrequenzen und verschiedenen Tidalvolumina

Den exemplarischen Verlauf der Werte für die absolute Feuchte bei verschiedenen Beatmungsfrequenzen und verschiedenen Tidalvolumina unter Verwendung eines Patiententeils zeigt Diagramm 15. Zum besseren Verständnis der wechselnden Bedingungen zeigen die Balken unter dem Diagramm die jeweils eingestellten Werte für das Tidalvolumen  $V_t$  und die Beatmungsfrequenz  $f_B$  an. Die anderen Einstellungen waren als die üblichen Standardparameter gewählt (siehe oben). Die automatische Wassernachfüllung war in Betrieb.

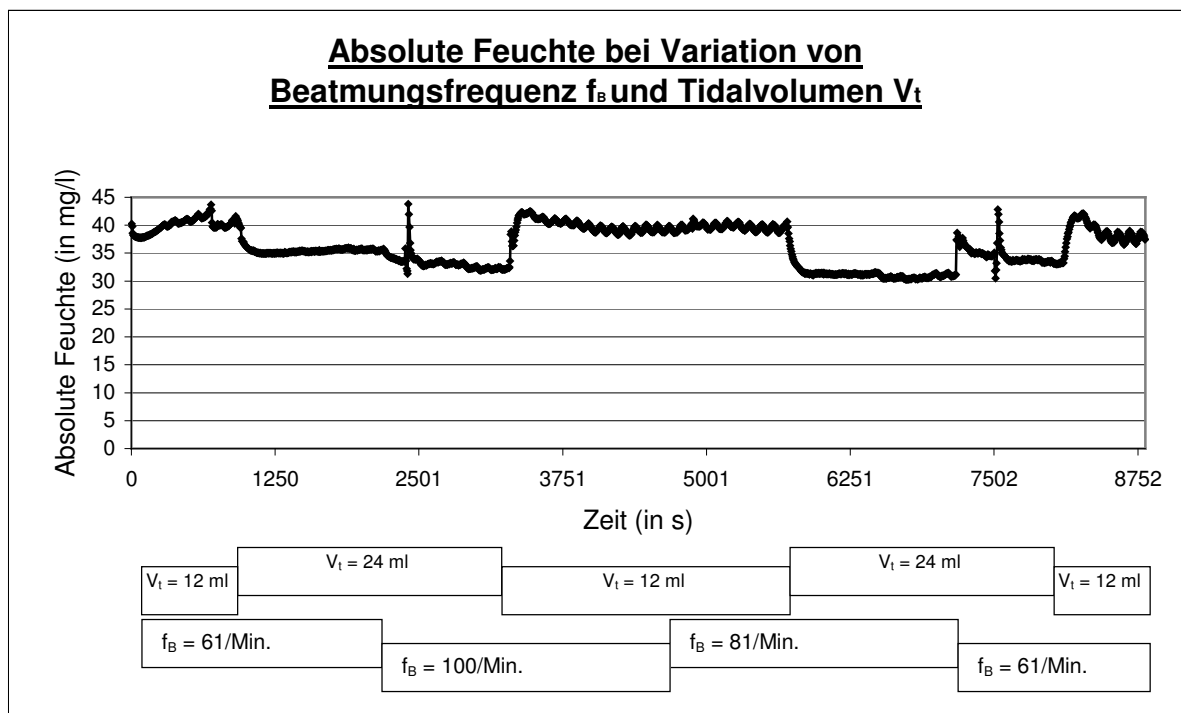


Diagramm 15: Absolute Feuchte bei Variation von Beatmungsfrequenz  $f_B$  und Tidalvolumen  $V_t$

Die berechneten Mittelwerte der absoluten Feuchte in den einzelnen Intervallen (wie in Diagramm 15 angegeben) zeigt die folgende Tabelle 8.

<u>Intervall</u>	<u>Tidalvolumen <math>V_t</math></u> (in ml)	<u>Beatmungsfrequenz</u> <u><math>f_B</math> (in 1/Min.)</u>	<u>Mittelwert der</u> <u>absoluten</u> <u>Feuchte (in mg/l)</u>
1	24	61	35,4
2	24	100	32,7
3	12	100	40,2
4	12	81	39,6
5	24	81	31
6	24	61	34,1
7	12	61	37,8

Tabelle 8: Absolute Feuchte bei Variation von Beatmungsfrequenz  $f_B$  und Tidalvolumen  $V_t$

Die höchsten Feuchtwerte wurden bei der Messung mit diesem Patiententeil folglich bei einem Tidalvolumen von 12 ml bei zwei verschiedenen Beatmungsfrequenzen (100/Min. und 81/Min.) erreicht (Zeitintervall 3 und 4). Bei höherem Tidalvolumen kam es dagegen zu einem Abfall der Feuchtwerte bis auf ein Minimum von 31 mg/l (entsprechend 70,5% relativer Feuchte in Zeitintervall 5).

#### **4.8 Befeuchtungsleistung von Patiententeilen vor und nach Einsatz am Patienten**

Ein Patiententeil zeigte bei einer Messung vor dem Patienteneinsatz eine absolute Feuchte von 39,23 mg/l im Fließgleichgewicht und in der Messung nach mehrtägiger Benutzung eine absolute Feuchte von 39,28 mg/l (ebenfalls im Fließgleichgewicht). Diese beiden Messungen erfolgten mit dem langen Schlauchsystem, und der Feuchtesensor befand sich am Ausgang des Wasserbades direkt vor dem Inspirationsschlauch. Dagegen zeigte ein anderes Patiententeil nach Einsatz am Patienten eine stärkere Differenz der Feuchtwerte. Die Position des Feuchtesensors war wie in obiger Messung wieder unmittelbar vor dem Inspirationsschlauch und es wurde ebenso das



lange Schlauchsystem verwendet. Hier kann von einer „Alterung“ im Betrieb des Patiententeils ausgegangen werden, da es nach Verwendung nur noch 90 % der vor Verwendung gemessenen Feuchte zu liefern vermag – 45,06 mg/l vor dem Einsatz im Vergleich zu 40,55 mg/l nach dem Einsatz am Patienten.

#### **4.9 Einfluss der Temperatur-Einstellungen auf die absolute Feuchte**

Der Einfluss der frei wählbaren patientennahen Temperatur  $T_{st3}$  (in diesem Abschnitt auch Solltemperatur  $T_s$  genannt) wie auch der Einfluss der frei wählbaren Temperaturabweichung  $\Delta T$  auf die absolute Feuchte des Atemgases nach dem Verlassen des Wasserbades sollte in dieser exemplarischen Messung (dargestellt in Diagramm 16) untersucht werden. Es wurden nur positive Temperaturabweichungen für  $\Delta T$  gewählt. Der Feuchtesensor befand sich während der gesamten Messungen am Ausgang des Wasserbades. Die entsprechenden Temperatur-Einstellungen sind der Tabelle 9 und dem Diagramm 16 zu entnehmen.

<b><u>Intervall</u></b> <b><u>Nr.</u></b>	<b><u>Zeitraum</u></b> <b><u>(in s)</u></b>	<b><u>Solltem-</u></b> <b><u>peratur</u></b> <b><u><math>T_s</math></u></b> <b><u>(in °C)</u></b>	<b><u>Temperatur-</u></b> <b><u>abweichung</u></b> <b><u><math>\Delta T</math></u></b> <b><u>(in °C)</u></b>	<b><u>Mittelwert der absoluten</u></b> <b><u>Feuchte (in mg/l)</u></b>
1	1110-2200	32	+2	24,73
2	2500-4450	32	+4	31,59
3	4800-6600	32	+6	39,22
4	7660-8700	34	+2	28,91
5	9450-10700	34	+4	39,48
6	11300-12900	34	+6	43,75
7	13200-15000	36	+2	36,57
8	15250-17000	36	+4	41,49
9	17400-18800	36	+6	46,55

10	19600-21000	38	+2	44,48
----	-------------	----	----	-------

Tabelle 9: Einfluss der Temperatur-Einstellungen auf die absolute Feuchte

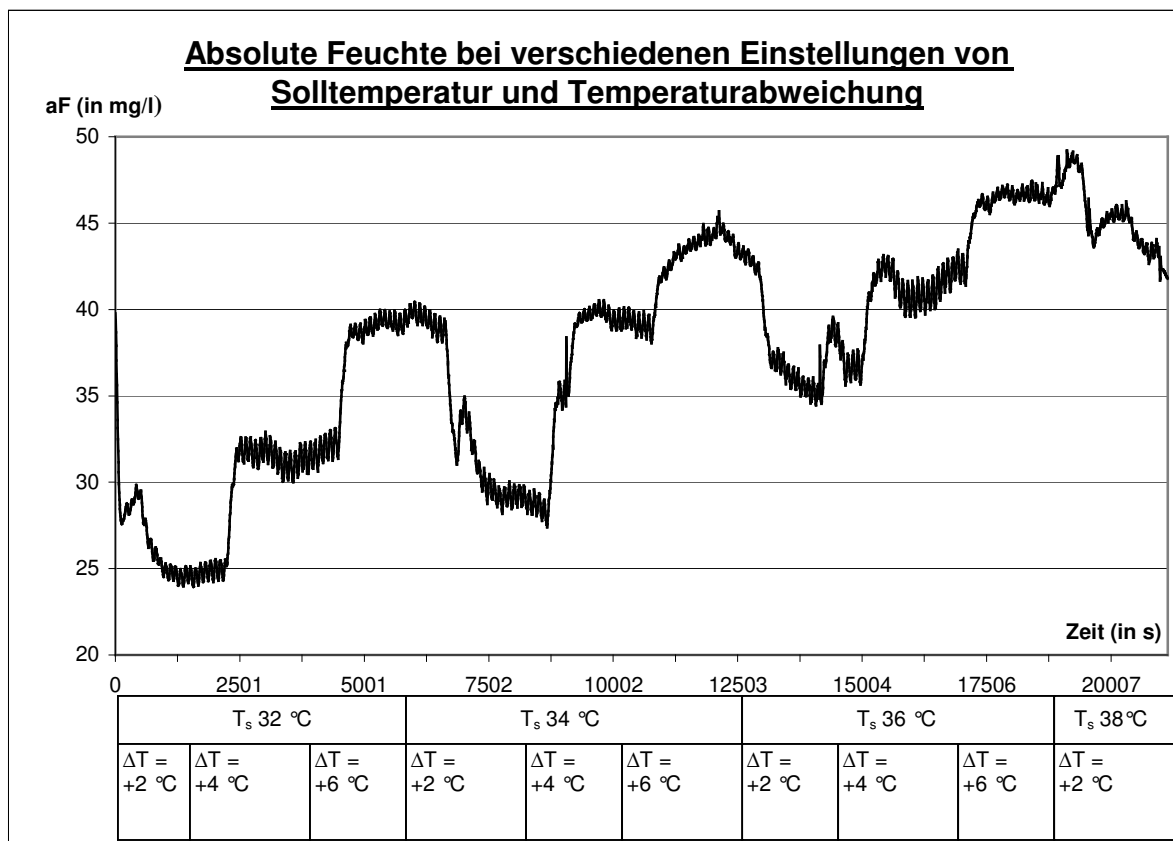


Diagramm 16: Absolute Feuchte bei verschiedenen Einstellungen von Solltemperatur und Temperaturabweichung

Anhand dieser graphischen Darstellung des Verlaufs der Feuchtemesswerte erkennt man die um so höhere absolute Feuchte, je höher die Einstellungen für die beiden Temperaturen  $T_{st3}$  und  $\Delta T$  gewählt wurden.

#### **4.10 Beispiele für Fehlfunktionen von Patiententeilen**

Zuerst soll eine Messung eines frisch aufbereiteten Patiententeiles exemplarisch als Extremfall gezeigt werden (siehe Diagramm 17). Dieses Patiententeil war für den Einsatz am Patienten vorgesehen und sollte zuvor unter Standardbedingungen durchgemessen werden. Die folgende Kennlinie

zeigt den Parameterverlauf dieses Patiententeiles mit ungenügender Befeuchtungsleistung.

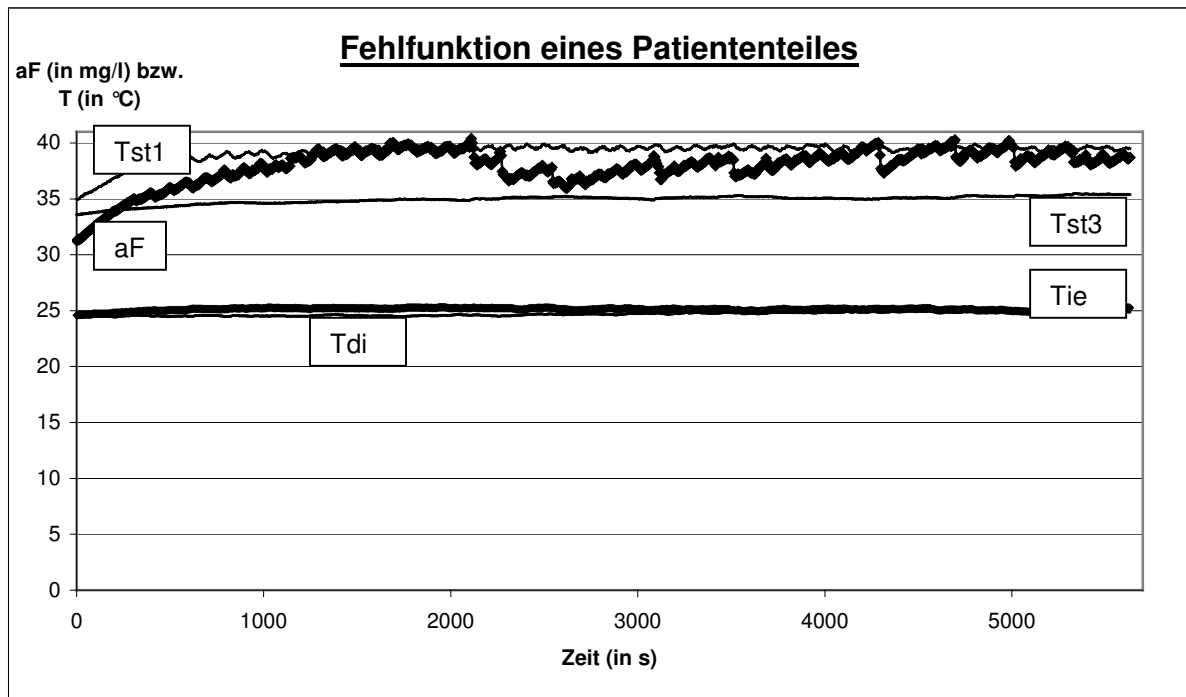


Diagramm 17: Fehlfunktion eines Patiententeiles (Bsp. 1)

Wie man erkennt, hatte die patientennahe Temperatur Tst3 lediglich einen Mittelwert von 35,10 °C, die absolute Feuchte einen Mittelwert von 38,2 mg/l.

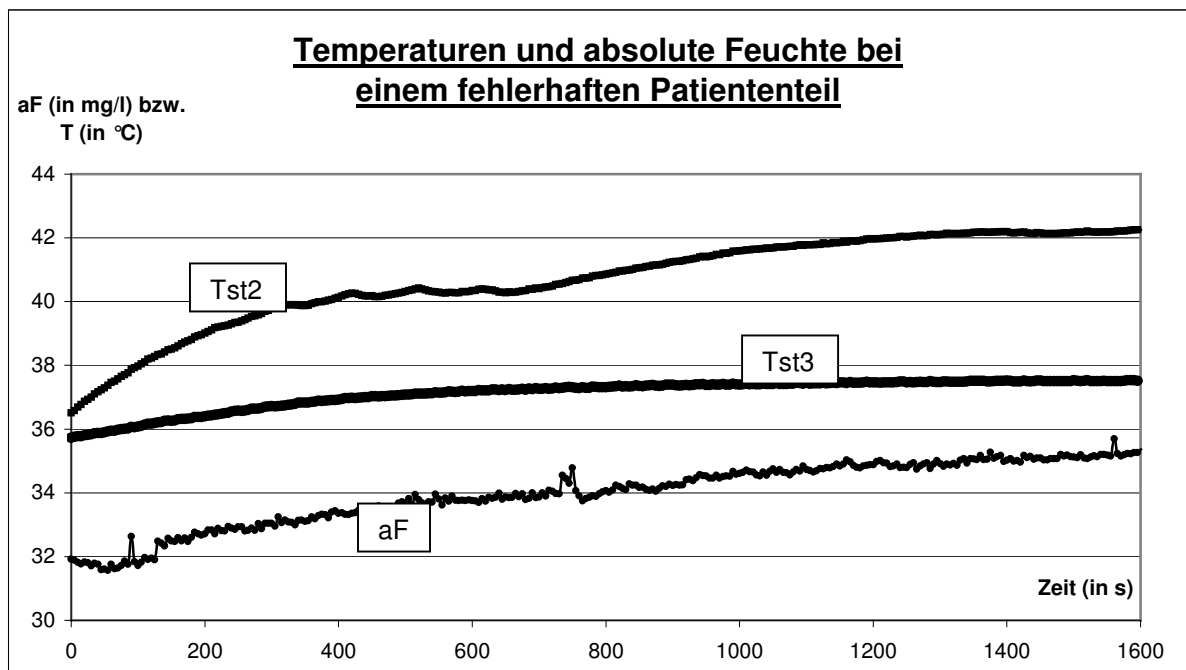


Diagramm 18: Fehlfunktion eines Patiententeiles (Bsp. 2)

Bei einer weiteren Messung mit einem anderen Patiententeil (Diagramm 18) zeigten sich ebenfalls sehr niedrige Temperatur- und Feuchtwerte.

#### **4.11 Ausfall der Schlauchheizung**

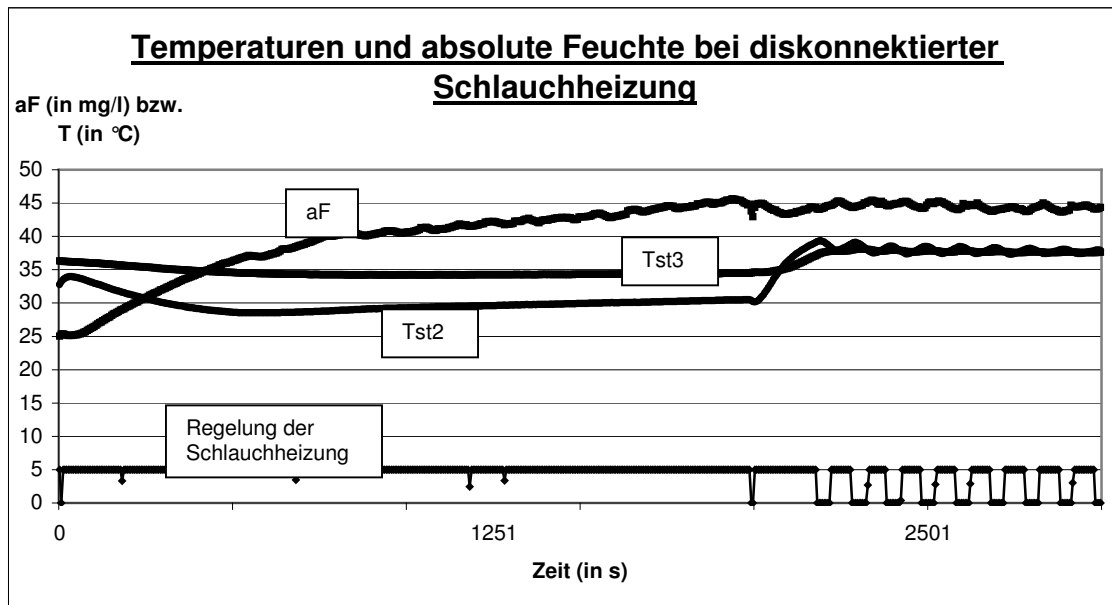


Diagramm 19: Temperaturen und absolute Feuchte bei nicht eingesteckter Schlauchheizung

Bei einer unserer Messungen wurde der Steckkontakt für die Schlauchheizung nicht komplett in die vorgesehene Buchse eingesteckt. Das Diagramm 19 zeigt den Verlauf von Tst2, Tst3, aF sowie die Aktivität der Heizungsregelung. Bei etwa 2000 Sekunden fällt der Anstieg der Werte nach Beheben dieses Versäumnisses auf. Im Schaubild ist deutlich das Aktivitätsverhalten der Schlauchheizungsregelung zu erkennen (Pegel auf Null bedeutet Heizung aus, Pegel auf 5 bedeutet Heizung an): verstärkte Tätigkeit bei nicht funktionierender Schlauchheizung (das Signal ist fast durchgehend auf dem High-Pegel), regelrechte Ansteuerung bei funktionierender Schlauchheizung. Ab etwa 2000 Sekunden kommt es nach Kontrolle der Steckkontakte und ordnungsgemäßem Anschluss zur normalen Funktionsweise der Schlauchheizung, was sich am Anstieg der Temperaturen Tst2 und Tst3 deutlich zeigt; ebenfalls erreichte die absolute Feuchte stabile und ausreichend hohe Werte.

#### **4.12 Entwicklung der absoluten Feuchte mit fallendem Wasserspiegel im Wasserbad**

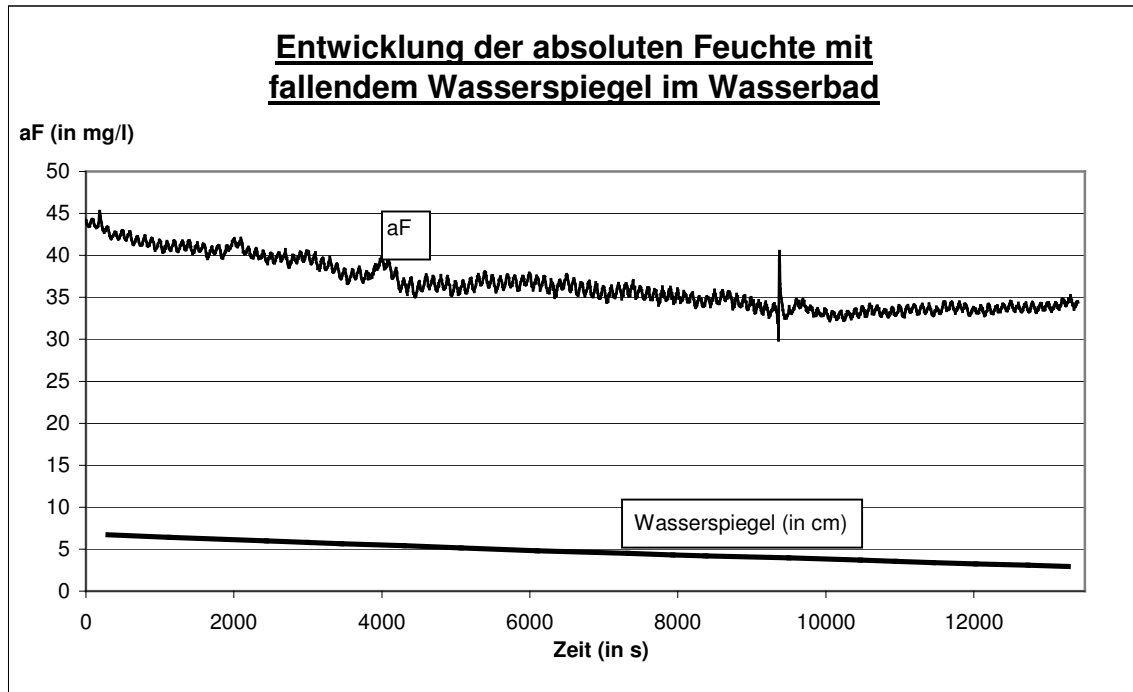


Diagramm 20: Entwicklung der absoluten Feuchte mit fallendem Wasserspiegel im Wasserbad

Um das Verhalten der absoluten Feuchte bei fallendem Wasserniveau im Wasserbad zu untersuchen, wurde die im Diagramm 20 gezeigte exemplarische Einzelmessung durchgeführt. Gemessen wurde die absolute Feuchte des Atemgases nach Verlassen des Wasserbades bzw. vor dem Inspirationsschlauch bei ausgeschalteter automatischer Wassernachfüllung. In der dargestellten Messung erkennt man deutlich die Tendenz der absoluten Feuchte, sich mit sinkendem Wasserspiegel zu verringern.

#### **4.13 Exemplarische Messung der absoluten Feuchte bei HFOV-Betrieb**

Insbesondere waren im Rahmen dieser Studie erste Untersuchungen zur HFOV-Beatmung aufgrund ihrer Eigenschaft als alternative Beatmungsform bei schwerstkranken Patienten von Interesse.

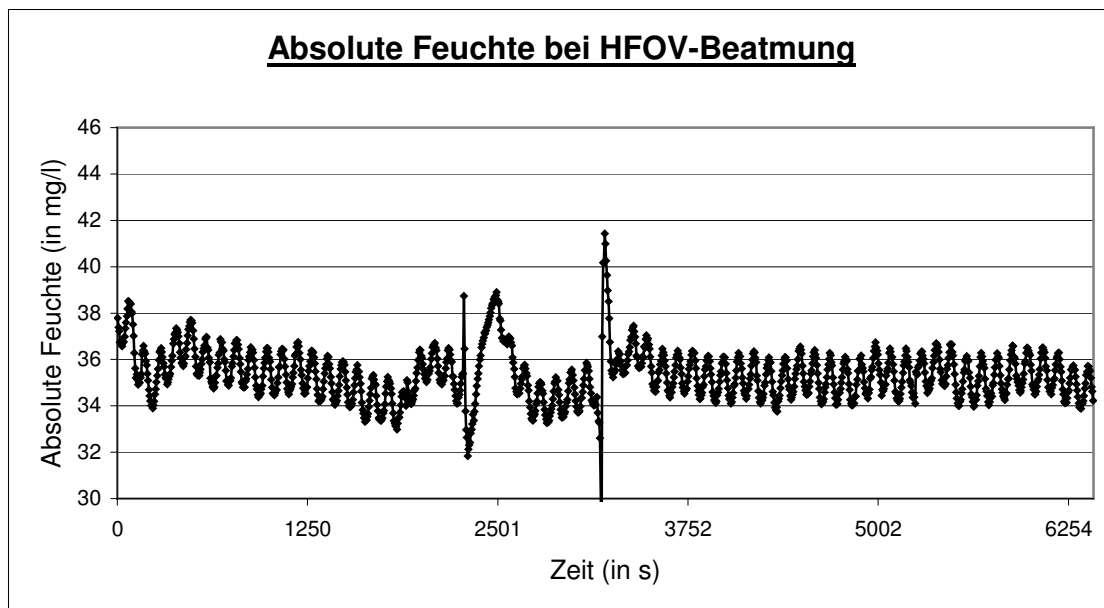


Diagramm 21: Absolute Feuchte bei HFOV-Beatmung

Die beispielhafte Darstellung der absoluten Feuchte während einer Messung bei dieser Beatmungsform erfolgt in Diagramm 21. Als Voreinstellungen am Gerät wurden „CPAP-Beatmung“ (reine Oszillation), eine Frequenz von 10 Hz, eine Amplitude von 2,5 sowie ein PEEP von 10 cm gewählt. Bei dieser Messung befand sich der Feuchtesensor direkt am Ausgang des Wasserbades des Beatmungsgerätes. Von rund 2500 Sekunden bis rund 4900 Sekunden betrug der PEEP 15 cm H<sub>2</sub>O, danach wieder 10 cm H<sub>2</sub>O. Der Mittelwert der absoluten Feuchte bei dieser Messung betrug 35,3 mg/l (Standardabweichung 1,12 mg/l) und wurde durch die Veränderung des PEEP nicht sonderlich beeinflusst.

#### **4.14 Einfluss der Inkubatorinnentemperatur auf die absolute Feuchte**

In einer Messung sollte – ebenfalls exemplarisch – der Einfluss der Inkubatorinnentemperatur auf die absolute Feuchte untersucht werden. Im Intervall 1 (Dauer rund 25 Minuten) betrug die geforderte Inkubatorinnentemperatur 33,5 °C, im Intervall 2 (Dauer rund 48 Minuten) 35,0 °C und im Intervall 3 (Dauer rund 50 Minuten) 36,5 °C. Die anderen Beatmungsparameter

waren die o.g. Standardparameter. In diesen drei Zeitintervallen zeigten sich die im Diagramm 22 dargestellten und in der Tabelle 10 angegebenen mittleren Feuchtigkeitswerte.

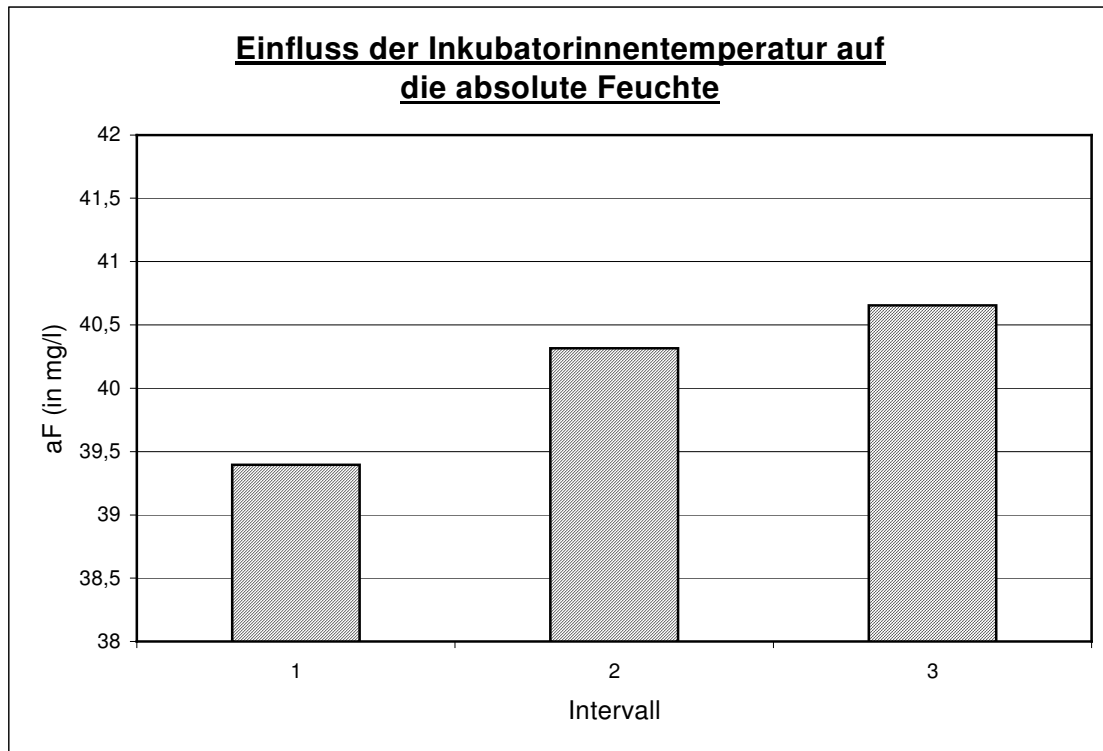


Diagramm 22: Einfluss der Inkubatorinnentemperatur auf die aF

<b><u>Einfluss der Inkubatorinnentemperatur auf die absolute Feuchte</u></b>	
Intervall Nr.	Absolute Feuchte (in mg/l)
1	39,4
2	40,3
3	40,7

Tabelle 10: Einfluss der Inkubatorinnentemperatur auf die absolute Feuchte

Bei dieser Messung zeigen sich ansteigende Feuchtwerte bei der Erhöhung der Inkubatorinnentemperatur. Wieder zeigt sich, je höher die (Umgebungs-) Temperatur desto höher die absolute Feuchte.

## **5. Diskussion**

### **5.1 Atemgaskonditionierung**

Die Diskussion um die richtige Feuchtigkeit und Temperatur des Atemgases bei beatmeten Patienten wird bereits seit längerer Zeit geführt. So beschrieben Chalon et al. bereits 1979 in Abhängigkeit von der Feuchte des zugeführten Atemgases sowohl eine abnehmende Inzidenz postoperativer pulmonaler Komplikationen wie auch einen geringeren Schaden am respiratorischen Epithel. Diese Beobachtungen werteten sie als Hinweise darauf, dass die Patienten von einer hohen Atemgasfeuchtigkeit profitierten und der zelluläre Schaden am respiratorischen Epithel durch trockene Atemgase möglicherweise u.a. die Entstehung von Atelektasen – hervorgerufen durch eine Unterbrechung der mukoziliären Reinigungsfunktion – nach einer Intubationsnarkose fördert.

Bissonnette et al. gelang im Jahr 1989 der Nachweis, dass bei nicht-herzchirurgischen Operationen von Neugeborenen und Kindern entweder eine aktive oder eine passive Erwärmung und Anfeuchtung des Atemgases eine höhere Temperatur im Ösophagus hervorruft als eine Beatmung mit nicht befeuchtetem Atemgas. Da bei Kindern der Wärmehaushalt leicht beeinflusst werden kann und die Konsequenzen bekanntermaßen fatal sind (siehe Kapitel 2.3), sollten diese Forderungen von einem für Früh- und Neugeborene verwendeten Beatmungsgerät erfüllt werden.

Tarnow-Mordi et al. wiesen im gleichen Jahr bei Neugeborenen mit einem Geburtsgewicht von unter 1500 g bei Atemgastemperaturen über 36,5 °C eine geringere respiratorische Morbidität (Senkung der Inzidenz von Pneumothoraces, geringere Ausprägung der chronischen Lungenerkrankung) als im Vergleich zu Atemgastemperaturen unter 36,5 °C nach. Die Erniedrigung der Morbidität führte diese Gruppe auf eine Feuchte des inspiratorischen Atemgases von nur 28 bis 36 mg/dl zurück. Sie kamen zu dem Schluss, dass bei jedem Befeuchter eine kritische Schwelle für die Feuchte des Atemgases



existiert, unter der das Risiko für respiratorische Komplikationen bei Frühgeborenen mit sehr geringem Geburtsgewicht ansteigt. Tarnow-Mordi et al. forderten ebenfalls weitere Messungen der Feuchte des Atemgases im Inspirationsteil zur Evaluierung der optimalen Atemgasfeuchte.

1992 sprachen sich Strauss et al. eindeutig für eine relative Feuchte des Atemgases von über 70% aus, um Schäden am Respirationstrakt von Kindern während der Anästhesie im Rahmen von Operationen zu vermeiden. Trockene Gase verursachten einen zähen Schleim, welcher wiederum zu Tubus-Verlegungen führen und eventuell eine Umintubation notwendig machen könnte. Ebenfalls könnten trockene Atemgase zu Schäden des zilienträgenden Epithels des Respirationstraktes mit konsekutiven Verlusten von Wasser, Wärme und Elektrolyten in das Bronchialsystem des Kindes führen. Für die Anästhesie in der Pädiatrie forderten Strauss et al. nachdrücklich variable Temperatureinstellungen der Beatmungsgeräte sowie keine Kondensation der in dem Atemgas vorhandenen Feuchtigkeit in den Beatmungsschläuchen. Zu trockene und lediglich erwärmte Atemgase seien ihres Erachtens für den Einsatz in der pädiatrischen Anästhesie nicht geeignet.

Auf die speziellen thermodynamischen Probleme bei der Atemgaskonditionierung ging R. B. Williams von Fisher and Paykel Healthcare (Auckland, New Zealand) 1998 ein. Er gelangte zu dem Schluss, dass ein zuviel an Feuchtigkeit und Wärme im Atemgas die Mukosa des Respirationstraktes schädigen könnte, da Gas als Träger für Wasser und Energie diese beiden Größen entsprechend des Feuchtigkeits- bzw. Energiegefälles auch wieder abgibt. Das Volumen des Wassers im Atemgas hänge davon ab, in welcher Form – molekular als Dampf, partikulär als Aerosol oder tröpfchenförmig als Flüssigkeit – es vorliegt. Die im Atemgas enthaltene Energie setze sich zusammen aus der gespeicherten Wärmeenergie in der jeweiligen Phase des Wassers sowie der zur Verdunstung erforderlichen Wärme. Somit enthielte ein feuchtigkeitsgesättigtes Atemgas sehr viel mehr Energie als ein trockenes. Aus diesem Grund beanspruche die Inspiration eines

warmen, feuchtigkeitsgesättigten Atemgases die Barrierefunktion des respiratorischen Epithels vom energetischen Standpunkt aus gesehen erheblich. Bei zu heißem Atemgas komme es zur Überlastung dieser Barrierefunktion, was sich durch das Versagen der mukoziliären Clearance, Erliegen der Schleimproduktion und Verletzung der Integrität des Epithels äußere. Intramurale Entzündungsvorgänge und Flüssigkeitsverschiebungen zwischen Interstitium, Intrazellulärraum und den Atemwegen würden die Situation noch weiter verschlimmern. Durch teilweise oder völlige Verlegung der Atemwege durch entstehendes Sekret könne es zu Veränderungen im Ventilations-Perfusions-Verhältnis kommen sowie zur Ausbildung von Atelektasen, Entzündungsvorgängen und zur Erniedrigung von Vitalkapazität und Compliance. Nach dem Zusammenbruch der Epithel-Barriere wäre eine Flüssigkeitsansammlung in den Alveolen möglich mit der Konsequenz, dass es durch eine Änderung der Surfactant-Konzentration zu einer Erhöhung der herrschenden Oberflächenspannung mit konsekutiver Verringerung der dem Gasaustausch zur Verfügung stehenden intraalveolären Fläche und zur Erschwerung des O<sub>2</sub>- und CO<sub>2</sub>-Austausches zwischen Alveolen und Arteriolen kommen würde. Durch die Veränderung des extrazellulären Milieus wäre wiederum eine weitere Verschlechterung der Funktion der Zellen des Respirationstraktes zu erwarten. Die Entstehung eines solchen Circulus virtiosus müsse deswegen unbedingt verhindert werden. Als meist reversible Kurzzeitfolge wären das Vollbild einer Pneumonie und als irreversible Spätfolge die broncho-pulmonale Dysplasie zu nennen, als deren verbindendes Glied die entstehende Entzündungsreaktion im respiratorischen Epithel anzusehen sei.

Williams gelangt weiterhin zu dem Schluss, dass Wasserdampf am besten zur Anfeuchtung des Atemgases geeignet wäre, da dieser nicht genügend Wasser in sich trage, um größere Schäden an den Atemwegen anzurichten. Weiterhin spricht er sich ebenfalls – wie die oben genannten Autoren – dafür aus, dass die Temperatur des Atemgases am Ende des Trachealtubus weniger als 43-45 °C betragen und das Atemgas zu 100% feuchtigkeitsgesättigt sein sollte. Deutlich fordert er aufgrund seiner Studien eine Temperatur des Atemgases in

Höhe der Körperkerntemperatur, da dieses Atemgas sich dann gegenüber dem respiratorischen Epithel thermodynamisch neutral verhalten würde und zudem ein Minimum an gespeicherter Wärmeenergie besitze. Als eine große Schwäche der verwendeten Befeuchtungseinheiten kritisierte er, dass sie die Atemgastemperatur nicht am bzw. im Patienten messen würden. Um die Abkühlung des Atemgases in den Beatmungsschläuchen zu kompensieren schlägt Williams vor, das Atemgas vor dem Eintritt in den Patienten auf mehr als Körperkerntemperatur zu erwärmen. Um jedoch zu vermeiden, dass diese höheren Temperaturen Schäden an den Atemwegen des Patienten anrichten sollte die Erwärmung des Atemgases im Befeuchter des Beatmungsgerätes lediglich auf Temperaturen unter 43-45 °C erfolgen.

Zu ähnlichen Schlüssen wie Williams gelangte Rankin 1998. Er definierte den optimalen Zustand eines zur Beatmung verwendeten Atemgases folgendermaßen: bei einer relativen Feuchte von 100% sollte das Atemgas eine Temperatur aufweisen, welche der Körperkerntemperatur entspräche.

Ebenfalls in Hinblick auf die thermodynamischen Zustände des Atemgases äußerten sich Ryan et al. in einer Studie im Jahr 2002 dahingehend, dass sich ein Atemgas mit Körpertemperatur (37 °C) und 100% relativer Feuchte (entsprechend 44 mg H<sub>2</sub>O/l Gasvolumen) als thermodynamisch neutral in Bezug auf die Oberflächenepithelien des Respirationstraktes verhalte (Ryan et al. 2002).

In einer weiteren Studie wurde 1998 von Carson festgestellt, dass die Befeuchtung des Atemgases wichtig zur Vermeidung nachteiliger Veränderungen der oberen Atemwege und möglicher pulmonaler Erkrankungen wäre. Veränderungen dieser Art sollten schon nach weniger als einstündiger Verwendung von trockenen, unbefeuchteten Atemgasen auftreten. Anzustreben wäre seiner Ansicht nach ein kühleres Atemgas mit hoher relativer Feuchte, da ein heißeres, jedoch nicht so sehr wassergesättigtes Atemgas zur Austrocknung der oberen Atemwege führen könnte.

Branson sprach 1998 dem erwärmten Atemgas während einer Intubationsnarkose eine große Rolle bei der Aufrechterhaltung der Körpertemperatur von Neugeborenen zu.

Irlbeck erkannte ebenfalls den grundlegenden Beitrag der oberen Atemwege bezüglich Atemluftherwärmung und -befeuchtung. Er definierte eine Temperatur von über 32 °C und eine relative Feuchtigkeit des Atemgases von mehr als 95% bei Erreichen des unteren Respirationstraktes als notwendig für den Erhalt der im Respirationstrakt vorhanden körpereigenen Abwehrmechanismen. Die Übereinstimmung der Atemgasparameter mit den normalen physiologischen Bedingungen wird ausdrücklich betont, da Abweichungen von optimaler Temperatur und/oder Feuchte Erkrankungen des Atemwegsystems nach sich ziehen könnten (Irlbeck 1998).

Auf die Vermeidung von Verlegungen der Atemwege durch Schleimansammlungen einerseits sowie die Verhinderung möglicher Schäden am respiratorischen Epithel durch Konditionierung der Beatmungsgase durch entsprechendes Hinzufügen von Hitze und Feuchte andererseits wiesen 2001 auch Delgado et al. hin.

Den nicht zu vernachlässigenden Einfluss der am Befeuchter eingestellten Atemgastemperatur auf die Feuchte des Atemgases wie auch den Einfluss der Ventilationsparameter auf das Atemgas untersuchten Nishida et al. im Jahr 2001. Diese Parameter sind ihrer Meinung nach als verantwortlich für die Abweichung der beiden genannten Zielgrößen Atemgastemperatur und -feuchte von ihren Idealwerten anzusehen.

In einer Studie von Randerath et al. aus dem Jahr 2002 zeigte sich, dass während einer CPAP-Beatmung eine beträchtliche Erhöhung der relativen Feuchte sowie eine deutliche Verminderung des respiratorischen Wasserverlustes bei Verwendung eines beheizten Befeuchters auftrate im

Vergleich zur Verwendung von keinerlei Befeuchtungsmaßnahmen bzw. eines kalten Anfeuchtungsverfahrens.

Severgnini et al. untersuchten 2003 die Vor- und Nachteile von zu trockenen und zu feuchten Atemgasen. Sie kommen einerseits zu dem Ergebnis, dass eine zu starke Befeuchtung des Atemgases zu negativen anatomisch-physiologischen Veränderungen von Atemwegen und Lungenparenchym führen könnte und dass andererseits während einer Beatmung die Anwendung von aktiven Befeuchtern zu einer ausgeglichenen oder positiven Wasserbalance der Atemwege beitragen würde. Ebenfalls vertreten sie die Auffassung, dass inspiratorisch verwendetes Atemgas die gleiche absolute Feuchte wie expiratorisch gemessenes Atemgas besitzen sollte, um das Energiegleichgewicht in den Atemwegen nicht zu verändern. Sie plädieren dafür, dass die Temperatur im inspiratorischen Schenkel des Beatmungsgerätes – unter Verwendung aktiver Befeuchter – 32-34 °C nicht überschreiten sollte.

In einer 2004 durchgeführten Studie von Tawhai et al. zur modellhaften Berechnung von Atemgasfluss, Wärme- und Feuchtigkeitsaustausch in nativen und intubierten Atemwegen wird ausdrücklich darauf hingewiesen, dass bei Umgehung der oberen Atemwege infolge einer Intubation eine zu geringe Feuchtigkeit und/oder Wärme des Atemgases dadurch kompensiert werde, dass das respiratorische Epithel Wasser und Wärme abgibt, d.h. dass es zu Verlusten an Wärme und/oder Wasser aus dem Körperinneren komme. Zur Vermeidung dieser schwer kompensierbaren Verluste – vor allem bei meist schon kritisch kranken Früh- und Neugeborenen – sollte alles versucht werden, diese Mechanismen von vorneherein zu unterbinden.

Diese hier angeführten Ergebnisse verschiedener Studien zeigen, dass beatmete Früh- und Neugeborene von der Atemgaskonditionierung profitieren und dass eine relativ breite Übereinstimmung besteht, dass die Atemgastemperatur in etwa der Körperkerntemperatur entsprechen und die relative

Feuchte des Atemgases möglichst 100% betragen sollte. Aus diesen Untersuchungen ergibt sich bei einer Körpertemperatur von rund 37 °C eine geforderte absolute Feuchte des Atemgases von 44 mg Wasser je Liter Atemgas. Des Weiteren sollte die Kondensation von Wasser im Inspirationsschlauch unter allen Umständen vermieden werden, damit die vorher durch technische Maßnahmen aufwändig ins Atemgas gebrachte Flüssigkeit auch vollständig zum Patienten gelangen kann. Fehlt diese Feuchtigkeit, kann es aufgrund der oben geschilderten Mechanismen zu einer mehr oder wenig stark ausgeprägten Verschlechterung der Situation des Patienten kommen.

## **5.2 Schwierigkeiten bei der Atemgaskonditionierung**

1991 untersuchten O'Hagan et al. die Beziehung zwischen Befeuchtertemperatur und Feuchtigkeit des Inspirationsgases sowie den Effekt der Isolation des Inspirationsschlauches auf die Kondensation von Wasser darin. Obwohl die Temperatur des Befeuchters konstant über 34,7 °C gehalten wurde, kam es bei 35 von 479 Fällen zu einem Abfall der inspiratorischen Atemgas-Feuchte auf Werte unter 30 mg H<sub>2</sub>O/l Atemgas. Es gelang der Nachweis von Feuchtwerten im inspiratorischen Atemgas zwischen 17 und 43 mg H<sub>2</sub>O/l Atemgas bei einer Befeuchter-Temperatur von 36 °C. Der Einfluss der Inkubator-Innentemperatur in dieser Studie spiegelte sich wie folgt wieder: in wärmeren Inkubatoren mit einer Temperatur von 34,1 °C ± 1,3 °C stand die Feuchte des Atemgases in linearem Zusammenhang zur Befeuchtertemperatur im Gegensatz zu einer inversen Beziehung der Atemgasfeuchte zur Befeuchtertemperatur in kälteren Inkubatoren mit einer Innentemperatur von 32,9 °C ± 1,8 °C. Diese Veränderung der Atemgasfeuchte gehe auf die Kondensation von Wasser in den Beatmungsschläuchen im Inkubator mit tiefer Innentemperatur zurück. In dieser Studie reduzierte die Isolation des Inspirationsschlauches die Kondensation nur um 15%. Als Fazit zogen die Autoren dieser Studie den Schluss, dass die Feuchte des Atemgases nicht

zuverlässig durch die im Befeuchter herrschende Temperatur eingestellt werden könne. Die Forderung nach Befeuchtern, welche die tatsächliche Feuchte im inspiratorischen Atemgas zu Regelungszwecken messen würden, wurde hier bereits gestellt.

Die von Peterson 1998 zum Ausdruck gebrachten idealen technischen Grundlagen beheizter Befeuchter wurden schon im Kapitel 2.4 zitiert.

In einer Studie von 2001 kamen Todd et al. zu dem Schluss, dass die Umgebungstemperatur wie auch die Position des Temperaturfühlers im Atemgas in erheblichem Maße die Temperatur der eingeatmeten Luft bei beatmeten Neugeborenen beeinflussen würden. Befinde sich der Temperaturfühler zur Regelung der Atemgastemperatur außerhalb des Inkubators, führe dies zu einem Abfall der Atemgastemperatur im Inspirationsschlauch unter die vom Benutzer geforderten Werte. Zur Verdeutlichung das von den Autoren angeführte Beispiel: bei einer gewünschten Soll-Temperatur des Atemgases von 39,0 °C kommt es zu einer Ist-Temperatur von 34,7 °C +/- 0,2 °C bei einer Inkubatortemperatur von 30,8 °C. Hier zeigt sich deutlich die Abkühlung des Atemgases auf der kurzen Strecke zwischen Temperaturfühler und Tubus durch die im Vergleich zum Atemgas relativ niedrige Umgebungstemperatur im Inkubator. Die Autoren dieser Studie kamen zu dem Schluss, dass bei einer Positionierung des zur Regelung der Atemgastemperatur verwendeten Sensors außerhalb des Inkubators das dem Neugeborenen zugeführte Atemgas erheblich von der gewünschten Soll-Temperatur abweichen kann. Somit wird in dieser Studie der Positionierung des für die Soll-Temperatur verantwortlichen Sensors im Inkubator große Bedeutung zugesprochen.

Carter et al. untersuchten 2002 den Einfluss der Temperatur des in das Beatmungsgerät eingeleiteten Atemgases auf das Befeuchtungsvermögen des beheizten Befeuchters. Sie beobachteten, dass das Befeuchtungsvermögen mit zunehmender Temperatur des zugeführten Atemgases sinkt und dass

möglicherweise bei Temperaturen des zugeführten Gases über 26 °C eine nicht ausreichende Befeuchtung des Atemgases auftreten kann.

2002 kamen Rathgeber et al. zu dem Schluss, dass beheizte Befeuchter den pulmonalen Wasserverlust nicht verhindern und dass diese Wasserverluste den physiologischen Bereich überschreiten können. Als bedeutungsvollste Aussage dieser Arbeit ist jedoch zu werten, dass die Erwärmungs- und Abschaltungsmechanismen bei den von ihnen verwendeten Beatmungsgeräten nicht ausreichend war.

Davies et al. wiesen in ihrer 2004 veröffentlichten Studie bereits nach, dass der Temperaturwert vom Sensor ihres Beatmungsgerätes nicht die real vorliegende Temperatur an der Atemwegsöffnung in den beatmeten Kindern wiedergebe: in dieser Studie war die Temperatur an der Atemwegsöffnung im Bereich zwischen 2,0 (Standardabweichung 1,3 °C) und 3,9 °C (Standardabweichung 0,6 °C) kühler als vom Beatmungsgerät vorgegeben.

In einer Studie von Lellouche et al. wurde 2004 die Hypothese überprüft, nach der die Temperatur der das Beatmungsgerät umgebenden Raumluft die vom Beatmungsgerät lieferbare Feuchte des Atemgases bestimme. Die Notwendigkeit zur Überprüfung dieser Hypothese sehen die Autoren darin begründet, dass – obwohl aktive Befeuchter die effektivste Art zu Erwärmung und Befeuchtung des Atemgases darstellen würden – bei Verwendung aktiver Befeuchter Verlegungen des Tubus durch Schleim dokumentiert worden seien. Es gelang hier der Nachweis, dass das Anfeuchtungsvermögen des Gerätes stark mit der Temperatur des aus der Umgebung eingeleiteten Atemgases korreliert. Unter ungünstigen Bedingungen fand sich sogar nur eine minimale Feuchte von durchschnittlich 20 mg Wasser pro Liter Atemgas. Die wichtigste Erkenntnis dieser Studie ist, dass ein Temperatur-Anstieg der dem Beatmungsgerät zugeführten Raumluft zu einem erhöhten Risiko einer Verlegung des Tubus durch Schleim führe.



Hunter et al. wiesen 2005 nochmals daraufhin, dass zur Aufrechterhaltung von Temperatur und Feuchtigkeit im Atemgas bei beatmeten Kindern passive oder aktive Befeuchter verwendet werden sollten. Ebenfalls fanden sich in ihrer Studie bei geringerem Atemgas-Fluss höhere Feuchtwerte als bei höherem Atemgas-Fluss.

Aus diesen angeführten Studien lassen sich die folgenden Erkenntnisse ableiten:

- Die verwendeten Befeuchter sollten die absolute Feuchte von 44mg/l und die physiologische Atemgastemperatur von 37 °C bei allen Beatmungsformen von Früh- und Neugeborenen erbringen und sie auch im Schlauchsystem halten können
- Zur Aufrechterhaltung von Temperatur und Feuchtigkeit im Atemgas bei beatmeten Kindern sollten aktive Befeuchter verwendet werden, da sie im Gegensatz zu passiven Befeuchtern die geforderten Feuchtwerte erzielen können
- Die Atemgas-Konditionierung sollte mittels Wasserdampf erzeugenden Befeuchtern erfolgen, da sie diese Aufgabe am besten erledigen
- Zur Vermeidung von Hitze- und/oder Wasserverlusten während des Transportes des Atemgases hin zum Patienten sollten beheizte Beatmungsschläuche verwendet werden
- Eine hohe Temperatur des aus der Umgebung eingeleiteten Atemgases kann zu nicht ausreichend angefeuchteten Atemgasen führen. Aus diesem Grund sollte die Umgebungstemperatur nicht zu hoch sein.
- Die Positionierung des für die Soll-Temperatur des Atemgases verantwortlichen Sensors sollte so patientennah wie möglich im

Inkubator in Tubusnähe erfolgen, um Störeinflüsse durch kalte Umgebungsluft so gering wie möglich zu halten

- Die Erwärmungs-, Befeuchtungs- und Abschaltungsmechanismen bei den verwendeten Beatmungsgeräten sind nach den zitierten Literaturangabe nicht ausreichend und somit riskant bezüglich einer Sekretverlegung des Tubus
- Bei geringerem Atemgas-Fluss erreichte die Feuchte höhere Werte als bei höherem Atemgas-Fluss

Diese Erkenntnisse zu widerlegen oder zu bestätigen, waren – neben der Evaluierung der Leistungsfähigkeit des Beatmungsgerätes – die Ziele dieses Pilotprojektes.

### **5.3 Erste Messung und Einschwingvorgang**

Die beiden im Kapitel 4.1 und 4.2 dargestellten ersten Messungen mit dem Feuchtesensor am Ausgang des Wasserbades erbrachten zwei Erkenntnisse: einerseits den Einfluss der Regelung des Beatmungsgerätes auf Temperatur und Feuchtigkeit im Schlauchsystem mit einer periodischen Schwankung der einzelnen Parameter sowie andererseits den Nachweis eines sogenannten Einschwingvorganges bis zum Erreichen eines stabilen Fließgleichgewichtes. Als eine Konsequenz aus diesen Erkenntnissen ist zu fordern, dass optimalerweise die Oszillation der Regelungstätigkeit des Beatmungsgerätes nie die geforderten (Soll-) Werte für Temperatur und Feuchtigkeit unterschreitet. Des weiteren wäre es von Vorteil, wenn das Beatmungsgerät schon mindestens 30 Minuten, besser sogar noch 45 Minuten vor dem Beginn einer – planbaren – Beatmungstherapie eingeschaltet werden würde, um das System in ein stabiles Fließgleichgewicht zu bringen und dann Feuchtigkeits- und Temperaturwerte im gewünschten Bereich zu erzielen. Ebenfalls zeigte sich ein durchschnittlicher

Wert der absoluten Feuchte von 39,46 mg/l, der jedoch deutlich unter den geforderten 44 mg/l liegt, die am Tubus zur Verfügung stehen sollten.

Bereits während dieser Messung war eine periodische Schwankung der Temperatur- und Feuchtwerte mit einer Periodendauer von etwa 100 Sekunden zu bemerken, welche sich bei allen Messungen zeigte, aber die erzielten Werte nicht sonderlich beeinflusste. Dies ist am ehesten auf die Regelungstätigkeit des Systems zurückzuführen.

#### **5.4 Vergleich von langem und kurzem Schlauchsystem bei verschiedenen Temperaturen**

In Kapitel 4.3 wurden zuerst die durchschnittlichen Wasserbadtemperaturen (= Tst1) bei den verschiedenen Messungen aufgezeigt. Hier zeigte sich über alle Messungen eine gemittelte Temperatur von 39,5 °C an Tst1 bei einer voreingestellten Soll-Temperatur von 40 °C. Diese geringe Abweichung der tatsächlichen Temperatur liegt durchaus im Toleranzbereich der verschiedenen verwendeten technischen Bauteile. Festzustellen bleibt also, dass die Solltemperatur des Beatmungsgases von 40 °C beim Verlassen des Wasserbades mit nur einer sehr geringen Abweichung eingehalten wird.

Sodann wurde die mittlere distale Atemgastemperatur Tdi am Anfang des Inspirationsschlauches im Fließgleichgewicht während aller Messungen untersucht (siehe Diagramm 5) – also wieder bei Verwendung von langem und kurzem Schlauchsystem. Der regelhafte Temperaturabfall des Atemgases auf dieser kurzen Strecke von einigen wenigen Zentimetern auf Werte unter 35°C erklärt den Verlust von Feuchtigkeit während der Passage durch das Beatmungsschlauchsystem aufgrund einer Taupunkterniedrigung.

Die anschließend betrachtete Temperatur  $T_{ie}$  bei Verwendung des kurzen und des langen Schlauchsystems zeigt eine deutliche Unterlegenheit des kurzen Schlauchsystems.

Aufgrund dieser Daten für die beiden Temperaturen  $T_{di}$  und  $T_{ie}$  lässt sich veranschaulichen, dass die Abkühlung des Atemgases während der Passage des Inspirationsschlauches beim kurzen Schlauchsystem stärker ausgeprägt ist als beim langen aufgrund einer Taupunkterniedrigung im kurzen Schlauchsystem.

Die Temperaturwerte von  $T_{st2}$  bei den Messungen mit den verschiedenen Schlauchsystemen erbrachten wiederum den Beweis, dass das lange Schlauchsystem eine höhere Temperatur des Atemgases erzielt als das kurze. Der Mittelwert der Temperatur  $T_{st2}$  unter Verwendung des kurzen Schlauchsystems betrug  $39\text{ °C}$  (Standardabweichung  $0,35\text{ °C}$ ), wohingegen im Vergleich dazu unter Verwendung des langen Schlauchsystems ein Mittelwert der Temperatur  $T_{st2}$  von  $41,5\text{ °C}$  (Standardabweichung  $1,7\text{ °C}$ ) gemessen werden konnte.

Die Temperatur  $T_{st3}$  lag sehr nahe an der Solltemperatur von  $38\text{ °C}$ . Unter Verwendung des kurzen Schlauchsystems betrug sie  $37,6\text{ °C}$  (Standardabweichung  $0,58\text{ °C}$ ), unter Verwendung des langen  $37,7\text{ °C}$  (Standardabweichung  $0,2\text{ °C}$ ). Somit sind die herrschenden Temperaturen im Atemgas vor Einleitung in den Tubus als ausreichend anzusehen, wenn man nur die Temperaturen an  $T_{st3}$  bewertet. Die Betrachtung der im Atemgas enthaltenen Feuchtigkeit nach der Passage des Atemgases durch den Inspirationsschlauch und der dortigen Abkühlung erfolgt später.

Der zusätzliche Thermosensor  $T_{pr}$  direkt vor dem Feuchtesensor mit daran anschließendem Tubus zeigte als Mittelwert für  $T_{pr}$  in allen Messungen mit beiden Schlauchsystemen eine Temperatur von  $36,9\text{ °C}$  bei niedrigen Standardabweichungen im Vergleich zu  $37,6\text{ °C}$  bzw.  $37,7\text{ °C}$  als Mittelwerte für

Tst3. Damit zeigt Tpr im Vergleich zu Tst3 eine deutlich niedrigere Atemgastemperatur – und dies, obwohl sich der Sensor für Tpr nur in ca. 5 Zentimeter Entfernung vom Sensor für Tst3 befand.

### **5.5 Absolute Feuchtwerte am Tubus**

Im Kapitel 4.4 wurden die absoluten Feuchtwerte am Tubus bei Verwendung des kurzen und des langen Schlauchsystems untersucht. Es ergab sich für das kurze Schlauchsystem ein Mittelwert der absoluten Feuchte von 38,8 mg/l und für das lange Schlauchsystem von 40,4 mg/l, was einer relativen Feuchte direkt vor dem Tubus von 88,2% bzw. 91,8% entspricht. Dies zeigt, dass die geforderte absolute Feuchte von 44 mg Wasser pro Liter Beatmungsluft (d.h. relative Feuchte von 100%) bei beiden Schlauchsystemen überwiegend nicht erreicht wird. Berücksichtigt man, dass manche Patiententeile bei Verwendung des kurzen Beatmungsschlauches sogar nur eine durchschnittliche Feuchte von etwa 36 mg/l erzielen, was einer relativen Luftfeuchte von nur 82% entspricht, ist dies als völlig unzureichend anzusehen. Bei den Messungen mit langem Beatmungsschlauch wurden Minimalwerte um 38 mg/l ( $\approx$  86% relative Feuchte) erreicht, was ebenfalls deutlich unter den geforderten 44 mg/l liegt. Bei beiden Schlauchsystemen sind somit die erreichten Feuchtwerte als zu niedrig anzusehen.

Die Messungen zum Vergleich der beiden Schlauchsysteme (siehe Abschnitt 4.3 und 4.4) hinsichtlich erzielbarer Temperatur- und Feuchtwerte zeigen deutlich das bessere Abschneiden des langen Schlauchsystems im Versuchsaufbau mit Inkubator sowohl bei den verschiedenen erreichten Temperaturen wie auch bei den erzielten Feuchtwerten des Atemgases. Wie durch die Messungen bewiesen transportiert das wärmere Atemgas im langen Schlauchsystem erheblich mehr Feuchtigkeit zum Tubus, entsprechend der schon erwähnten physikalischen Eigenschaften eines wärmeren Gases. Anders ausgedrückt kommt es im langen Schlauchsystem wegen eines generell

geringeren Temperaturabfalls im Inspirationsschlauch weniger stark zu einer Verschiebung des Taupunktes hin zu niedrigeren Temperaturen, so dass das Wasser besser im Atemgas gehalten wird als bei Verwendung des kurzen Schlauchsystems. Diese Tatsache erkennt man sehr gut an den Schaubildern 7 und 8 für den zusätzlichen Sensor Tie am Inkubatoreingang: im Mittel zeigt sich eine Temperatur von 32,7 °C beim kurzem Schlauchsystem im Vergleich zu einer Temperatur von 38 °C beim langem Schlauchsystem (ohne die „Ausreißer“ bei diesen Messungen wäre der Wert bei Verwendung des langen Schlauchsystems noch besser, nämlich 39,4 °C). Somit sind die schlechteren Feuchtwerte bei der Verwendung des kurzen Schlauchsystems eindeutig auf den Temperaturabfall des Atemgases bei dessen Passage durch den Inspirationsschlauch zurückzuführen – gut sichtbar an den während der Messungen beobachteten zunehmenden Wasseransammlungen am tiefsten Punkt des Inspirationsschlauches. Während des weiteren Weges des Atemgases durch das Beatmungssystem nähern sich die Temperaturen beider Schlauchsysteme wieder einander an, abzulesen an den Temperaturverläufen der Sensoren Tie, Tst2, Tst3 und Tpr in Tab. 4. An den Temperatursensoren Tst3 und Tpr zeigen sich fast identische Werte im Sollbereich der geforderten Temperaturen – allerdings unterscheiden sich die Feuchtwerte beträchtlich voneinander: das lange Schlauchsystem lieferte bessere Werte. Eine Erklärung hierfür könnte sein, dass das lange Schlauchsystem mit relativ langer Strecke im Inkubator untergebracht ist und somit mehr der höheren Inkubatortemperatur ausgesetzt ist und nicht der niedrigeren Umgebungstemperatur. Dies führt dazu, dass im langen Schlauchsystem keine so starke Taupunkterniedrigung auftritt wie im kurzen Schlauchsystem.

Setzt man die geforderte tubusnahe Feuchte von 44mg/l voraus, so muss aufgrund der dargestellten Messdaten festgestellt werden, dass bei Verwendung des langen Schlauchsystems die tubusnahen Feuchtwerte im Durchschnitt höher lagen als bei Verwendung des kurzen Schlauchsystems, jedoch bei beiden Schlauchsystemen die erzielten Feuchtwerte als zu niedrig anzusehen sind. Das Ziel bei der Weiterentwicklung des Befeuchters muss

daher der gesicherte Transport einer Luftfeuchtigkeit von 44 mg/l hin zum Patient sein, ohne Verlust von Wasser aus dem Atemgas durch Kondensation. Die in unseren Messungen nachgewiesenen Feuchtwerte der Patiententeile und der beiden Schlauchsysteme sind daher als unzureichend in Bezug auf die Forderungen einer adäquaten Beatmungstherapie einzustufen.

### **5.6 Die Änderung der absoluten Feuchte während der Passage durch den Inspirationsschlauch**

Im Abschnitt 4.5 wurde bei der Verwendung von langem und kurzem Schlauchsystem die zur Verfügung stehende absolute Feuchte nach Passage des Atemgases durch den Inspirationsschlauch näher untersucht. Die gemessenen Werte unter Verwendung des kurzen Schlauchsystems sind aufgrund der geringen Anzahl nicht verlässlich genug, zeigen aber die zu erwartende Streubreite der erzielbaren absoluten Feuchtwerte auf. Ebenfalls kommt die unterschiedlich starke Erniedrigung der absoluten Feuchte durch die Schlauchpassage zur Darstellung – als größte Erniedrigung fanden sich hier Werte um 7-8 mg/l. Im Vergleich dazu zeigten sich unter Verwendung des langen Schlauchsystems bessere Feuchtwerte. Es zeigt sich hier, dass die Atemgaspassage durch den Inspirationsschlauch im Mittel eine Reduktion der absoluten Feuchte um rund 1,7 mg/l beim langen Schlauchsystem verursacht. Die erzielten Feuchtwerte liegen mit rund 42 mg/l am Ausgang des Wasserbades und rund 40 mg/l vorm Tubus deutlich unter den geforderten Werten. Vermutlich würde durch eine Isolierung beider Arten von Inspirationsschläuchen – eventuell einhergehend mit einer höheren Leistungsfähigkeit der Schlauchheizung – ein Abfall der Temperatur des Atemgases verhindert werden und dadurch ein großer Teil der im Atemgas enthaltenen Feuchtigkeit nicht ausfallen, sondern ebenfalls dem Patienten zur Verfügung stehen.

Die Erhöhungen der absoluten Feuchte um rund 0,2 – 0,4 mg/l bei drei Messungen mit dem langen Schlauchsystem sind am ehesten als „Aufsättigung“ von vorher bereits im Inspirationsschlauch kondensiertem Wasser anzusehen.

### **5.7 Absolute Feuchte bei verschiedenen Beatmungsfrequenzen und konstantem Tidalvolumen**

Bei der in Abschnitt 4.6 dargestellten exemplarischen Messung zur Untersuchung von Einflüssen auf die absolute Feuchte durch die Veränderung von Beatmungsparametern (verschiedene Beatmungsfrequenzen bei konstantem Tidalvolumen  $V_t$ ) zeigt sich ein geringer Anstieg der absoluten Feuchtwerte am Tubus mit Erhöhung der Beatmungsfrequenz. Um jedoch eine allgemeingültige Aussage über eine generelle Zunahme der absoluten Feuchte bei höheren Beatmungsfrequenzen abzuleiten, müssten viel größere Messreihen mit den gleichen Bedingungen durchgeführt werden – etwa 50 Messungen pro unterschiedlichem Schlauchsystem – um statistisch signifikante Daten zu erhalten, was jedoch einen sehr hohen Ressourcenverbrauch erfordert hätte, der im Rahmen dieser Studie nicht zu realisieren war.

### **5.8 Einfluss verschiedener Beatmungsfrequenzen und verschiedener Tidalvolumina auf die absolute Feuchte**

An der in Abschnitt 4.7 dargestellten exemplarischen Messung zum Verlauf der absoluten Feuchte bei verschiedenen Beatmungsfrequenzen und Tidalvolumina lässt sich ableiten, dass bei geringeren Tidalvolumina höhere Feuchtwerte – unabhängig von der Beatmungsfrequenz – erreicht werden. Dies lässt sich durch die kürzere Kontaktzeit zwischen Atemgas und Wasserbad erklären. Allerdings müssten auch diese Ergebnisse in größeren Versuchsreihen noch genauer untersucht



werden, da es – wie weiter unten gezeigt – individuelle Unterschiede bei den Patiententeilen gab.

### **5.9 Änderung des Befeuchtungsvermögens**

Die Befeuchtungsleistung der untersuchten sog. Patiententeile war vor und nach dem Beatmungseinsatz ähnlich unzureichend. Dies deckt sich mit Beobachtungen aus dem klinischen Alltag, wo sich zum einen Patiententeile in der Befeuchtungsleistung während des Einsatzes am Patienten wiederholt verschlechtern und ferner frisch aufbereitete Patiententeile ein unterschiedliches Anfeuchtungsvermögen zeigen. Zieht man die interindividuellen Unterschiede zwischen den einzelnen Patiententeilen in Betracht, die aufgrund der verwendeten Bauteile und deren Toleranz als gegeben hinzunehmen sind, wäre vom Hersteller trotzdem zu fordern, dass eine Bauart des Patiententeiles gefunden werden sollte, die erstens nach der Aufbereitung das Erreichen der geforderten Werte für Erwärmung und Befeuchtung sicher gewährleistet und zum anderen auch keine sogenannte Alterung während der Benutzung zeigt. Hierfür müsste im Bereich der Materialforschung nach den Ursachen gesucht und diese behoben werden. Durch die Verwendung geeigneter Befeuchterkomponenten bzw. -materialien sollte es jedoch gelingen, diese Probleme in den Griff zu bekommen. Solange aber die inter- und intraindividuellen Unterschiede der Patiententeile hinsichtlich Befeuchtungs- und Erwärmungsvermögen weiter bestehen, sollte jedes Patiententeil vor seinem Einsatz getestet und ausgemessen werden, ob es die erforderlichen Werte vor allem bzgl. der Luftfeuchtigkeit überhaupt erreichen kann – wobei die Praxistauglichkeit dieser Forderung angezweifelt werden muss, da hier ein erheblicher Ressourcenverbrauch entstehen würde.

## **5.10 Der Einfluss der Temperatur-Einstellungen auf die absolute Feuchte**

Die in Abschnitt 4.9 dargestellte Messung, bei der die Temperaturabweichung  $\Delta T$  und die patientennahe Temperatur  $T_{st3}$  verändert wurden, zeigt deutlich den Zusammenhang zwischen gewählten hohen Temperaturen einerseits und hohen erzielten Feuchtwerten andererseits. Gemäß der physikalischen Eigenschaft des Atemgases, bei höherer Temperatur mehr Feuchtigkeit zu speichern, erreicht bei höheren Temperaturen ein größerer Anteil der Feuchtigkeit im Atemgas den Patienten, da das Atemgas heißer in den Inspirationsschlauch geleitet wird und deswegen bei der Passage nicht so stark abkühlt. Je höher folglich einerseits die Temperaturabweichung  $\Delta T$  und andererseits die patientennahe Temperatur  $T_{st3}$  gewählt wird, desto besser gelingt es, das durch das Wasserbad ins Atemgas gebrachte Wasser zum Patienten zu transportieren. Daraus ist zu schließen, dass nur dann ein hoher Feuchtwert des Atemgases am Tubus erzielt werden kann, wenn es gelingt, die Temperatur des Atemgases durch geeignete Beheizungs- und/oder Isolationsmaßnahmen während der Passage durch den Inspirationsschlauch so hoch zu halten, dass es zu keiner Kondensation von Wasser im Lumen des Inspirationsschlauchs aufgrund eines Temperaturabfalles – und somit einer Taupunktniedrigung – kommt. Als Einstellung des Beatmungsgerätes in diesem Fall wäre also – bei unveränderter Bauweise – eher einer höheren positiven Temperaturabweichung  $\Delta T$  (im Bereich von +2 °C bis +6 °C) als einer niedrigeren der Vorzug zu geben.

## **5.11 Beispiele für Fehlfunktionen von Patiententeilen**

Die beiden in Kapitel 4.10 dargestellten Messungen belegen die Forderung nach einer verbesserten Überwachungs- und Alarmierungsfunktion des Beatmungsgerätes, welche bei gravierender Abweichung der geforderten Temperaturen und/oder des Feuchtwertes den Benutzer auf diese

Abweichungen aufmerksam machen sollte und somit hilft, potentielle Schäden vom Patienten abzuhalten.

Am ehesten beruhte die niedrige Befeuchtung in den Messungen auf einer verminderten Leistung der im jeweiligen Patiententeil integrierten Heizung. Hiermit wird nochmals die Forderung nach einer Verbesserung der Alarmierungsfunktionen unterstützt.

### **5.12 Ausfall einer Schlauchheizung**

In Kapitel 4.11 wurden die Ergebnisse dargestellt, die bei nicht korrekt konnektierter Schlauchheizung erzielt wurden. Auch in diesem Fall, bei dem die Atemgastemperatur zeitweise unter 35 °C betrug, erfolgte keine ausreichende Alarmierung durch das Beatmungsgerät. Dies unterstützt wiederum die Forderung nach verbesserten Alarmierungsfunktionen des Beatmungsgerätes.

### **5.13 Entwicklung der absoluten Feuchte bei fallendem Wasserspiegel**

Es fand sich eine Proportionalität zwischen sinkenden Feuchtwerten und fallendem Wasserstand im Wasserbad des Beatmungsgerätes bei ausgeschalteter automatischer Wassernachfüllung (siehe Kapitel 4.12). Somit scheint ein höherer Wasserstand im Wasserbad bessere Feuchtwerte zu liefern als ein niedrigerer. Daher sollte das Wasservolumen im Wasserbad eher hoch gehalten werden damit einerseits die Kontaktfläche zwischen Atemgas und dem befeuchtenden Wasser möglichst groß und andererseits der Heizstab des Patiententeiles sich möglichst tief im Wasser befindet.

#### **5.14 Entwicklung der absoluten Feuchte bei HFOV-Beatmung**

Bei dieser Einstellung betrug der Mittelwert der absoluten Feuchte rund 35 mg/l bei beiden PEEP-Leveln. Es besteht somit die Möglichkeit, dass sich die Verwendung dieser Beatmungsform bei diesem Beatmungsgerät eher negativ bei der meist intensivierten Beatmungssituation dieser Patienten auswirkt. In dieser Hinsicht sollten folglich weitere Untersuchungen stattfinden, da der grundlegende positive Nutzen dieser Beatmungsform bewiesen ist und nicht durch negative Einflüsse wie zu geringe Luftfeuchte zunichte gemacht werden sollte.

#### **5.15 Inkubatorinnentemperatur und absolute Feuchte**

In dieser exemplarischen Messung sollte der Zusammenhang zwischen Umgebungstemperatur bzw. Inkubatorinnentemperatur und erzielbaren Feuchtwerten ermittelt werden. Auch hier zeigt sich wieder sehr schön der Zusammenhang zwischen hoher Temperatur und hohen Feuchtigkeitswerten. Dies bestätigt, dass dem Erhalt der Atemgastemperatur während des Transportes zum Patienten eine sehr hohe Priorität beizumessen ist.

#### **5.16 Fazit**

Angesichts der oben präsentierten Messergebnisse und ihrer Interpretation gelangt man zu dem Schluss, dass das von uns getestete Beatmungsgerät sowohl in der Bereitstellung des für Früh- und Neugeborene geforderten optimalen konditionierten Atemgases als auch hinsichtlich der Überwachungs- und Alarmierungsfunktionen noch verbesserungsbedürftig ist. Die im Einzelnen beschriebenen Unzulänglichkeiten im Hinblick auf die optimale Temperatur und Feuchte des Atemgases sollten mittels entsprechender Verbesserung der technischen Gegebenheiten behoben werden. Eine umfassendere Isolation der

Beatmungsschläuche zur Verringerung von Wärmeverlusten und zur Vermeidung einer Taupunkterniedrigung mit konsekutivem Wasserausfall während des Transportes des Atemgases hin zum Patienten ist nach dieser Datenlage unbedingt erforderlich. Ebenfalls wäre eine bessere Überwachung der verschiedenen systeminternen Parameter zu verlangen sowie eine Verbesserung der Alarmierungsfunktionen beim Verlassen eines vorgegebenen Referenzbereiches dieser Parameter. Eventuell stehen zukünftig im Rahmen der technischen Weiterentwicklung neuartige, verlässliche Miniatursensoren zur kontinuierlichen Überwachung des Zustandes des Atemgases vor allem im Patienten (zum Beispiel am intrabronchialen Ende des Tubus) zur Verfügung, um zwecks Regelung des Atemgaszustandes bzw. bei Störungen sofort reagieren zu können. Des Weiteren sollten umfangreichere Messreihen mit diesem Beatmungsgerät unter Versuchsbedingungen wie in diesem Pilotprojekt durchgeführt werden, um unter anderem einerseits die Leistungsfähigkeit und die Verlässlichkeit des Gerätes als auch andererseits seine Grenzen zu erfassen. Hierzu wäre allerdings ein sehr großer Ressourcenaufwand notwendig. Kontrollierte Studien sogar mit Patientenbeteiligung wären noch aufwändiger.

Aufgrund dieser Ergebnisse sind verpflichtende Richtlinien für die Leistungsanforderungen an Befeuchter für Beatmungsgeräte für Früh- und Neugeborenen zu fordern, damit durch diese nicht potentiell irreparable gesundheitliche Schäden verursacht werden.

Als grundlegendster Kritikpunkt an dieser Arbeit muss die geringe Anzahl von Messungen mit den gleichen Einstellungen bzw. die Durchführung vieler einzelner exemplarischer Messungen genannt werden. Dies erlaubte keine vergleichende statistische Auswertung der gewonnenen Daten. Die deskriptive Statistik erlaubte dennoch eine Einordnung der klinischen Relevanz der gewonnenen Ergebnisse. Diese Untersuchung war als Pilotstudie angelegt, um erstens die Konzipierung weiterer Untersuchungen daraus ableiten zu können sowie zweitens die Fähigkeiten hinsichtlich Befeuchtung und Erwärmung des

Atemgases bei diesem Typ von Beatmungsgerät aufzuzeigen. Die Vielschichtigkeit der zu erwartenden Probleme bei der Verwendung dieses Beatmungsgerätes konnte jedoch aufgezeigt werden.

Beachtet werden muss allerdings die eingeschränkte Aussagefähigkeit dieses Pilotprojektes, da nur *ein* Beatmungsgerät und je *ein* Schlauchsystem einer Bauart verwendet wurden – letzteres, um eine bessere Vergleichbarkeit der verschiedenen Patiententeile zu gewährleisten. Bei Verwendung eines anderen Beatmungsgeräts und/oder anderer Beatmungsschläuche hätte möglicherweise noch differenziertere Aussagen ermöglicht, da zum Beispiel die Regelung der beiden systeminternen Heizungen für Wasserbad und Beatmungsschläuche von Gerät zu Gerät – wenn auch nur in geringem Maße – unterschiedlich sein könnte oder die Schläuche kleine Unterschiede im Isolationsverhalten zeigen könnten.

Als Schlussfolgerung aus diesen Messungen lässt sich für die Benutzung dieses Beatmungsgerätes folgendes ableiten:

- Bei diesem Beatmungsgerätes sollte immer das lange Schlauchsystem im Inkubator verwendet werden, da es die besseren Feuchtwerte liefert
- Frisch aufbereitete Patiententeile können eventuell primär schon wechselnde, zu niedrige Feuchtwerte liefern
- Von Seiten der Temperatureinstellung sollte eine hohe Temperaturabweichung  $\Delta T$  gewählt werden, um die Atemgastemperatur bei der Passage des Inspirationsschlauches eher hoch und somit möglichst viel Feuchtigkeit im Atemgas zu halten
- Das Wasserbad sollte eher mit einem höheren Wasserstand als mit einem niedrigeren gefahren werden

- Der Abstand zwischen Beatmungsgerät und Inkubator sollte so gering wie möglich sein, um die Strecke der Beatmungsschläuche, die der Umgebungsluft ausgesetzt ist, so kurz wie möglich zu halten und somit einer Taupunktniedrigung des Atemgases während der Passage des Inspirationsschlauches mit nachfolgendem Wasserausfall im Inspirationsschlauch vorzubeugen.
- Während des Einsatzes eines Patiententeiles kann sich dessen Befeuchtungsvermögen deutlich verschlechtern
- Bei HFOV-Betrieb ist bei der Beatmungstherapie aufgrund der schlechteren Befeuchtung auf Zeichen zu niedriger Feuchte des Atemgases zu achten (z. B. Sekretverlegung des Tubuses)
- Um generell einem Schaden durch schlecht konditionierte Atemgase vorzubeugen, sollte immer der klinische Eindruck der Beatmungstherapie führend sein und bei einer Verschlechterung der Beatmungssituation auch an ein Defizit in diesem Bereich beim Beatmungsgerät gedacht werden

## **6. Zusammenfassung**

In dieser Arbeit sollten die Fähigkeiten des Beatmungsgerätes „Stephanie“ der Firma Stephan hinsichtlich der Konditionierung (Befeuchtungs- und Erwärmungsvermögen) des Atemgases in einem eigens dafür konzipierten Versuchsaufbau unter Verwendung eines Lungenmodells untersucht werden. Die Bereitstellung eines Atemgases mit physiologischen Bedingungen bzgl. Temperatur und Luftfeuchte ist nach Studienlage erforderlich zur Vermeidung von beatmungsassoziierten Schäden am Respirationstrakt. Dies zeigte sich in den letzten Jahren auch mit der Einführung von beheizten Befeuchtern in den klinischen Alltag am deutlichen Rückgang der typischen Krankheitsbilder, die vorher durch nicht ausreichend konditionierte Atemgase verursacht wurden.

Es zeigte sich dann bei den Messungen am Lungenmodell, dass bei der Verwendung eines langen Beatmungsschlauchsystems (mit langer unbeheizter Kaltstrecke) im Inkubator dem Patienten am Tubus eine Atemluft mit höherem Feuchtegehalt zur Verfügung steht als bei der Verwendung des kurzen Schlauchsystems (mit kurzer unbeheizter Kaltstrecke). Generell waren die erzielten Feuchtwerte zu niedrig. Die geforderten 44 mg Wasser je Liter Atemgas am Tubus wurde mehrheitlich nicht erreicht, Mittelwerte um die 39 – 40 mg Wasser je Liter Atemgas waren die Regel.

Die Feuchtwerte des Atemgases waren umso besser, je höher die Temperatur des Atemgases während der Passage durch den Inspirationsschlauch war. Somit sollte durch entsprechende Maßnahmen diese Temperatur immer so hoch wie möglich gehalten werden. Eine entsprechende Isolierung der Beatmungsschläuche und eine höhere Atemgastemperatur beim Verlassen des Wasserbades wären zur Verbesserung in dieser Hinsicht in Betracht zu ziehen. Die frei wählbare Temperaturdifferenz  $\Delta T$  sollte somit eher höher als niedriger eingestellt werden.



In Hinblick auf die verschiedenen exemplarisch aufgeführten Messungen bleibt festzustellen, dass die Leistungsfähigkeit des Befeuchters in größeren Versuchsreihen mit den von uns exemplarisch gewählten Einstellungen ausgetestet werden sollte, um auch statistisch fundierte Ergebnisse zu erhalten. Dies stellt allerdings einen erheblichen Aufwand an Ressourcen dar, der hier nicht zu realisieren war.

Aufgrund der Messungen war es möglich, Empfehlungen für die klinische Anwendung des Beatmungsgerätes zu geben (siehe auch Kapitel 5.16). So sollte immer das lange Schlauchsystem verwendet und eine hohe Temperaturabweichung  $\Delta T$  gewählt werden. Frisch aufbereitete Patiententeile können zu niedrigere Feuchtwerte liefern und im Wasserbad sollte ein möglichst hoher Wasserstand vorliegen. Weiterhin sollte der Abstand zwischen Beatmungsgerät und Inkubator so gering wie möglich sein. Das Befeuchtungsvermögen eines Patiententeiles kann sich während der Verwendung deutlich verschlechtern. Bei HFOV-Betrieb ist auf Zeichen einer zu niedrigen Feuchte des Atemgases zu achten. Schlussendlich sollte bei einer Verschlechterung der Beatmungssituation immer auch an ein Defizit beim Beatmungsgerät gedacht werden

Es herrscht unter den Anwendern noch keine Verbindlichkeit hinsichtlich der Leistungsfähigkeit des Befeuchters beim Erwärmungs- und Befeuchtungsvermögen. Hier könnte durch die Formulierung von neuen Richtwerten durch die zuständigen Fachgesellschaften und durch Erstellung von entsprechenden neuen Normen Einfluss auf die Industrie genommen werden.

Mit dieser Pilotstudie sollte ein kleiner Schritt hin zu einer Verbesserung der Versorgung Früh- und Neugeborener mit adäquat konditioniertem Atemgas getan werden. Es sollten noch weitere Untersuchungen an anderen Befeuchtungssystemen folgen um deren Konditionierungsleistungen zu evaluieren. Die vielfältigen Einfluss- und Störgrößen dieser komplexen

thermodynamischen Systeme gilt es zu identifizieren und anschließend daran ihre Leistung zu optimieren.

## **7. Literaturverzeichnis**

- Bissonnette B, Sessler DI, LaFlamme P: *Intraoperative temperature monitoring sites in infants and children and the effect of inspired gas warming on esophageal temperature.* Anesth Analg. 1989 Aug;69(2):192-6.
- Branson RD: *The effects of inadequate humidity.* Respir Care Clin N Am. 1998 Jun;4(2):199-214.
- Carson KD: *Humidification during anesthesia.* Respir Care Clin N Am. 1998 Jun;4(2):281-99.
- Carter BG, Whittington N, Hochmann M, Osborne A: *The effect of inlet gas temperatures on heated humidifier performance.* J-Aerosol-Med. 2002 Spring; 15(1): 7-13.
- Chalon J, Patel C, Ali M, Ramanathan S, Capan L, Tang CK, Turndorf H: *Humidity and the anesthetized patient.* Anesthesiology. 1979 Mar;50(3):195-8.
- Davies MW, Dunster KR, Cartwright DW: *Inspired gas temperature in ventilated neonates,* Pediatr Pulmonol. 2004 Jul;38(1):50-4.
- Delgado E, Hoffman LA, Tasota FJ, Pinsky MR: *Monitoring and humidification during tracheal gas insufflation.* Respir Care. 2001 Feb;46(2):185-92.
- Hunter T, Lerman J, Bissonnette B: *The temperature and humidity of inspired gases in infants using a pediatric circle system: effects of high and low-flow anesthesia.* Paediatr Anaesth. 2005 Sep;15(9):750-4.
- Illing S., Claßen M.: *Klinikleitfaden Pädiatrie*, 6. Auflage, Urban & Fischer Verlag München-Jena, 2003.

- Irlbeck D: *Normal mechanisms of heat and moisture exchange in the respiratory tract*. Respir Care Clin N Am. 1998 Jun;4(2):189-98.
- Keck T, Leiacker R, Heinrich A, Kuhnemann S, Rettinger G: *Humidity and temperature profile in the nasal cavity*. Rhinology. 2000 Dec;38(4):167-71.
- Lellouche F, Taille S, Maggiore SM, Qader S, L'her E, Deye N, Brochard L: *Influence of ambient and ventilator output temperatures on performance of heated-wire humidifiers*. Am J Respir Crit Care Med. 2004 Nov 15;170(10):1073-9. Epub 2004 Jul 21.
- Naftali S, Rosenfeld M, Wolf M, Elad D: *The air-conditioning capacity of the human nose*. Ann Biomed Eng. 2005 Apr;33(4):545-53.
- Nishida T, Nishimura M, Fujino Y, Mashimo T: *Performance of heated humidifiers with a heated wire according to ventilatory settings*. J Aerosol Med. 2001 Spring;14(1):43-51.
- O'Hagan M, Reid E, Tarnow-Mordi WO: *Is neonatal inspired gas humidity accurately controlled by humidifier temperature?* Crit Care Med. 1991 Nov;19(11):1370-3.
- Peterson BD: *Heated humidifiers. Structure and function*. Respir Care Clin N Am. 1998 Jun;4(2):243-59.
- Randerath WJ, Meier J, Genger H, Domanski U, Ruhle KH. *Efficiency of cold passover and heated humidification under continuous positive airway pressure*. Eur Respir J. 2002 Jul;20(1):183-6.
- Rankin N.: *What is optimum humidity?* Respir Care Clin N Am. 1998 Jun;4(2):321-8.

- Rathgeber J, Kazmaier S, Penack O, Zuchner K. *Evaluation of heated humidifiers for use on intubated patients: a comparative study of humidifying efficiency, flow resistance, and alarm functions using a lung model*. Intensive Care Med. 2002 Jun;28(6):731-9. Epub 2002 Apr 26.
- Ryan SN, Rankin N, Meyer E, Williams R: *Energy balance in the intubated human airway is an indicator of optimal gas conditioning*. Crit Care Med. 2002 Feb;30(2):355-61.
- Schiebler TH, Schmidt W, Zilles K (Hrsg.): *Anatomie: Zytologie, Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen*, 7. Auflage, Springer Verlag, Berlin 1997.
- Schiebler TH: *Histologie: Zytologie, Histologie und mikroskopische Anatomie des Menschen unter Berücksichtigung der Histophysiologie*, 4. Auflage, Springer Verlag, Berlin 1996.
- Schiffmann H, Rathgeber J, Singer D, Harms K, Bolli A, Zuchner K.: *Airway humidification in mechanically ventilated neonates and infants: a comparative study of a heat and moisture exchanger vs. a heated humidifier using a new fast-response capacitive humidity sensor*. Crit Care Med. 1997 Oct;25(10):1755-60.
- Schiffmann H, Singer S, Singer D, von Richthofen E, Rathgeber J, Zuchner K.: *Determination of airway humidification in high-frequency oscillatory ventilation using an artificial neonatal lung model. Comparison of a heated humidifier and a heat and moisture exchanger*. Intensive Care Med. 1999 Sep;25(9):997-1002.
- Schmidt RF, Thews G: *Physiologie des Menschen*, 27. Auflage, Springer Verlag, Berlin 1997.

- Severgnini P, D'Onofrio D, Frigerio A, Apostolou G, Chiumello D, LiBassi G, Storelli E, Pelosi P, Chiaranda M: *A rationale basis for airways conditioning: too wet or not too wet?* Minerva Anesthesiol. 2003 Apr;69(4):297-301.
- Speer C.P., Gahr M. (Hrsg.): *Pädiatrie*, 1. Auflage, Springer Verlag, Berlin 2001.
- Speer C.P.: Neonatologie; in: *Kinderheilkunde*; hrsg. v. von Harnack GA, Koletzko B; Springer Verlag, Berlin 1997, S. 53-125.
- Strauss JM, Hausdorfer J, Hagemann H, Schroder D: *Humidification and heating of anesthetic gases during pediatric anesthesia using the Cicero Anesthesia Workstation*. Anaesthesist. 1992 Sep;41(9):534-8.
- Tarnow-Mordi WO, Reid E, Griffiths P, Wilkinson AR: *Low inspired gas temperature and respiratory complications in very low birth weight infants*. J Pediatr. 1989 Mar;114(3):438-42.
- Tawhai MH, Hunter PJ.: *Modeling water vapor and heat transfer in the normal and the intubated airways*. Ann Biomed Eng. 2004 Apr;32(4):609-22.
- Todd DA, Boyd J, Lloyd J, John E.: *Inspired gas temperature during mechanical ventilation: effects of environmental temperature and airway temperature probe position*. J Paediatr Child Health. 2001 Oct;37(5):495-500.
- Williams RB: *The effects of excessive humidity*. Respir Care Clin N Am. 1998 Jun;4(2):215-28.

## **8. Danksagung**

Bedanken möchte ich mich bei folgenden Personen, ohne die diese Arbeit nicht entstanden wäre:

- bei Herrn Oberarzt Dr. med. Müller-Hansen für die überaus hervorragende Betreuung während der gesamten Durchführung dieser Arbeit sowie seine unendliche Geduld während der Erstellungsphase
- Herrn Barth, Medizintechniker in der neonatologischen Abteilung, für seine tatkräftige Unterstützung bei allen Problemen
- bei Herrn Dr. P. Schaller, Dresden, der mir mit seinen umfassenden Kenntnissen des Beatmungsgerätes oft zur Seite stand
- bei Herrn Prof. Dr. med. Poets für das Ermöglichen dieser Arbeit

Zuletzt möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken für die Unterstützung in den (Studien-) Jahren sowie bei meiner Frau und meinen Kindern für all das, was hier jetzt unausgesprochen bleibt.

## **9. Lebenslauf**

1980 – 1990	Besuch von Grund- und Realschule, Abschluss mit mittlerer Reife
1990 – 1994	Erfolgreich abgeschlossene Ausbildung zum Industrieelektroniker der Fachrichtung Gerätetechnik
1994 – 1995	Zivildienst als Rettungshelfer beim Deutschen Roten Kreuz im Kreisverband Schwäbisch Hall
1995 – 1998	Besuch des technischen Gymnasiums in Crailsheim, Abschluss mit der allgemeinen Hochschulreife
1998 – 2004	Studium der Humanmedizin an der Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen (3. Staatsexamen: 12.11.2004)
Ende 2004 – Februar 2005	Durchführung des experimentellen Teiles der Doktorarbeit
Seit 1.03.2005	Facharztausbildung zum Internisten als Assistenzarzt in der Medizinischen Klinik I am SLK-Klinikum am Gesundbrunnen in Heilbronn unter Prof. Dr. med. J. Cyran und Prof. Dr. med. M. Hennersdorf