

Aus der Universitätsklinik für Kinder- und Jugendmedizin

(Department) Tübingen

Abteilung IV

Schwerpunkte: Neonatologie, Neonatologische Intensivmedizin

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. C. F. Poets

**Evaluation der Atemgasklimatisierung der neonatalen
Atemgasbefeuchtungssysteme MR 730 und MR 850
(Firma Fisher & Paykel) unter realistischen
Beatmungsregimen mit dem Ziel der Optimierung**

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

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

vorgelegt von

Michael Hoffmann

aus

Rietheim-Weilheim

2009

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter: Professor Dr. C. F. Poets

2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. J. Reutershan

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	III
Abkürzungsverzeichnis	X
1. Einleitung	1
1.1 Einführung	1
1.2 Physikalische Grundlagen	1
1.2.1 Luftfeuchtigkeit	1
1.2.2 Entropie	1
1.2.3 Der Taupunkt	2
1.2.4 Über die Verdunstung	2
1.2.5 Thermodynamisch instabile Gase (Übersättigung)	3
1.2.6 Druckabhängigkeit der Verdampfung und der Temperatur	3
1.2.7 Die Wärmeleitungsgleichung	4
1.3 Spezielle Beatmungsformen	4
1.3.1 HFOV-Beatmung	4
1.3.2 CPAP	4
1.4 Möglichkeiten der Erzeugung von Feuchte	4
1.4.1 Aktive Befeuchter	4
1.4.1.1 Theoretischer Energiebedarf für den Befeuchtungsvorgang	5
1.4.2 Passive Befeuchter: Wärme- und Feuchtigkeitstauscher (HME)	6
1.4.3 Erzeugung von Feuchte durch feine Wassertröpfchen (Zerstäuber)	6
1.5 Medizinische Grundlagen	7
1.5.1 Die physiologische Konditionierung des Atemgases	7
1.5.2 Die pathologische Situation durch die Intubation	8
1.5.3 Die Selbstreinigungsfunktion der Lunge	8
1.5.4 Komplikationen bei inadäquater Atemgasklimatisierung	9
1.5.5 Optimale Atemgasklimatisierung	10
1.6 Zielsetzung	11
2. Materialien und Methoden	12
2.1 Versuchsaufbau	12

2.1.1 Die Befeuchter	12
2.1.1.1 Der MR 730	12
2.1.1.1.1 Sättigungswerte für die Kammerzieltemperaturen beim MR 730	13
2.1.1.2 Der MR 850	14
2.1.2 Die Schlauchsysteme	15
2.1.2.1 Das verwendete Schlauchsystem für den MR 730	15
2.1.2.2 Das verwendete Schlauchsystem für den MR 850	16
2.1.2.3 Passagezeiten	17
2.1.3 Die Platzierung des Feuchtesensors beim MR 730 und beim MR 850	18
2.1.4 Das Beatmungsgerät	18
2.1.5 Der Inkubator	19
2.1.6 Der Feuchtesensor	20
2.1.7 Die Temperatursensoren	21
2.1.8 Das Lungenmodell	22
2.1.9 Die Messwerterfassung	24
2.1.9.1 Das Programm View850	26
2.1.10 Die Umgebungsbedingungen	27
2.1.11 Die Aufzeichnungsparameter	27
2.1.12 Beurteilung des Versuchsaufbaus unter physikalischen Gesichtspunkten	27
2.2 Versuchsablauf	30
2.2.1 Routineprozeduren	30
2.2.2 Die Grundeinstellungen	31
2.2.3 Messungen	31
2.2.3.1 Messungen mit dem MR 730	31
2.2.3.1.1 Die Messungen am Befeuchter (distale Position des Feuchtesensors)	31
2.2.3.1.2 Die proximalen Messungen	31
2.2.3.1.3 Die HFOV-Messungen	32

2.2.3.1.4 Die CPAP-Messungen	32
2.2.3.1.5 Die Messungen zur Untersuchung des Feuchteabfalls bei in etwa konstantem Tdi	33
2.2.3.2 Messungen mit dem MR 850	33
2.2.3.2.1 Die Messungen am Befeuchter (distale Position des Feuchtesensors)	33
2.2.3.2.2 Die proximalen Messungen	33
2.2.3.2.3 Die HFOV-Messungen	33
2.2.3.2.4 Die CPAP-Messungen	34
2.2.3.3 Mehrfach durchgeführte Messungen	34
2.2.3.4 Tabellarische Darstellung der Messungen	34
2.2.4 Überprüfung der Temperatursensoren	36
2.2.5 Untersuchung des Wasserbades in der Befeuchterkammer	36
2.2.6 Wiegen des Lungenmodells	36
2.2.7 Messen des Wasserverbrauchs des Befeuchters	37
2.2.8 Die Grafiken aus den Messwerten	37
2.2.9 Statistische Verfahren	37
3. Ergebnisse	38
3.1 Ergebnisse für den MR 730	38
3.1.1 Ergebnisse aus Messungen mit distaler Position des Feuchtesensors	38
3.1.1.1 Ergebnisse zur Tdi-Temperatur	38
3.1.1.2 Ergebnisse zur absoluten Feuchte	39
3.1.1.3 Ergebnisse zur Tie-Temperatur	42
3.1.1.4 Ergebnisse zur Tpr-Temperatur bei distaler Messung	43
3.1.2 Ergebnisse aus Messungen mit proximaler Position des Feuchtesensors	44
3.1.2.1 Ergebnisse zur Tpr-Temperatur	44
3.1.2.1.1 Einfluss der Inkubortemperatur auf die Tpr-Temperatur	44
3.1.2.1.2 Einfluss des Flows auf die Tpr-Temperatur bei Einstellung 39-1, 30°C Inkubortemperatur und proximaler Feuchtemessung	45

3.1.2.2 Ergebnisse zur absoluten Feuchte	45
3.1.2.2.1 Einfluss der Inkubortemperatur auf die absolute Feuchte	45
3.1.2.2.2 Einfluss des Flows auf die absolute Feuchte bei proximaler Feuchtemessung	47
3.1.2.2.3 Einfluss des Flows auf die absolute Feuchte bei Einstellung 39-1, 30°C Inkubortemperatur und proximaler Feuchtemessung	48
3.1.3 Ergebnisse zur HFOV-Beatmung	48
3.1.4 Ergebnisse zu CPAP	51
3.1.5 Reproduzierbarkeit	52
3.1.6 Wasserverbrauch des Befeuchters	53
3.1.7 Wiegemessungen zum Wasserverlust im Lungenmodell	53
3.1.8 Messungen zur Untersuchung des Feuchteabfalls bei in etwa konstanter Tdi-Temperatur	53
3.1.9 Untersuchung des Wasserbades	55
3.1.10 Überprüfung der Temperatursensoren des MR 730	56
3.2 Ergebnisse für den MR 850	57
3.2.1 Ergebnisse aus Messungen mit distaler Position des Feuchtesensors	57
3.2.1.1 Einfluss des Flows auf die Heizleistung der Kammer	57
3.2.1.1.1 Vergleich von theoretisch benötigten und gemessenen Heizleistungswerten der Kammer	58
3.2.1.1.2 Überprüfung der Feuchtemessung mittels der Werte aus der Leistungsmessung	59
3.2.1.2 Einfluss des Flows auf die Heizplattentemperatur	60
3.2.1.2.1 Überprüfung der Feuchtemessung mittels der Werte aus der Heizplattentemperatur	61
3.2.1.3 Einfluss des Flows auf die Tdi-Temperatur	64
3.2.1.4 Einfluss des Flows auf die ChTemp-Temperatur	65
3.2.1.5 Einfluss des Flows auf die absolute Feuchte	66
3.2.1.6 Einfluss des Flows auf die Schlauchheizungsleistung	67
3.2.1.7 Einfluss des Flows auf die Tie-Temperatur	68

3.2.1.8 Einfluss des Flows auf die AirTemp-Temperatur	69
3.2.1.9 Einfluss des Flows auf die Tpr-Temperatur bei distaler Messung	70
3.2.2 Ergebnisse aus Messungen mit proximaler Position des Feuchtesensors	71
3.2.2.1 Ergebnisse zur Tpr-Temperatur	71
3.2.2.1.1 Einfluss der Inkubortemperatur auf die Tpr-Temperatur	71
3.2.2.1.2 Einfluss des Flows auf die Tpr-Temperatur bei proximaler Feuchtemessung	72
3.2.2.2 Ergebnisse zur absoluten Feuchte	72
3.2.2.2.1 Einfluss der Inkubortemperatur auf die absolute Feuchte	72
3.2.2.2.2 Einfluss des Flows auf die absolute Feuchte bei proximaler Feuchtemessung	74
3.2.3 Ergebnisse zur HFOV-Beatmung	74
3.2.4 Ergebnisse zu CPAP	79
3.2.5 Reproduzierbarkeit	82
3.2.6 Kondensatmengenbeurteilung für die Kaltstrecke	83
3.2.7 Überprüfung der Temperatursensoren des MR 850	83
4. Diskussion	84
4.1 MR 730	84
4.1.1 Die absolute Feuchte in der Kammer	84
4.1.1.1 Ausschluss eines Messfehlers als Ursache	84
4.1.1.2 Die Oberflächentheorie	85
4.1.1.3 Die Theorie des laminaren Flusses in der Kammer als Ursache einer mangelhaften Befeuchtung	85
4.1.1.4 Der Wasserstand als mögliche Ursache eines Abfalls der Feuchte entlang der Zeitachse	86
4.1.1.5 Abbau eines im Aufwärmvorgang entstandenen Energiespeichers als mögliche Ursache eines Abfalls der Feuchte entlang der Zeitachse	87
4.1.2 Vergleich der Einstellung des MR 730 mit dem jeweiligen Outputergebnissen	87

4.1.2.1 Beurteilung der Präzision des MR 730	87
4.1.2.2 Beurteilung bezüglich des Effektes einer Änderung der Einstellung	88
4.1.2.3 Schlussfolgerung	88
4.1.3 Amplituden der Schwankungen bei Feuchte und Temperatur in der Kammer und der Temperatur nach der Schlauchheizung beim MR 730	88
4.1.4 Mangelnde Schlauchheizungsleistung als Ursache der Flowabhängigkeit der Tie-Temperatur	89
4.1.5 Systemkritik der verwendeten Kaltstreckenkonzeption	89
4.1.5.1 Zwei Schlauchheizungen	90
4.1.5.2 Anpassung der Befeuchterregelung	91
4.1.5.3 Anpassen der Kaltstrecke im Inkubator	91
4.1.6 Der Feuchte-Output am Y-Stück	91
4.1.7 Die Einstellung 39-1	91
4.1.8 CPAP	92
4.1.9 Der Wasserverbrauch beim MR 730	92
4.1.10 Die Wiegemessungen des Lungenmodells	93
4.1.11 Evaluation der Untersuchung der Temperaturen im Wasserbad der Befeuchterkammer	93
4.2 MR 850	94
4.2.1 Veränderungen des Systems durch die Messapparatur bleiben ohne relevante Konsequenz	94
4.2.2 Nachweis einer unzureichenden Befeuchtung unabhängig von einer Feuchtigkeitsmessung anhand der Heizleistung der Kammer und der Heizplattentemperatur	94
4.2.3 Die schlechte Regelung der Schlauchheizung	95
4.2.4 Die maximale Leistung der Schlauchheizung ist zu niedrig	95
4.2.5 Die ChTemp- und AirTemp-Temperatur	95
4.2.6 Die relative Feuchte beim MR 850	96
4.2.7 Die HFOV-Messungen	97
4.2.8 CPAP	98

4.2.9 Die Kondensatmengenbeurteilung	98
4.3 Empfehlungen für die Einstellungen	98
4.4 Schlussfolgerung	99
5. Zusammenfassung	100
6.Literaturverzeichnis	103
7.Anhang	107
Danksagung	170
Tabellarischer Lebenslauf von Michael Hoffmann	171

Abkürzungsverzeichnis:

AirTemp: Air Temperature (Vom MR 850 gemessene Temperatur des Atemgases am Ende der Schlauchheizung)

ChDuty: Chamber Duty (Vom MR 850 gemessene Heizleistung der Kammer)

ChTemp: Chamber Temperature (Vom MR 850 gemessene Kammertemperatur)

CPAP: Continuous Positive Airway Pressure

HFOV: High Frequency Oscillation Ventilation

HME: Heat and Moisture Exchanger

HPTemp: Heater Plate Temperature (Vom MR 850 gemessene Heizplattentemperatur)

HWDuty: Heater Wire Duty (Vom MR 850 gemessene Heizleistung der Schlauchheizung)

IMV: Intermittend Mandatory Ventilation

Tdi: Temperaturmesspunkt direkt hinter der Befeuchterkammer

Tie: Temperaturmesspunkt am Inkubatoreingang/nach der Schlauchheizung

Tii: Temperaturmesspunkt im Inkubator

Tlm: Temperaturmesspunkt im Lungenmodell

Tpr: Temperaturmesspunkt vor dem Y-Stück

Peep: Positiver endexpiratorischer Druck,

Pip: Positiver inspiratorischer Druck

1. Einleitung

1.1 Einführung

In der neonatologischen Intensivmedizin gehört die Beatmung von Früh- und Neugeborenen zum Alltag. Häufigste Ursache ist die Unreife der Lunge des Frühgeborenen, das durch Surfactantmangel bedingte Atemnotsyndrom. Dabei hat sich herausgestellt, dass die Beatmung mit angefeuchteter und angewärmter Luft einen Vorteil bezüglich Morbidität und Mortalität bringt gegenüber der Beatmung mit nicht konditionierter Luft. Ein besonderes Interesse gilt der Atemgasklimatisierung bei Frühgeborenen, da die oft noch unreife Lunge sensibler ist als die von Erwachsenen [2,23].

1.2 Physikalische Grundlagen

Zum Verständnis dieser Thematik sind einige physikalische Grundlagen notwendig.

1.2.1 Luftfeuchtigkeit

Die Luftfeuchtigkeit beschreibt den Gehalt an gasförmig gelöstem Wasser in der Luft und wird als absolute oder relative Luftfeuchtigkeit angegeben. Erstere gibt das Gewicht des Wasseranteils der Luft pro Volumen Gasgemisch aus Luft und Wasser an. Die relative Luftfeuchtigkeit ist folgendermaßen definiert: Die absolute Luftfeuchtigkeit dividiert durch die absolute Luftfeuchtigkeit von mit Wasser gesättigter Luft gleicher Temperatur und gleichen Druckes. Die relative Luftfeuchtigkeit wird in Prozent der absoluten Luftfeuchtigkeit gesättigter Luft angegeben. Dabei bedeutet gesättigt, dass die Luft kein weiteres gasförmiges Wasser bei gleicher Temperatur und gleichem Druck aufnehmen kann.

1.2.2 Entropie

Die Entropie beschreibt den Ordnungszustand eines Systems, wenig Entropie bedeutet viel Ordnung, viel Entropie hingegen wenig Ordnung. Beim Übergang von Gas zu Flüssigkeit verändert sich der Ordnungszustand. Der Übergang vom flüssigen Zustand in den gasförmigen verbraucht Energie, die sich nicht in

einer Temperatursteigerung des Mediums niederschlägt. Diese Energie, auch „latente Wärme“ genannt, wird beim umgekehrten Vorgang wieder frei, d.h. bei Kondensation von Wasserdampf wird die Umgebung erwärmt.

Für die hier zu behandelnde Problematik bedeutet dies, dass aus mit Wasser gesättigter Luft, die mit einer Temperatur über Körpertemperatur in einen Neonaten einströmt und dort durch ihn abgekühlt wird (was Kondensation zur Folge hat), mehr Energie frei wird, als bei einem Luft-Wasser-Gemisch gleicher Temperatur mit geringerer Luftfeuchtigkeit, welches nicht zur Kondensation führt. Mit gasförmigem Wasser gesättigte Luft hat in diesem Sinne also ein höheres Schädigungspotential als ungesättigte. Verwendet man für die Beatmung Mischungen aus gasförmigem Wasser und Luft unterhalb der Körpertemperatur, so werden diese sich entsprechend umgekehrt verhalten, hier wird viel Energie verbraucht werden, um Wasser gasförmig in die Luft zu bringen, weshalb nicht voll gesättigte Gase „kälter“ sind als gesättigte.

1.2.3 Der Taupunkt

Als Taupunkt wird die Temperatur bezeichnet ab der bei weiterer Abkühlung gasförmig gelöstes Wasser aus dem Luft-Wasser-Gasgemisch kondensiert (bei Vorhandensein von Kondensationskeimen). Der Taupunkt ist von der absoluten Luftfeuchtigkeit abhängig, er entspricht der Temperatur bei der ein Gasgemisch 100% Luftfeuchtigkeit hat, d.h. gesättigt ist.

1.2.4 Über die Verdunstung

An einer Wasseroberfläche geht flüssiges Wasser in den gasförmigen Zustand über. Die Menge an gasförmigem Wasser, die sich in einem nicht bewegten Luftraum über der Wasseroberfläche einstellt, ist abhängig vom Dampfdruck des Wassers, dieser wiederum ist nach der Clausius-Clapeyron'schen Gleichung von der Temperatur des Wassers abhängig.

Die Temperatur des Wassers und des Gases über der Wasseroberfläche bestimmen also unter anderem die absolute Luftfeuchtigkeit im Gas.

Zusätzlich zu den genannten Parametern kommt die Zeit ins Spiel. Die Geschwindigkeit der Einstellung des Gleichgewichts zwischen Luftfeuchtigkeit und Dampfdruck ist für diese Problematik wichtig.

Die quantitative Bestimmung der Verdunstungsgeschwindigkeit setzt eine große physikalische Kenntnis voraus und wird somit in dieser Arbeit nicht näher erläutert. Deshalb werden hier nur die qualitativen Faktoren erwähnt.

Auf die Verdunstungsgeschwindigkeit wirken folgende Faktoren:

1. Gasbewegung an der Oberfläche
2. Die Größe der Dampfdruckdifferenz zwischen den beiden Phasen
3. Die Größe der Oberfläche

1.2.5 Thermodynamisch instabile Gase (Übersättigung)

Gasförmiges Wasser kondensiert nicht oder nur sehr schwer, selbst wenn es thermodynamisch instabil wird (d.h. den Taupunkt unterschreitet), wenn keine entsprechenden Kondensationskeime vorhanden sind. Ein thermodynamisch instabiles Gasgemisch bezeichnet man dann als übersättigt.

1.2.6 Druckabhängigkeit der Verdampfung und der Temperatur

Der Joule-Thompson-Effekt:

Reale Gase können durch irreversible adiabatisch¹ gedrosselte Expansion unterhalb der Inversionstemperatur abgekühlt werden. Im umgekehrten Vorgang werden sie entsprechend erwärmt. Hoher Druck behindert die Verdunstung, niedriger Druck fördert sie.

Durch Druckschwankungen kommt es also entsprechend zu Erwärmung und Abkühlung, gleichzeitig aber steigt und sinkt die Verdunstung mit dem Druck. So heben sich diese beiden Effekte in Hinsicht auf den Verdunstungsvorgang zumindest teilweise auf.

¹ adiabatisch: ohne Wärmeaustausch verlaufend

1.2.7 Die Wärmeleitungsgleichung

Die Kenntnis der Wärmeleitungsgleichung ist Voraussetzung zum Verständnis der Wärmeleitungsvorgänge bei den in dieser Arbeit besprochenen aktiven Befeuchtern.

Die Wärmeleitungsgleichung:

$$j = -\lambda \times \frac{dT}{dx} \approx -\lambda \times \frac{\Delta T}{\Delta x}$$

j ist dabei die Wärmestromdichte mit der Einheit W/m^2 , λ ist die Wärmeleitfähigkeit mit der Einheit $W/(m \cdot K)$, dT/dx der Temperaturgradient. Man kann den Differentialquotienten nur näherungsweise durch den Differenzenquotienten ersetzen, da λ temperaturabhängig ist.

1.3 Spezielle Beatmungsformen

1.3.1 HFOV-Beatmung

Bei der HFOV-Beatmung oder Hochfrequenzoszillationsbeatmung oszilliert der Beatmungsdruck mit einer Frequenz von ca. 3-7 Hz um ein vorgegebenes Druckniveau. Der Vorteil dieser Beatmungsform ist, dass durch das Druckniveau ein Kollabieren der Lungenbläschen in der Expiration verhindert wird. Diese Beatmungsform wird vor allem eingesetzt beim ARDS (Akuten Respiratorischen Defizit Syndrom).

1.3.2 CPAP

Bei CPAP (Continuous Positive Airway Pressure) wird dem Patienten ein erhöhtes Druckniveau bei Spontanatmung angeboten.

1.4 Möglichkeiten der Erzeugung von Feuchte

1.4.1 Aktive Befeuchter

Aktive Befeuchter sind die momentan am meisten verwendeten Atemgasklimatisierungssysteme. Bei diesen wird das Atemgas durch eine beheizte Befeuchtkammer unterschiedlicher Bauart geleitet. Von dort fließt

das klimatisierte Atemgas weiter durch einen beheizten Schlauch, der entweder beim Patienten direkt (Variante 1) oder vor Eintritt in den Inkubator endet (Variante 2). Bei Variante 2 wird das klimatisierte Atemgas durch einen nicht beheizten Schlauch (Kaltstrecke) bis zum Patienten weitergeleitet. Gesteuert werden die Heizleistung der Kammer und die Schlauchheizung meist durch zwei Temperatursonden, eine direkt hinter der Befeuchtungskammer und eine am Ende der Schlauchheizung. Bei Variante 2 wird das Atemgas dabei meist auf Temperaturen über 37°C erwärmt, um die Abkühlung des Atemgases im Inkubator im Vorhinein auszugleichen.

1.4.1.1 Theoretischer Energiebedarf für den Befeuchtungsvorgang

Hier soll beispielhaft berechnet werden wie viel Energie zur Erzeugung des ideal klimatisierten Atemgases (37°C und 44 mg/l absolute Feuchte) mittels eines aktiven Befeuchters bei einer Atemgasflussgeschwindigkeit (Flow) von 10 l/min benötigt wird.

Der Energiebedarf setzt sich aus der Verdampfungsenthalpie² und der Energie, die man benötigt um Wasser und Luft zu erwärmen, zusammen.

Die Verdampfungsenthalpie beträgt bei Körpertemperatur (37°C) 2,4 MJ/kg Wasser.

Dies bedeutet bei einem Flow von 10 l/min eine benötigte Leistung von etwa 17,6 W.

Hierzu der Rechenweg:

$$\text{Theoretischer Wasserverbrauch: } 44 \frac{\text{mg}}{\text{l}} \cdot 10 \frac{\text{l}}{\text{min}} = 440 \frac{\text{mg}}{\text{min}} = 7,3 \frac{\text{mg}}{\text{s}}$$

$$\text{Daraus der Energieverbrauch: } 7,3 \frac{\text{mg}}{\text{s}} \cdot 2,4 \frac{\text{J}}{\text{mg}} = 17,6 \text{ W}$$

Für die Erwärmung des zugeführten Wassers von Raumtemperatur (etwa 23°C) auf 37°C benötigt man bei einer angenommenen Wassermenge von 44 mg/l Luft, sprich etwa 7,3 mg/s, einer Temperaturdifferenz von 14 K und einer angenommenen Wärmekapazität von 4,2 J/g*K etwa 0,42 W gemäß:

² Die Enthalpie ist eine energieartige, thermodynamische Zustandsgröße: Sie ist definiert als Summe von innerer Energie und Verdrängungsenergie (Ausdehnungsarbeit)

Leistung zur Wassererwärmung: $7,3 \frac{mg}{s} \cdot 14K \cdot 4,2 \frac{J}{g \cdot K} = 0,42W$

Bei einer Wärmekapazität von $c_p = 1,0 \text{ J/kg} \cdot \text{K}$ für Luft, der Näherung, dass man etwa 1 l Luft für ein 1 l Atemgas benötigt, und der Dichte von Luft mit 1,3 g/l, ergibt sich analog zur Berechnung des Leistungsbedarfes für das Wasser ein Wert von 0,003 W.

Energiebedarf zur Erwärmung der Luft:

$$10 \frac{l}{min} \cdot 1,3 \frac{g}{l} \cdot 14K \cdot 1,0 \frac{J}{kg \cdot K} = 0,182 \frac{J}{Min} = 0,003W$$

Zusammen ergibt dies näherungsweise einen Energiebedarf von 18,0 W bei einem Flow von 10 l/min. Entsprechend proportional dazu berechnet sich der Energiebedarf für andere Flows.

1.4.2 Passive Befeuchter: Wärme- und Feuchtigkeitstauscher (HME)

Außer den aktiven Befeuchtern gibt es passive Befeuchtungssysteme, so genannte Wärme- und Feuchtigkeitstauscher (HME). Sie bestehen aus einem schwammartigen Material mit niedriger Wärmeleitfähigkeit auf das spezielle Beschichtungen aufgebracht werden. Sie nehmen je nach Beschaffenheit mehr oder weniger gut die Feuchtigkeit und Wärme aus der Expirationsluft auf und geben sie bei Inspiration wieder an die Atemluft ab. Sie haben den Vorteil, dass sie keinerlei weitere Geräte erfordern und auch ein geringeres Infektionsrisiko bergen, vor allem wenn sie mit bakteriziden Substanzen versehen sind. Sie erreichen jedoch in der Regel nicht so hohe Temperaturen und Luftfeuchtigkeiten in der Inspirationsluft, wie dies aktive Luftbefeuchter schaffen. Weiter ist die Datenlage, was Neugeborene betrifft, noch sehr gering.

1.4.3 Erzeugung von Feuchte durch feine Wassertröpfchen (Zerstäuber)

Vorrichtungen, die feine Wassertröpfchen erzeugen, können Probleme hervorrufen, da distal der im nächsten Abschnitt genannten Grenze, an der 100% Luftfeuchtigkeit und Körpertemperatur in den Luftwegen erreicht wird, keine Möglichkeit für die Elimination der Tröpfchen über die Atemluft besteht, so

dass sie dort zur Belastung für das Epithel werden. Zusätzlich können mit Tröpfchen Krankheitserreger transportiert werden, was das Infektionsrisiko erhöht.

1.5 Medizinische Grundlagen

1.5.1 Die physiologische Konditionierung des Atemgases

Beim Menschen fließt die Luft normalerweise bei Einatmung zunächst durch die Nase. Hier wird sie in einem ersten Schritt erwärmt und angefeuchtet. Dieser Vorgang wird auf dem weiteren Weg durch Pharynx, Larynx, Trachea und Bronchien fortgesetzt.

Die Grenze, ab der volle Sättigung bei 37°C (ISB: Isothermic Saturation Boundary) erreicht wird, sieht Branson [2] für normale Bedingungen in der 4. oder 5. Bronchiengeneration d.h. in den subsegmentalen Bronchien. Die distalen Atemwege, Bronchiolen und Alveolen, haben also unter „normalen“ Bedingungen keine Befeuchtungsfunktion. Nach Schulze [21] ist diese Grenze jedoch nicht statisch, sie ist abhängig von der Temperatur und Luftfeuchtigkeit der Umgebung und auch von der Art und Weise wie geatmet wird.

Unter Berücksichtigung einer beschränkten Verdunstungsgeschwindigkeit ergibt sich daher folgendes: Kalte und trockene Luft braucht mehr körpereigenes Wasser und Wärme als feuchte und warme Luft und kann somit nicht so schnell auf die körperäquivalenten Werte gebracht werden. So wird durch kalte und trockene Luft die oben genannte Grenze nach distal in den Atemwegen verlagert, da die Befeuchtungsleistung der angegebenen Organe nicht unbegrenzt ist. Dasselbe gilt für die Menge an Luft, die angewärmt und befeuchtet werden muss: Großes Atemvolumen wird die Grenze nach distal verschieben, kleines Atemvolumen, z.B. flache und langsame Atmung, wird sie nach proximal verschieben [6]. Auch die Art der Atmung wird die Lage dieser Grenze bestimmen [10]: Langsame Atmung lässt schon in den obersten Atemwegen ausreichend Zeit für Wärme- und Flüssigkeitsaustausch, schnelle Atmung hingegen wird dies nicht tun. Schließlich hat auch die Frage, ob durch

den Mund oder die Nase geatmet wird, einen Einfluss auf die Befeuchtungsleistung [15].

Durch die Atmung verliert der Mensch Wasser und Wärme [30], auch wenn er einen Teil der Wärme und Feuchtigkeit im Sinne eines HME wieder aufnimmt [21].

1.5.2 Die pathologische Situation durch die Intubation

Durch die Intubation wird die natürliche Anfeuchtung und Erwärmung der Luft in den oberen Luftwegen umgangen. Um dies auszugleichen muss das Atemgas entsprechend angefeuchtet und erwärmt werden.

Die Trachea wird durch den Tubus verschlossen, dadurch kann der Schleim nicht mehr weiter transportiert und abgehustet oder verschluckt werden. Er sammelt sich an der Tubusspitze, und kann dort den Tubus verstopfen, insbesondere dann, wenn er aufgrund von nicht vollständig mit Wasser gesättigtem Beatmungsgas zusätzlich ausgetrocknet wird [13,21]. Diese Situation kann durch die behinderte physiologische Reinigungsfunktion vermehrt zu Infektionen der Atemwege und der Lunge führen.

1.5.3 Die Selbstreinigungsfunktion der Lunge

Weiter wichtig für das Verständnis der Problematik der Anfeuchtung ist die Selbstreinigungsfunktion der Lunge, da diese essentieller Bestandteil des Schutzes der Lunge und der Atemwege vor Infektionen ist.

Die Selbstreinigungsfunktion wird maßgeblich durch die Funktion des zilientragenden Epithels des Respirationstraktes gewährleistet, dessen Zilien in einen Flüssigkeitsfilm und einen ihm aufgelagerten Schleimfilm ragen. Der gerichtete Zilienschlag läuft folgendermaßen ab: Das Zilium bewegt sich in voll gestrecktem Zustand mit einer kreisförmigen Bewegung um seinen Ursprung an der Zelle, so dass das Zilium den Schleimfilm erreicht und ihn kopfwärts transportiert. Dann krümmt es sich leicht, wird dadurch relativ kürzer und liegt dann nur noch in dem darunter liegenden Flüssigkeitsfilm, in dem es sich in seine Ausgangslage zurückbewegt. Die Effektivität dieses Vorgangs wird durch

die synchrone Durchführung des Zilienschlages gemeinsam mit den umgebenden Zilien erhöht.

Hieraus ergibt sich, dass die Dicke des Flüssigkeitsfilms, der zu großen Teilen aus Wasser besteht, essentiell für die Selbstreinigung der Lunge und der oberen Atemwege ist [21]. Ist dieser zu dick, wird das Zilium den Schleimfilm nicht erreichen, ist er zu dünn, wird der Schleim in beiden Phasen des Zilienschlages bewegt, so dass er ebenfalls sistiert [16,22]. Bei zu trockener Atemluft wird der Flüssigkeitsfilm dünner und zäher werden, da vermehrt Wasser abdampft. Zudem wird der Schleimfilm weniger Wasser enthalten, was seinen Weitertransport zusätzlich behindert und zu Sekretretention führt [21]. Die ziliare Funktion ist also von adäquater Atemgasklimatisierung abhängig. Inadäquate Atemgasklimatisierung führt zu Dysfunktion und Schäden am respiratorischen Epithel. Es gibt eine Beziehung zwischen Expositionszeit, Höhe der absoluten Feuchte und Temperatur einerseits und der Funktion der Schleimhaut der Luftwege andererseits [31]. Die Schädigung des zilientragenden Epithels und der Selbstreinigungsfunktion der Lunge folgen einer Funktion aus Dauer der Exposition und Feuchtigkeitsdefizit des zugeführten Atemgases gegenüber Sättigung bei 37°C, wobei diese Funktion Vorhersagekraft bezüglich der Mukosafunktion besitzt [31].

1.5.4 Komplikationen bei inadäquater Atemgasklimatisierung

Für Atemgastemperaturen unterhalb der Körpertemperatur fanden Tarnow-Mordi et al. [23] eine erhöhte Pneumothoraxrate und schwerere chronische Lungenerkrankungen gegenüber der Vergleichsgruppe bei einer Untersuchung von Neugeborenen mit Geburtsgewicht unter 1500 g. Weiter wurde eine signifikante Veränderung der pulmonalen Compliance festgestellt [8]. In Tierversuchen zu Temperaturen unterhalb der Körpertemperatur ergaben sich Veränderungen des respiratorischen Epithels [5,14], eine Verdickung pulmonaler Arteriolen und des Interstitiums, weniger Raum für Luft und ein pulmonales Ödem [11].

Bei einem 7 Jahre alten Jungen, der mit Atemgastemperaturen oberhalb der Körpertemperatur beatmet wurde, wird über eine hämorrhagische, bronchospastische Tracheobronchitis berichtet [12].

Einen Anhalt für eine Grenze, ab der zu hohe Temperaturen im Atemgas schädlich werden, kann die Studie von Guild [9] geben. Er untersuchte das subjektive Empfinden von Personen bei Einatmung von temperiertem Atemgas mit 100% relativer Luftfeuchte über ein Mundstück: 44°C bis 45°C waren dabei über 1 h lang angenehm, 45°- 47°C brachten kein Unbehagen, über 47°C war nach einigen Minuten für manche unangenehm, 55°C bis 60°C war sofort intolerabel.

Bei niedrigen Luftfechtigkeiten fand man (zum Teil in Tierversuchen) die oben schon erwähnte Verminderung des Zilienschlags, erhöhte Viskosität des Schleims, Erosionen, Nekrosen und Metaplasien in der Trachea [3,14,27,28,31]. Außerdem wurde eine Reduktion der statischen Compliance [19], eine erhöhte Pneumothoraxrate [23] und Hypothermie [4,7,18] festgestellt. Für zu hohe Luftfeuchtigkeit im Atemgas ist die Literatur sehr spärlich, Williams [32] hat die Daten anschaulich zusammengefasst. Thermische Verletzungen und Verminderung der Surfactantaktivität [26,29] wurden hierzu gefunden.

1.5.5 Optimale Atemgasklimatisierung

Für die USA wurde von der American National Standards Institution allgemein eine minimale Höhe der absoluten Feuchte im Beatmungsgas von 30 mg/l festgesetzt, für das United Kingdom wurde von der British Standards Institution ein Minimum von 33 mg/l festgesetzt.

Viele Autoren empfehlen jedoch 37°C und 100% relative Luftfeuchtigkeit im Beatmungsgas [17,20,31,32], insbesondere für Früh- und Neugeborene. 37°C und 100% relative Luftfeuchtigkeit werden auch in dieser Arbeit als Zielwerte für die Atemgasklimatisierung vorgeschlagen und aus dieser Perspektive die Atemgasbefeuchter evaluiert.

1.6 Zielsetzung

Wir haben gesehen, dass viele Autoren von Studien und Übersichten aufgrund ihrer Ergebnisse oder Zusammenfassungen eine Konditionierung des Atemgases mit 37°C und 100% relativer Luftfeuchtigkeit fordern.

Die Frage ist nun, können die auf dem Markt erhältlichen Befeuchter bei allen regelmäßig verwendeten Beatmungsmustern dieses Ziel erreichen?

Diese Frage zu beantworten und sowohl Mängel bei den Befeuchtern aufzufinden, wie deren Ursache zu klären und Verbesserungsvorschläge zu liefern, ist Aufgabe einer Versuchsreihe an der Universitätskinderklinik Tübingen (Abteilung Neonatologie) als deren Teil sich diese Arbeit versteht. Innerhalb dieser Versuchsreihe wurde bereits in einer anderen Arbeit das neonatale Beatmungsgerät Stephanie (Beatmungsgerät mit integriertem Befeuchtungssystem) der Firma Stephan, Gackenbach, Deutschland untersucht. Den Untersuchungen dieser Arbeit nachfolgend wurden bereits erste Versuche mit dem aktiven Befeuchter HumiCare 200 der Firma Gründler, Freudenstadt gemacht.

In dieser Arbeit sollen unter genannten Gesichtspunkten die Atemgasbefeuchtungssysteme MR 730 und MR 850 (Firma Fisher & Paykel) mit Befeuchterkammern für Neonaten unter realistischen Beatmungseinstellungen mit dem Ziel der Optimierung bezüglich der Atemgasklimatisierung evaluiert werden.

2. Materialien und Methoden

2.1 Versuchsaufbau

Das Lungenmodell stand in einem Inkubator und wurde von einem Beatmungsgerät für Früh- und Neugeborene, dem Babylog 8000 Plus der Firma Dräger beatmet. Als Befeuchter wurden die Geräte der Firma Fisher & Paykel MR 730 und MR 850 mit für Neonaten geeigneten Kammern in die Inspirationsstrecke eingeschaltet.



Abbildung 1: Der Messaufbau: Beatmungsgerät, Befeuchter (Messung mit dem MR 850), Inkubator, Lungenmodell

2.1.1 Die Befeuchter

2.1.1.1 Der MR 730

Der Befeuchter (Fisher & Paykel, Auckland, Neuseeland) wurde zusammen mit der für Neonaten empfohlenen, wieder verwendbaren Befeuchterkammer MR 340E (Fisher & Paykel, Auckland, Neuseeland) eingesetzt. Er wird über die beiden Temperatursensoren am Kammerausgang und am Ende des Schlauchheizungsschlauches geregelt.

Die Temperaturen am Messpunkt nach der Schlauchheizung (Tie) sind zwischen 29°C und 40°C einstellbar, die Temperatur am Kammerausgang (Tdi) ist über einen zweiten Regler mit -5° bis +2° einstellbar. Die Solltemperatur am Kammerausgang ergibt sich als Summe aus der Einstellung des zweiten Reglers und der Temperatureinstellung für die Solltemperatur nach der Schlauchheizung. Die beiden an diesen Orten vom Gerät gemessenen Temperaturen können abgefragt werden.

Die maximale Heizplattenleistung beträgt 150 W. Die Schlauchheizung wird mit bis zu 60 W betrieben.



Abbildung 2: Der MR 730

2.1.1.1.1 Sättigungswerte für die Kammerzieltemperaturen beim MR 730

Die zu den Temperatureinstellungen am MR 730 gehörigen Werte der absoluten Feuchte des Atemgases bei Sättigung sind aus der nachfolgenden Tabelle zu ersehen. (Werte bei Standardverhältnissen bzgl. Druck etc.)

Tabelle 1: Sättigungswerte für die Kammerzieltemperaturen beim MR 730

Einstellung am Befeuchter	Kammertemperatur in °C	Absolute Feuchte in mg/l
38-2	36	41,7
39-2	37	44,0
38+0	38	46,2
38+2	40	51,1

2.1.1.2 Der MR 850

Dieser Befeuchter (Firma Fisher & Paykel, Auckland, Neuseeland) wurde zusammen mit der selbst befüllenden, für Neonaten empfohlenen Befeuchterkammer MR 290 (Fisher & Paykel, Auckland, Neuseeland) eingesetzt. Befeuchterkammer und Schlauchsystem sind Einmalartikel. Die Zieltemperaturen für den Messpunkt am Kammerausgang und den Messpunkt nach der Schlauchheizung können hier nur vom Fachmann eingestellt werden. Die vom Gerät vorgegebenen Temperaturen bewegen sich laut Betriebsanleitung in der Regel im Bereich von 37,0°C +/-0,5°C am Kammerausgang und zwischen 35°C und 40°C am Ende der Schlauchheizung. Nach Auskunft der Firma Fisher & Paykel und aufgrund unserer Messungen liegt aber die angestrebte Temperatur am Ende der Schlauchheizung bei 40°C. Gegenüber dem MR 730 verfügt der MR 850 zusätzlich über einen Flowsensor, der am Kammerausgang angebracht wird, und einen Temperatursensor für die Heizplatte.

Die maximale Heizplattenleistung beträgt 150 W. Die Schlauchheizung wird mit bis zu 60 W betrieben.



Abbildung 3: Der MR 850

2.1.2 Die Schlauchsysteme

2.1.2.1 Das verwendete Schlauchsystem für den MR 730

Die verwendeten Schläuche (Fisher & Paykel, Auckland, Neuseeland) für den MR 730 mit einem Innendurchmesser von 10 mm sind aus Silikon. Sie entsprechen der Standardausstattung der Beatmungsgeräte vom Typ Babylog in der Neonatologie Tübingen. Zusätzlich zu dieser Ausstattung wurden Adapterstücke zur Positionierung der Sensoren eingefügt.

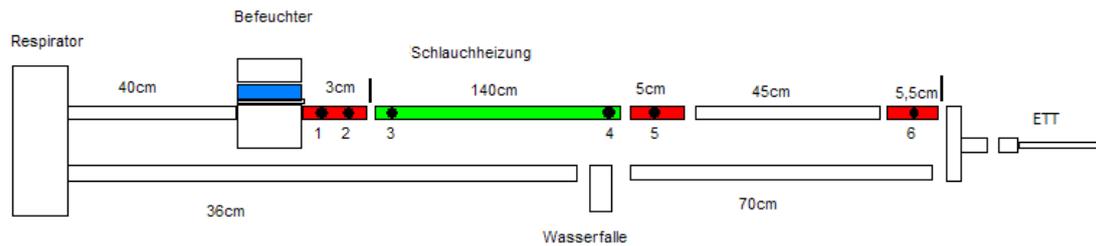


Abbildung 4: Die jeweiligen Schlauchlängen stehen über bzw. unter den einzelnen Schlauchstücken. Die von uns zusätzlich zum üblicherweise verwendeten Aufbau eingefügten Schlauchstücke sind rot markiert. Der Schlauchheizungsschlauch ist grün markiert. Die beiden vertikalen schwarzen Balken bezeichnen die Positionen des Feuchtesensors. Die schwarzen Punkte markieren Zugänge in die Beatmungsschläuche für Sensoren. Der Reihe nach sind dies: 1: die Tdi-Sonde. 2: die patientenferne Sonde des Fisher & Paykel Gerätes. 3: nicht benötigter Zugang durch übrige Fisher & Paykel Sonde verschlossen. 4: die patientennahe Sonde des Fisher & Paykel Gerätes. 5: die Tie Sonde. 6: die Tpr Sonde.

Bei dem beheizten Schlauchteil (900MR508 11,2 Ohm der Firma Fisher & Paykel, Auckland, Neuseeland) der Länge 140 cm werden nur 125 cm beheizt.

2.1.2.2 Das verwendete Schlauchsystem für den MR 850

Verwandt wurde das Einmalset RT235 (Infant respiratory care system von Fisher & Paykel, Auckland, Neuseeland), das für Flows >4 l/min ausgelegt ist. Der Innendurchmesser der Schläuche beträgt 11 mm.

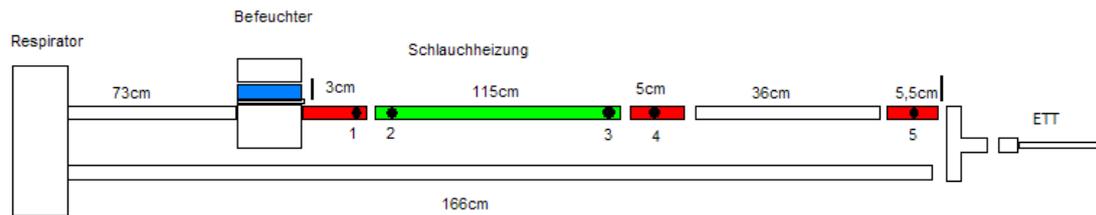


Abbildung 5: Die jeweiligen Schlauchlängen stehen über bzw. unter den einzelnen Schlauchstücken. Die von uns zusätzlich zum üblicherweise verwendeten Aufbau eingefügten Schlauchstücke sind rot markiert. Der Schlauchheizungsschlauch ist grün markiert. Die beiden vertikalen schwarzen Balken bezeichnen die beiden Positionen des Feuchtesensors. Die schwarzen Punkte markieren Zugänge in die Beatmungsschläuche für Sensoren. Der Reihe nach sind dies: 1: die Tdi-Sonde. 2: die patientenferne Sonde des Fisher & Paykel Gerätes. 3: die patientennahe Sonde des Fisher & Paykel Gerätes. 4: die Tie Sonde. 5: die Tpr Sonde.

Der beheizte Teil des Schlauchheizungsschlauches ist 96 cm lang. Der Schlauch in der Expiration ist beheizt und semipermeabel, so dass das Wasser durch die Schlauchwand diffundieren kann.

2.1.2.3 Passagezeiten

Um die Passagezeiten abschätzen zu können muss man die Flussgeschwindigkeiten berechnen.

Bei einem Durchmesser der Schläuche von näherungsweise 10 mm ($2r = D \Leftrightarrow r = 5 \text{ mm}$) und einem Flow von 10 l/min berechnet sich die Flussgeschwindigkeit v folgendermaßen. (V : Volumen, t : Zeit, A : Schlauchquerschnittsfläche)

$$v = \frac{\left(\frac{V}{t}\right)}{A} = \frac{\left(\frac{V}{t}\right)}{2\pi r^2} = \frac{\left(\frac{10000\text{cm}^3}{\text{min}}\right)}{2\pi(0,5\text{cm})^2} \approx 6370\text{cm} / \text{min} = 106\text{cm} / \text{s}$$

Die Flussgeschwindigkeiten der anderen Flows berechnen sich entsprechend proportional hierzu.

2.1.3 Die Platzierung des Feuchtesensors beim MR 730 und beim MR 850

Bei proximaler Messung (vom Patienten aus gesehen), d.h. bei Messung direkt vor dem Y-Stück wurde bei beiden Befeuchtern der Feuchtesensor zwischen dem Y-Stück und dem Silikonschlauch für den Temperatursensor (Tpr) platziert. (Siehe dazu auch Abb. 4 und 5)

Bei distaler Messung (vom Patienten aus gesehen), d.h. kurz nach dem Befeuchter wurde beim MR 730 folgender Aufbau gewählt: Der Feuchtesensor wurde zwischen dem Silikonschlauch direkt am Kammerausgang, der für die Platzierung der beiden Temperatursonden notwendig war, und der Schlauchheizungsstrecke eingefügt. Aufgrund der beschränkten Länge des Schlauchheizungskabels und der notwendigen Durchmesseradaptionen war dabei allerdings eine zusätzliche unbeheizte Strecke von insgesamt etwa 5 cm vor dem Feuchtesensor und 3 cm nach dem Feuchtesensor nötig. Diese unbeheizte Strecke setzte sich aus einem rechtwinkligen Silikonstück und mehreren Reduzierstücken zusammen.

Für die distalen Messungen beim MR 850 wurde ein Aufbau verwendet, bei dem der Feuchtesensor vor dem Temperatursensor des MR 850 und des Tdi Sensors liegt. Der Abstand zwischen Kammer und Flow/Kammertemperatursensor beträgt gegenüber dem normalen von Fisher & Paykel vorgesehenen Aufbau etwa 14 cm mehr. Diese zusätzliche Kaltstrecke musste in Kauf genommen werden, da beim Vorverlegen des Flow/Kammertemperatursensor der richtige Sitz des Flowsensors im Atemgasstrom nicht mehr gewährleistet gewesen wäre.

2.1.4 Das Beatmungsgerät

Das verwendete Beatmungsgerät (Babylog 8000plus mit der Software 5.n der Firma Dräger, Lübeck, Deutschland) beruht auf einem in der Neonatologie häufig verwendeten Continuous-Flow-Prinzip, d.h., dass ständig ein bestimmter Beatmungsgasfluss durch das Schlauchsystem fließt. Es ist zudem Zeit gesteuert und im verwendeten IMV-Modus (Intermittend Mandatory Ventilation) Druck begrenzt. Pip (Positiver inspiratorischer Druck) und Peep (Positiver endexpiratorischer Druck), sowie Flow, die Zeiten für Inspiration und

Expiration und der Sauerstoffgehalt des Beatmungsgases können eingestellt werden. Im HFOV-Modus (High Frequency Oscillation Ventilation) können Frequenz, Amplitude und Peep variiert werden.



Abbildung 6: Das Babylog 8000plus

2.1.5 Der Inkubator

Der verwendete Intensivpflegeinkubator (Isolette C2000 der Firma Airshields, USA) enthält einen Temperatursensor über den die Temperatur im Inkubatorinnenraum reguliert wird und dessen Messwert in der Anzeige ablesbar ist.

Die Temperatur im Inkubator wurde zusätzlich durch einen externen Temperatursensor, der in der Nähe des Lungenmodells platziert wurde, kontinuierlich erfasst.

2.1.6 Der Feuchtesensor

Der Feuchtesensor (FT 202, ZSK Systemtechnik, Katlenburg, Deutschland) erlaubt eine hoch auflösende Bestimmung der absoluten Feuchte im Atemgasstrom. Dieser kapazitive Sensor ist beheizt, weshalb er unempfindlich gegenüber Kondensation/Abdampfen ist. Das kurze Rohrstück, in dem der Feuchtesensor sich befindet, wurde mit Styropor und Alufolie vor möglicher Wärmestrahlung geschützt.

Er ist für den Messbereich zwischen 0 und 50 mg/l geeignet und liefert in diesem Bereich ein lineares Ausgangssignal zwischen 0 und 5 Volt, das durch die Konfiguration „FeuchteMessungTübingen 5.vi“ von Dr. Schaller (Dresden, Deutschland) des Messwerterfassungsprogrammes Labview® (National Instruments, Austin, USA) in absolute Feuchte rückgerechnet wird. Die maximale Abweichung beträgt nach Angaben des Herstellers +/- 3% des Endwertes.

Der Sensor war als kalibriert geliefert worden, was initial nicht überprüft worden war. Nach etwa der Hälfte der Messungen wurde der Sensor erneut kalibriert, da sich Zweifel an der Plausibilität der Messwerte ergeben hatten. Dabei zeigte sich, dass die ursprüngliche Kalibration um 9,76% des Endwertes zu hoch lag. Diese erneute Kalibration bestätigte sich in einer Wiederholung am Ende der Messungen. Nach Rücksprache mit dem Hersteller wurde eine Rückrechnung der vor der ersten, von uns veranlassten Kalibration erhobenen Messungen mit einem entsprechendem Korrekturfaktor durchgeführt.

Folgende Messungen wurden mit dem Korrekturfaktor versehen: Alle Messungen des MR 730 bis auf die CPAP-Messungen und die Messung mit der selbst befüllenden Kammer.

Beim MR 850 waren dies die proximalen Messungen bis auf die Messungen bei 37°C Inkubator Temperatur und die Messung bei 35°C Inkubator Temperatur mit Flow 15 l/min.

Alle anderen Messungen beim MR850 fanden nach der ersten, von uns veranlassten Kalibration statt.



Abbildung 7: Der Feuchtesensor FT202

2.1.7 Die Temperatursensoren

Bei den Temperatursensoren handelt es sich um handelsübliche Temperatursonden (Thermistoren PT 100 der Firma Hewlett-Packard), wie sie beim Wärmemonitoring von Neonaten zum Einsatz kommen. Sie haben nach DI-Norm einen Messfehler zwischen $0,15^{\circ}\text{C}$ - $0,35^{\circ}\text{C}$.

Diese wurden in den Beatmungsschlauch mit einer Kabelstrecke von ca. 3-4 cm eingebracht und mit Hilfe einer Schlaufe aus Litze mittig in dem Schlauch platziert. Sie wurden vor Beginn der Messungen durch Herrn Dr. Schaller aus Dresden kalibriert und entsprechend in die Konfiguration „FeuchteMessungTübingen 5.vi“ integriert.

Die Eintrittsstellen in den Beatmungsschlauch wurden im Betrieb regelmäßig auf austretende Luft überprüft.



Abbildung 8: Silikonschlauchstück mit eingebrachter Temperatursonde

2.1.8 Das Lungenmodell

Das Lungenmodell wurde in seiner Konzeption von der Arbeitsgruppe um Schiffmann und Züchner aus Göttingen, wie es in der Doktorarbeit von Frau Carola Block [1] beschrieben ist, übernommen. Es soll die Atemgasklimaverhältnisse in einer kindlichen Lunge mit 100% relativer Luftfeuchtigkeit bei 37°C simulieren.



Abbildung 9: Das Lungenmodell

Das Lungenmodell besteht aus einem Glaszylinder mit Abdeckung von insgesamt 14 cm Höhe und einem Durchmesser von 5,5 cm. Es besitzt oben vier Anschlussmöglichkeiten. Zusätzlich ist auf einer flaschenförmigen Ausziehung oben ein Gummifaltenbalg angebracht, der einer Testlunge für Beatmungsgeräte entspricht. Von den Anschlüssen war einer benutzt für die Beheizung des Lungenmodells und die Temperaturmessung im Lungenmodell. Die anderen drei Anschlussmöglichkeiten wurden nicht benutzt und waren daher verschlossen.

Auf etwa einem Drittel der Höhe des Glaszylinders befindet sich der Anschluss, durch den der Tubus gelegt wurde. Hierbei handelte es sich um einen 2,5 mm Tubus (Firma Vygon, Aachen, Deutschland). Er entsprach somit einer

Standardgröße für Frühgeborene bis 1500 g. Dieser Anschluss wurde abgedichtet ohne den Tubus zu stenosieren.

Im Lungenmodell selbst befindet sich ein Kupferzylinder, der aufrecht steht und an den innen die Heizung angelegt ist. So ist eine gute Wärmeverteilung im Modell gewährleistet. Ein Temperatursensor dient der Regelung der Heizung und der Überwachung der angestrebten 37°C Innentemperatur. Um eine ausreichende Oberfläche zu schaffen, von der das Wasser im Lungenmodell verdunsten kann, wurde ein Filterpapier eingebracht. Es liegt der Wand des Glaszylinders an und entspricht Filterpapieren, wie sie für die Befeuchterkammer MR 340E (Fisher & Paykel, Auckland, Neuseeland) verwendet werden.

Zusätzlich befindet sich ein Magnetrührer mit einer Länge von ca. 1,5 cm in dem Modell, der über einen Antrieb (IkamgRH der Firma Janke&Kunkel, Kika-werk, Staufen i. Br., Deutschland) betrieben wird. Er dient der gleichmäßigen Wärmeverteilung im Wasser des Lungenmodells.

Um das Lungenmodell vor der Wärme zu schützen, die durch die Induktion der Magnetfelder in der Metallplatte des Rührerantriebes entsteht, wurde es auf zwei zusammen 1,5 cm dicke Styroporplatten gestellt.

Das Lungenmodell wurde vor Beginn der Versuche auf Dichtigkeit mit einem Manometer bis 150 mmHg überprüft.

2.1.9 Die Messwerterfassung

Die Daten von den 3 Temperatursensoren in den Schläuchen, vom Feuchtesensor, vom Temperatursensor im Inkubator und vom Temperatursensor im Lungenmodell wurden über eine Platine (SC-2075 von National Instruments, Austin, Texas) und weiter über eine Messwertkarte (Pci NI 6024 E National Instruments, Austin, Texas) einem Standardcomputer zugeführt, in dem sie mit der von Dr. Schaller aus Dresden in Labview® (National Instruments, Austin, Texas) erstellten Konfiguration aufgezeichnet und in dem Dateiformat .dat abgespeichert wurden.

Diese Konfiguration erlaubt das automatische, kontinuierliche Abspeichern der genannten Messwerte im 5 s Takt mit Angabe des Zeitpunktes. Zusätzlich

können zu jeder Messung von Hand die Parameter PIP, PEEP, Flow, Beatmungsfrequenz, Beatmungsmuster, Tidalvolumen, Beatmungsform, Einstellung am Befeuchter etc. eingegeben werden. Außerdem können Kommentare eingegeben werden, die mit Zeitpunkt ebenfalls in die Datei eingetragen werden.

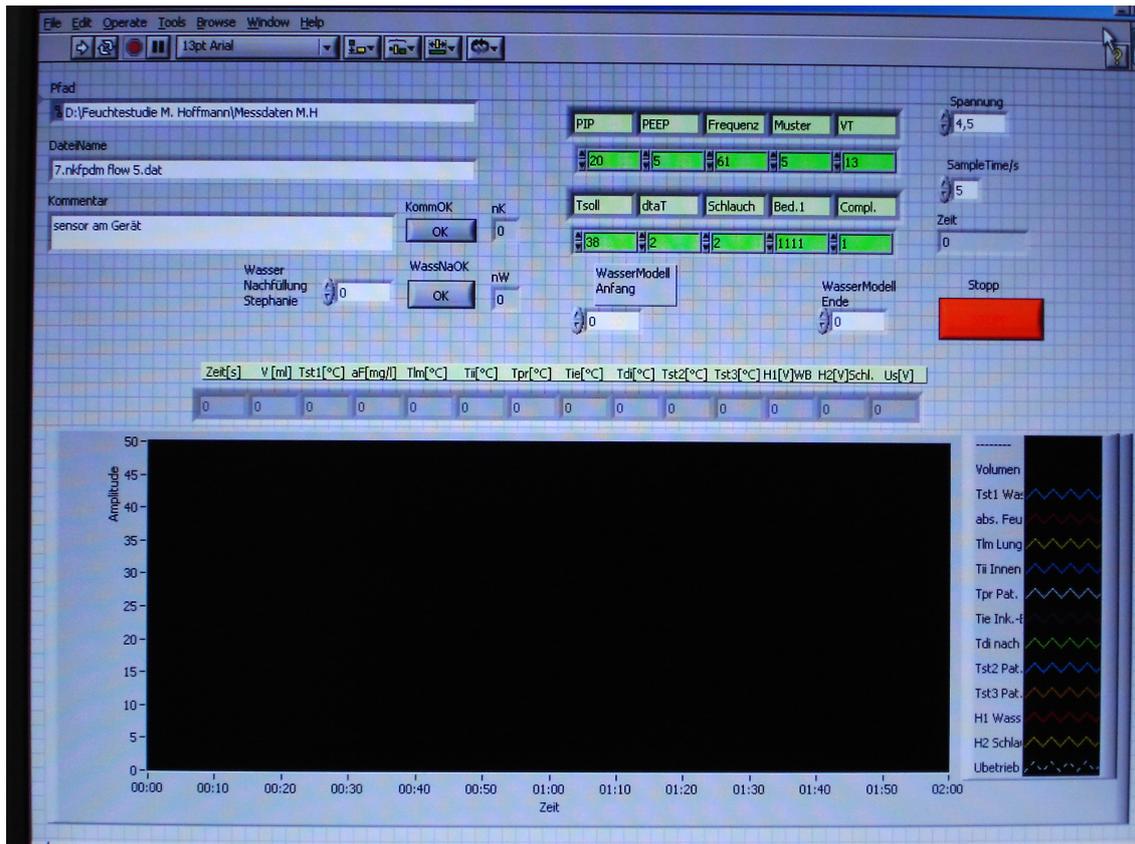


Abbildung 10: Konfiguration FeuchteMessungTübingen 5.vi

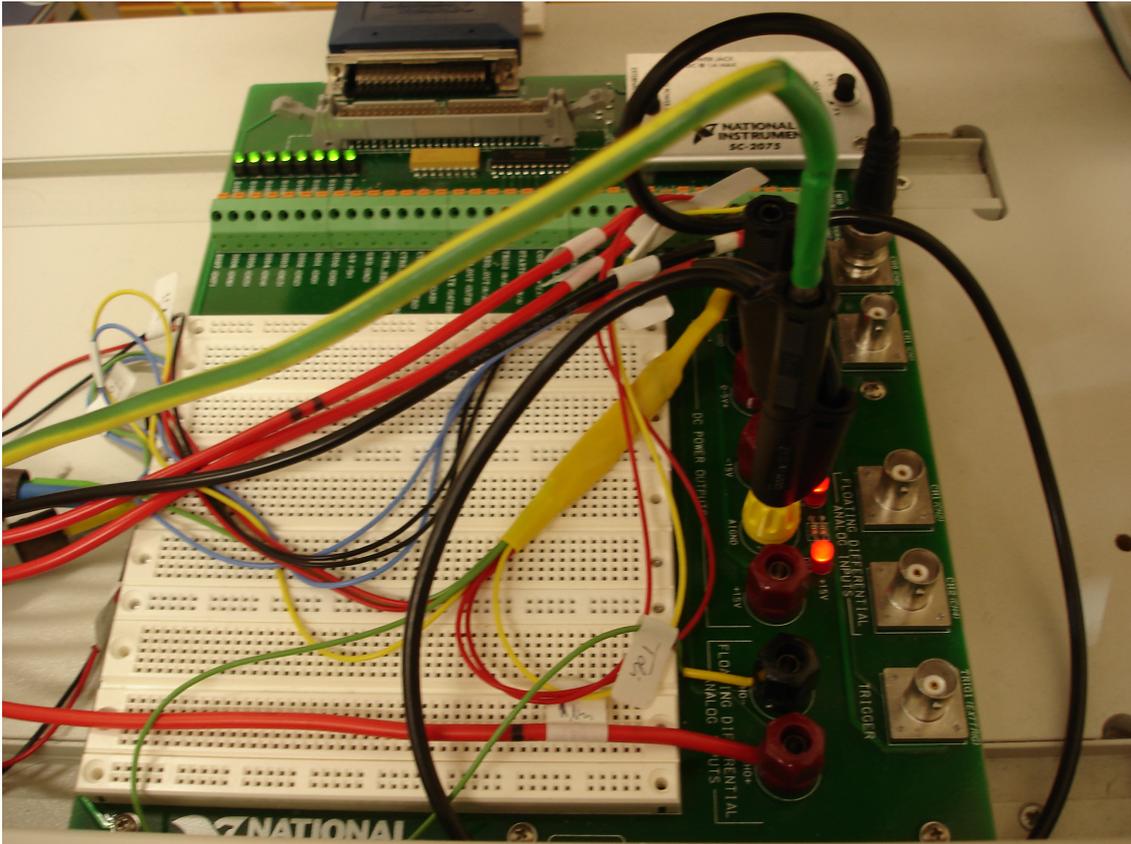


Abbildung 11: Die Platine SC-2075 mit Verkabelung

2.1.9.1 Das Programm View850

Beim MR 850 stand zusätzlich die Möglichkeit zur Verfügung über ein Kabel zum Computer die Daten des Befeuchters mit View850 (Fisher & Paykel, Auckland, Neuseeland) einzulesen und abzuspeichern. Das Programm konnte folgende relevante Daten aus dem Gerät aufzeichnen:

Die Zeit, der Zielwert für die Kammertemperatur (stets bei 37°C), die gemessene Kammertemperatur (ChTemp), die Leistung der Kammerheizung in % der maximalen Leistung der Kammerheizung (ChDuty), der Zielwert für die Temperatur am Ende des Schlauchheizungsschlauches, die gemessene Temperatur am Ende des Schlauchheizungsschlauches (AirTemp), die Leistung der Schlauchheizung in % der maximalen Leistung der Schlauchheizung (HWDuty), die Temperatur der Heizplatte (HPTemp), der Flow und andere Werte, die jedoch für die durchgeführten Messungen nicht relevant sind.

Die Abtastrate wurde äquivalent zu der Konfiguration „FeuchteMessungTübingen 5.vi“ auf 1x/ 5 s eingestellt.

2.1.10 Die Umgebungsbedingungen

Die Versuche wurden in einem Behandlungszimmer der Intensivstation für Neonaten der Universitätskinderklinik Tübingen durchgeführt. Der Raum ist klimatisiert, die Temperaturen betragen zwischen 23°C und 25,5°C. Die Raumtemperatur wurde kontinuierlich überwacht. Ein Sonnenschutz und eine Verdunklung gestatteten den Versuchsaufbau vor weiteren thermischen Einflüssen zu schützen.

2.1.11 Die Aufzeichnungsparameter

Diese Versuchsanordnung erlaubt die Aufzeichnung von folgenden Daten gegenüber der Zeit in 5 s Abständen:

Temperatur direkt hinter der Befeuchterkammer (T_{di}), Temperatur am Inkubatoreingang/nach der Schlauchheizung (T_{ie}), Temperatur am Y-Stück (T_{pr}), Temperatur im Lungenmodell (T_{lm}), Temperatur im Inkubator (T_{ii}) und die Feuchte je nach Position des Sensors und zusätzlich beim MR 850 die Werte, die das Programm View850 liefern kann.

2.1.12 Beurteilung des Versuchsaufbaus unter physikalischen Gesichtspunkten

Bevor auf den Versuchsablauf eingegangen wird, soll verdeutlicht werden, welche Aussagen die einzelnen Messgrößen machen können, welchen Sinn die einzelnen Bauteile haben und wie sich die zugehörigen physikalischen Größen gegenseitig beeinflussen.

Die Heizleistung der Kammer stellt als Energiequelle eine wichtige Größe des Systems dar. Sie gibt aber nur bedingt an, wie viel Energie in Form von Wärme in das System eingespeist wird, denn ein Teil der Energie wird in die Umgebung abgegeben.

Die Wärmeableitung in das Gehäuse erscheint zunächst gering, da es sich nicht wesentlich erwärmt und relativ schlecht Wärme leitet. Dasselbe gilt für die

umgebende Luft. Eine nennenswerte Wärmeabstrahlung scheint auch nicht vorhanden zu sein. Man kann also einen relativ kleinen Betrag für die Wärmeabgabe in die Umgebung erwarten.

Die Heizplattentemperatur ist primär ein Maß für den Füllungszustand des Energiespeichers, der aus Heizplatte und Kammerwasser besteht. Andererseits ist sie, wie die Heizleistung, ein Maß für den Energiefluss im System. Gemäß der Wärmeleitungsgleichung bestimmt die Temperatur der Heizplatte maßgeblich die Wärmestromdichte und somit den Energiefluss in Richtung Wasseroberfläche.

Der Füllungszustand dieses Energiespeichers wird durch die Größe des Speichers, durch den Zufluss, sprich der Heizleistung der Kammer, und durch den Energieabfluss bestimmt. Der Energieabfluss findet entsprechend der Wärmeleitungsgleichung hauptsächlich in Richtung Wasseroberfläche statt. Er wird durch folgende Faktoren beeinflusst: Durch 1. die Heizplattentemperatur, 2. die Qualität und Quantität des Atemgasstromes, als Parameter des ΔT , 3. λ , das sich hier aus den temperaturabhängigen Wärmeleitfähigkeiten der dazwischen liegenden Stoffe zusammensetzt und 4. Δx als Abstand zwischen der Energieerzeugung und Energieabtransport mit dem Atemgasstrom. Heizplatte, darüber liegendes Kammerwasser und Kammerboden dienen als Wärmepuffer. Die Schwankungen der Heizleistung haben durch diesen Puffer keine unmittelbare Auswirkung auf die Konditionierung des Atemgases. Damit wird die Regelung der Heizleistung über die Temperatursonden einfacher.

Die Kammertemperatur ist ebenfalls ein Indikator für den Energiefluss, da zusammen mit der Kenntnis der Atemgasflussgeschwindigkeit und dessen Zusammensetzung der Energiefluss errechnet werden kann, vorausgesetzt, dass ein konstant temperierter Atemgasstrom in die Kammer eintritt. Sie steht jedoch im Allgemeinen mehr im Mittelpunkt bezüglich ihrer Korrelation mit der Feuchte. Die Temperatur bestimmt den Dampfdruck und somit die Feuchte im Atemgas. Dabei muss aber beachtet werden, dass die Einstellung

der Sättigung des Atemgases über der Wasseroberfläche Zeit braucht und von oben genannten Faktoren abhängt (siehe Abschnitt 1.2.4).

Da Feuchte und Temperatur sich aufgrund des o.g. Zusammenhanges miteinander in der Regel zwar gleichsinnig entwickeln, jedoch für die Einstellung des Gleichgewichtes Zeit gebraucht wird und diese durch die hohe Atemgasflussgeschwindigkeit nicht immer gegeben ist, kann die Kammertemperatur nur als qualitativer Indikator für die Feuchte dienen.

Der Effekt der Schlauchheizung auf den Energiestrom ist schwerer als zunächst zu erwarten abzuschätzen: Die Leistungsmessung ist zwar recht genau, aber der Energieverlust in die Umgebung ist schwer quantifizierbar. Die Wirkung auf den Atemgasstrom ist durch die Temperaturmessung vor und nach der Schlauchheizung bestimmbar, wobei dies auch nur eingeschränkt möglich ist, da in dem Schlauchheizungsschlauch ein Stück Kaltstrecke enthalten ist. Die Schlauchheizung dient dazu durch „trockene“ Erwärmung den Effekt der folgenden Kaltstrecke im Vorhinein auszugleichen und so Kondensation im Schlauch zu vermeiden. Außerdem gleicht sie den Wärmeverlust über die Schlauchwand für den Bereich der Schlauchheizung aus, der den Gesetzen der Wärmeleitungsgleichung folgt. Die hierfür benötigten Leistungen sind geringer als die in der Kammer benötigten.

Im experimentellen Aufbau zeigt die Temperatursonde vor dem Y-Stück zusammen mit der Sonde am Ende der Schlauchheizung den Effekt der Kaltstrecke an. Sie ermöglicht auch eine Aussage über die Atemgastemperatur, die beim Patienten ankommt.

Der erste Feuchtemesspunkt hinter der Kammer zeigt die Leistungsfähigkeit der Kammer hinsichtlich der Feuchte an. Die abgegebene Feuchte unterliegt – wie oben erwähnt - vielen Faktoren: Der Stärke des Atemgasstromes, der Wärmestromdichte, der Verweildauer und den Strömungsverhältnissen des Atemgases in der Kammer, der Größe und der Beschaffenheit der Wasseroberfläche und der Kammer.

Die Kammertemperatur, eine wichtige Messgröße, ergibt sich aus den anderen Einflussfaktoren und ist somit kein eigenständiger Einflussfaktor für die Feuchte.

Der zweite Feuchtemesspunkt vor dem Y-Stück dient der Überprüfung, ob bei der Fortleitung des Atemgases von der Kammer bis zum Y-Stück relevante Veränderungen in der Feuchte, insbesondere in der Kaltstrecke, entstehen. In der Kaltstrecke wird die Feuchte vor allem durch die Inkubortemperatur beeinflusst, aber auch durch Voraussetzungen, die Übersättigung hervorrufen können.

2.2 Versuchsablauf

2.2.1 Routineprozeduren

Bei den einzelnen Versuchen wurde wie folgt vorgegangen: Zunächst, falls erforderlich, wurden die Schläuche mittels hohen Flows bei ausgeschaltetem Befeuchter getrocknet, um Wasser/Kondensation aus Vorversuchen aus den Schläuchen zu entfernen.

Dann wurde der Wasserstand im Befeuchter kontrolliert und gegebenenfalls auf die obere Markierung (max.) aufgefüllt (beim MR 850 nicht erforderlich). Das Lungenmodell wurde gewogen (siehe 2.2.6) und dann die Daten in die Konfiguration „FeuchteMessungTübingen 5.vi“ eingegeben. Nachdem die beabsichtigten Einstellungen des Beatmungsgerätes und des Befeuchters dokumentiert waren wurde der Versuch gestartet. Beim MR 850 wurden die Konfiguration „FeuchteMessungTübingen 5.vi“ und das Programm view850 möglichst gleichzeitig gestartet (maximal 10 s Zeitdifferenz), um gemeinsame Diagramme aus den Messwerten der beiden Programme zu ermöglichen. Eine Messung dauerte in der Regel 2 Stunden oder länger. Am Ende der Messung wurde das Lungenmodell erneut gewogen und je nach Versuch der Wasserverbrauch im Befeuchter bestimmt. Die erhobenen Werte wurden in das noch laufende Dokumentationsprogramm eingetragen oder in die aus der Messung entstandene Datei nachgetragen.

2.2.2 Die Grundeinstellungen

Das Beatmungsgerät wurde auf typische Werte für die Beatmung eines Frühgeborenen von 1000 g eingestellt:

Es wurde mit IMV (Intermittend Mandatory Ventilation) beatmet.

Der positive inspiratorische Druck (PIP) war auf 20 mbar, der endexpiratorische Druck (Peep) auf 5 mbar eingestellt. Eine Frequenz (f) von 60 Atemzüge/min mit einer Inspirationszeit von 0,4 s und einer Expirationszeit von 0,6 s je Beatmungszyklus wurden gewählt, was einem Verhältnis von Inspiration zu Expiration von 1:1,5 entspricht.

2.2.3 Messungen

Die Messungen sind in diesem Abschnitt zunächst in Textform beschrieben und am Ende des Abschnitts in einer Tabelle dargestellt.

2.2.3.1 Messungen mit dem MR 730

2.2.3.1.1 Die Messungen am Befeuchter (distale Position des Feuchtesensors)

Zuerst wurden für den MR 730 Feuchtemessungen direkt an der Befeuchterkammer durchgeführt, dabei wurden die Einstellungen am Befeuchter 39-2, 38-2, 38+0, 38+2 für die Flows 5 l/min, 10 l/min, 15 l/min und 20 l/min untersucht.

Hiermit wurde begonnen, um das Leistungsspektrum des Befeuchters ohne den Einfluss des Schlauchsystems zu ermitteln und daran weitere Versuche zu orientieren.

2.2.3.1.2 Die proximalen Messungen

Hier wurden bei Inkubortemperatur 35°C die Messungen mit der Einstellung 39-2 mit den Flows 5 l/min, 10 l/min und 15 l/min, bei Inkubortemperatur 32,5°C und Einstellung 39-2 mit den Flows 5 l/min und 10 l/min durchgeführt.

Bei Inkubator Temperatur 30°C wurde bei den Einstellungen 39-2 und 39-1 jeweils die Flows 5 l/min, 10 l/min und 15 l/min, sowie zusätzlich Flow 7,5 l/min bei Einstellung 39-2 gemessen.

Bei Inkubator Temperatur 28°C wurde die Einstellung 39-2 bei den Flows 5 l/min und 10 l/min gemessen.

Dieses Muster wurde gewählt, um einerseits die Ergebnisse bezüglich der Inkubator Temperatur untereinander vergleichen zu können, andererseits aber auch, um verschiedene Flows bei gleicher Inkubator Temperatur miteinander vergleichen zu können.

Die übrigen Messungen wurden durchgeführt, um einen kleinen Einblick in die Lücken unserer Leistungserfassung zu gewinnen.

2.2.3.1.3 Die HFOV-Messungen

Für den MR 730 fanden die beiden Hochfrequenzoszillationsmessungen mit einer Frequenz von 10 Hz und den Amplituden 50 und 100% statt, jeweils bei einem Peep von 10 mbar und distaler Position des Feuchtesensors. Diese Einstellungen am Beatmungsgerät ergaben einen Flow zwischen 12 l/min und 16 l/min.

Diese Messungen wurden durchgeführt, um das Spektrum der Beatmungsformen zu vervollständigen.

2.2.3.1.4 Die CPAP-Messungen

Hier wurden mit Flows von 5 l/min und 10 l/min bei Peep 6 mbar und Einstellung 39-2 über mindestens 8 h jeweils Messungen durchgeführt, dabei wurde die selbst nachfüllende Kammer MR 290 verwendet. Die Messungen wurden bei distaler Position des Feuchtesensors durchgeführt.

Hier ging es auch um die Frage einer längeren Beatmungsdauer, d.h. über die sonst gewählten 2 h hinaus.

2.2.3.1.5 Die Messungen zur Untersuchung des Feuchteabfalls bei in etwa konstantem Tdi

Hierzu wurde eine Messung mit der Kammer MR 340E bei Flow 20 l/min, Einstellung 38-2 und distaler Position des Feuchtesensors durchgeführt, bei der alle 15 min die Befeuchterkammer bis auf die Markierung max aufgefüllt wurde. Zum Vergleich wurde eine Messung mit der selbst befüllenden Kammer MR 290 bei Einstellung 38-2, Flow 20 l/min und distaler Position des Feuchtesensors durchgeführt.

2.2.3.2 Messungen mit dem MR 850

2.2.3.2.1 Die Messungen am Befeuchter (distale Position des Feuchtesensors)

Für den MR 850 wurden die Flows 5 l/min, 10 l/min, 15 l/min und 20 l/min in dieser Position gemessen.

2.2.3.2.2 Die proximalen Messungen

Beim MR 850 wurden bei Inkubortemperatur 37°C die Flows 5 l/min und 10 l/min, bei Inkubortemperatur 35°C die Flows 5 l/min, 10 l/min und 15 l/min, sowie bei 32,5°C die Flows 5 l/min und 10 l/min gemessen.

Bei Inkubortemperatur 30°C wurden die Flows 5 l/min, 10 l/min und 15 l/min, bei Inkubortemperatur 28°C die Flows 5 l/min und 10 l/min gemessen. Hier wurde gegenüber den Messungen beim MR 730 zusätzlich die Inkubortemperatur 37°C in die Messungen einbezogen, die nur bei sehr kleinen Frühgeborenen zum Einsatz kommt.

2.2.3.2.3 Die HFOV-Messungen

Für den MR 850 fanden Hochfrequenzoszillationsmessungen mit einer Frequenz von 10 Hz und den Amplituden 50% und 100% bei einem Peep von 10 mbar und distaler Position des Feuchtesensors statt.

2.2.3.2.4 Die CPAP-Messungen

Es wurde mit CPAP mit Flow 5 l/min und 10 l/min bei Peep 6 mbar über mindestens 8 h bei proximaler Position des Feuchtesensors und 37°C Inkubator Temperatur je eine Messung durchgeführt.

2.2.3.3 Mehrfach durchgeführte Messungen

Bei den proximalen Messungen wurde lediglich die Inkubator Temperatur variiert. Daraus ergibt sich, dass beim MR 730 die Tdi- und Tie-Messungen bei Einstellung 39-2 und den Flows 5 l/min und 10 l/min jeweils 4 Mal durchgeführt wurden. Beim MR 850 wurden so die Messungen 5 Mal für Tdi- und Tie-Temperaturen, Heizleistungen der Kammer und der Schlauchheizung und ChTemp und AirTemp durchgeführt.

2.2.3.4 Tabellarische Darstellung der Messungen

Tabelle 2: Die Messungen in tabellarischer Übersicht. Durchgeführte Messungen sind mit einem x gekennzeichnet

	MR 730					MR 850
Einstellungen am Befeuchter	38-2	39-2	38+0	39-1	38+2	
Distale Messungen mit Standardbeatmung						
5 l/min	x	x	x		x	x
10 l/min	x	x	x		x	x
15 l/min	x	x	x		x	x
20 l/min	x	x	x		x	x
HFOV						
Amplitude 50%		x				x
Amplitude 100%		x				x

Proximale Messungen mit Standardbeatmung					
Inkubator temperatur 28°C					
Flow 5 l/min		x			x
Flow 10 l/min		x			x
Inkubator temperatur 30°C					
Flow 5 l/min		x		x	x
Flow 7,5 l/min		x			
Flow 10 l/min		x		x	x
Flow 15 l/min		x		x	x
Inkubator temperatur 32,5°C					
Flow 5 l/min		x			x
Flow 10 l/min		x			x
Inkubator temperatur 35°C					
Flow 5 l/min		x			x
Flow 10 l/min		x			x
Flow 15 l/min		x			x
Inkubator temperatur 37°C					
Flow 5 l/min					x
Flow 10 l/min					x

CPAP						
Flow 5 l/min		x				x
Flow 10 l/min		x				x
Feuchteabfall beim MR 730						
Selbst befüllende Kammer	x					
Auffüllung alle 15 min	x					

2.2.4 Überprüfung der Temperatursensoren

Überprüft wurden die verwendeten Sonden beim MR 850 und MR 730, sowie zwei weitere Sondenpaare für den MR 730 aus dem Fundus der Abteilung für Neonatologie der Universität Tübingen. Eine mit Wasser gefüllte Tasse wurde über 2-3 Stunden stehen gelassen, bis sie sich der Raumtemperatur angepasst hatte. Dann wurden die Sensoren der Reihe nach eingetaucht und die Messwerte mit dem Wert eines Alkoholthermometers verglichen.

2.2.5 Untersuchung des Wasserbades in der Befeuchterkammer

Um die Temperaturen im Wasserbad der Befeuchterkammer MR 340E auf dem MR 730 zumindest qualitativ zu bestimmen, wurde die Messsonde, die normalerweise der Raumtemperaturüberwachung diente, durch die Öffnung, die zum Nachfüllen des Wassers gedacht ist, in das Wasserbad eingetaucht und abgewartet bis die Temperatur sich eingestellt hatte. Dabei wurde zunächst die Sonde oberflächennah eingetaucht und danach bis auf den Boden der Befeuchterkammer vorgeschoben. Die Werte wurden am Ende folgender Messung erhoben: Einstellung 39-2 Flow 10 l/min bei Inkubatortemperatur 35°C und proximaler Position des Feuchtesensors.

2.2.6 Wiegen des Lungenmodells

Vor und nach den Versuchen wurde das Lungenmodell gewogen, um den Wasserverlust/eintrag im Lungenmodell zu bestimmen. Dazu wurde eine

Waage (Kern440-47N der Firma Kern & Sohn GmbH, Balingen, Deutschland) verwendet, die über eine Reproduzierbarkeit von 0,1 g und eine Linearität von $\pm 0,2$ g verfügt.

2.2.7 Messen des Wasserverbrauchs des Befeuchters

Nach einigen Versuchen wurde begonnen, regelmäßig mittels einer 20 ml Spritze die Befeuchterkammer nach der Messung auf die Markierung max aufzufüllen, und so die verbrauchte Wassermenge auf ca. 5 ml genau bestimmt.

2.2.8 Die Grafiken aus den Messwerten

Die Grafiken für die Ergebnisse wurden mit Hilfe von Matlab Version 7.0.1 (MathWorks Inc., Natick, USA) erstellt.

2.2.9 Statistische Verfahren

Zur statistischen Beurteilung der mehrfach durchgeführten Messungen (siehe 2.2.3.3) wurde die Spannweite bestimmt.

3. Ergebnisse

Die Ergebnisse sind nach dem Prinzip Temperatur vor Feuchte und in der Reihenfolge des Energieflusses geordnet. Die hier aufgeführten Diagramme sind nur beispielhaft, die übrigen Diagramme befinden sich im Anhang.

3.1 Ergebnisse für den MR 730

3.1.1 Ergebnisse aus Messungen mit distaler Position des Feuchtesensors

3.1.1.1 Ergebnisse zur Tdi-Temperatur

Höhere Zielkammertemperaturen führten zu höheren Tdi-Werten, wobei die Abweichungen von der Zieltemperatur ebenfalls mit höherer Zieltemperatur größer wurden. Meist wurde die Zieltemperatur bei Flows bis 10 l/min unterschritten und bei Flows über 15 l/min überschritten. Die Abweichungen von der Zieltemperatur betragen maximal +/- 1°. Differenzen in der Zielkammertemperatur korrelierten im Rahmen der Messgenauigkeit mit den Differenzen der Messwerte. Von Flow 5 l/min bis Flow 15 l/min wurde die Amplitude der Tpr-Temperaturschwankungen kleiner. Bei Flow 20 l/min war sie im Vergleich zu Flow 15 l/min wieder größer.

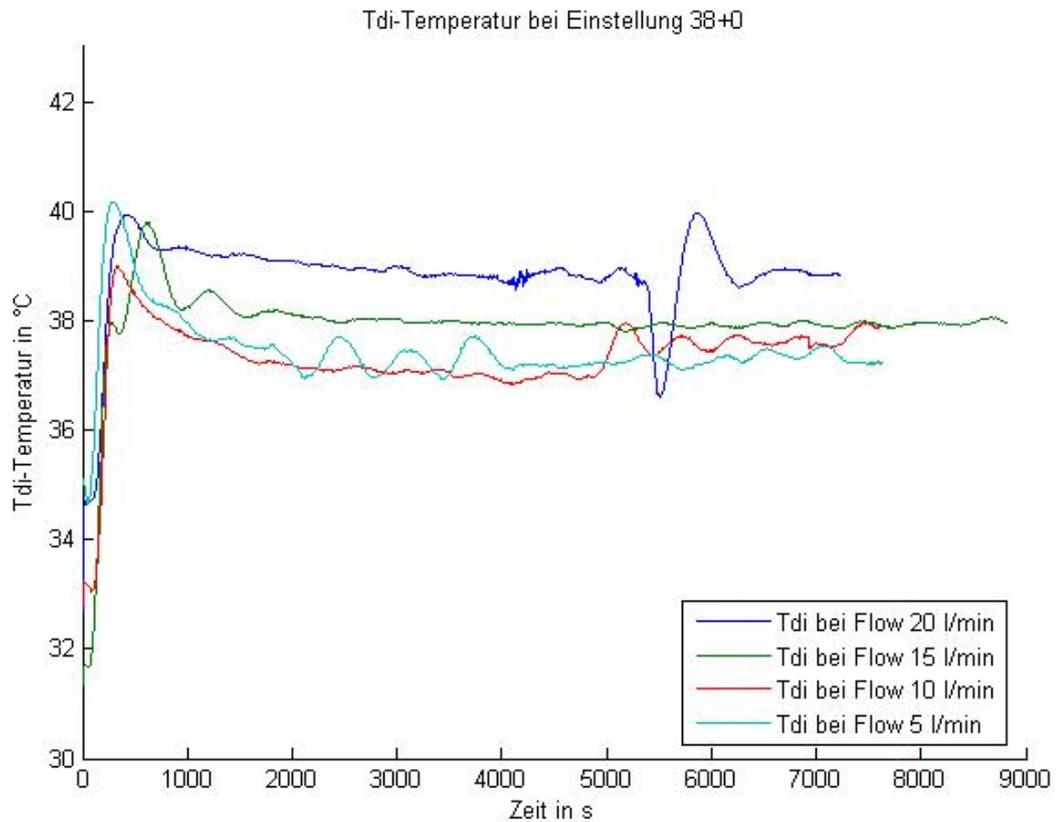


Abbildung 12: Tdi-Temperatur über die Zeit bei Einstellung 38+0 und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tdi-Temperatur vom Flow. Die Störung bei etwa 5500 s bei Flow 20 l/min ist durch Nachfüllen von Wasser in die Befeuchterkammer bedingt.

3.1.1.2 Ergebnisse zur absoluten Feuchte

Es ergaben sich Werte bis etwa minimal 33 mg/l bei Einstellung 38-2 bei Flow 20 l/min. Es fand sich eine Flowabhängigkeit der Feuchte. Höhere Flows hatten niedrigere Feuchtwerte zur Folge mit Unterschieden von 5-7 mg/l absoluter Feuchte zwischen niedrigstem und höchstem Flow. Zwischen den in der Neonatologie häufig verwendeten Flows 5 l/min und 10 l/min waren die Differenzen in den Feuchtwerten nur gering. Es zeigte sich außerdem ein unterschiedlich starker Abfall der Feuchtwerte über die Zeit, der bei hohen Flows stärker ausgeprägt war als bei niedrigen. In den Messungen mit der Einstellung 38+2 am Befeuchter wird die Messbereichsgrenze von 46 mg/l in allen Messungen erreicht.

Höhere Zielkammertemperaturen ergaben höhere Feuchtwerte, wobei die von den zugehörigen Zielkammertemperaturen zu erwartenden Feuchtwerte wechselnd gut erreicht wurden. Von Flow 5 l/min bis Flow 15 l/min wurde die Amplitude der Feuchteschwankungen kleiner. Bei Flow 20 l/min war sie im Vergleich zu Flow 15 l/min wieder größer.

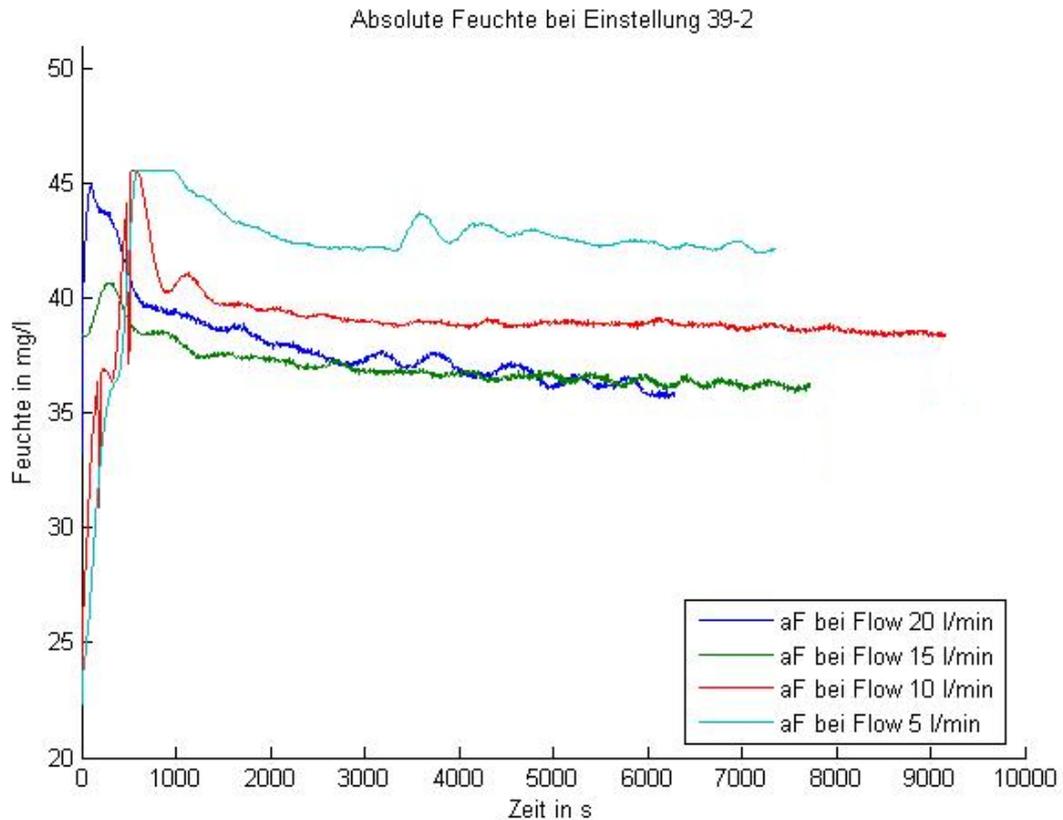


Abbildung 13: Absolute Feuchte über die Zeit bei Einstellung 39-2 und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der absoluten Feuchte vom Flow. Bei der Messung zu Flow 5 l/min wurde im Bereich von etwa 600-1000 s die Messbereichsgrenze erreicht.

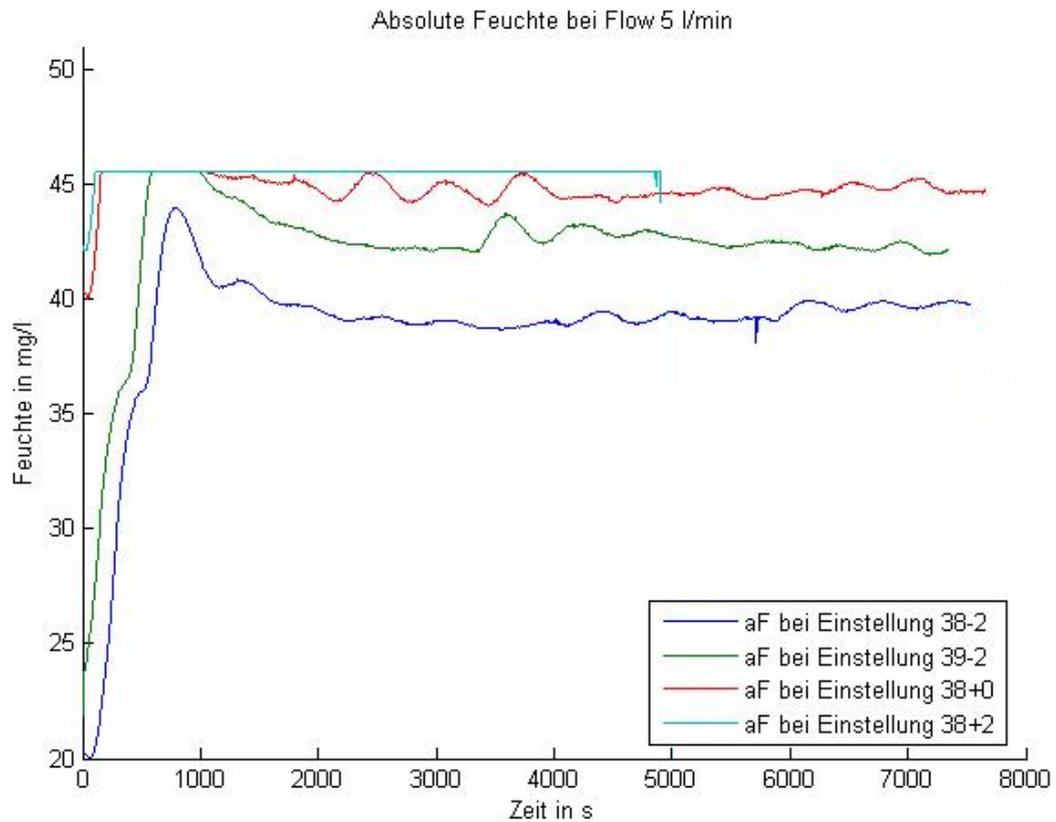


Abbildung 14: Absolute Feuchte über die Zeit bei Flow 5 l/min und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der absoluten Feuchte von der Einstellung. Die bei Messung 38+2 kürzere Messdauer ist dadurch bedingt, dass große Wasseransammlungen im Beatmungsschlauch zum Abbruch des Versuches zwangen, außerdem wurde über nahezu die gesamte Versuchsdauer die Messbereichsgrenze erreicht.

3.1.1.3 Ergebnisse zur Tie-Temperatur

Die Tie-Messwerte korrelierten positiv mit dem Flow. Abweichungen von der Zieltemperatur bis 2,5° waren nachweisbar. Die Zieltemperaturen wurden bis auf die Messung bei Einstellung 39-2 Flow 20 l/min nie erreicht. Die Messwerte für die Einstellung 39-2 lagen über den anderen. Die Differenz zwischen den Messwerten für die Zielwerte 38°C und 39°C korrelierte positiv mit dem Flow und erreichte nur bei den hohen Flows eine Differenz von 1°.

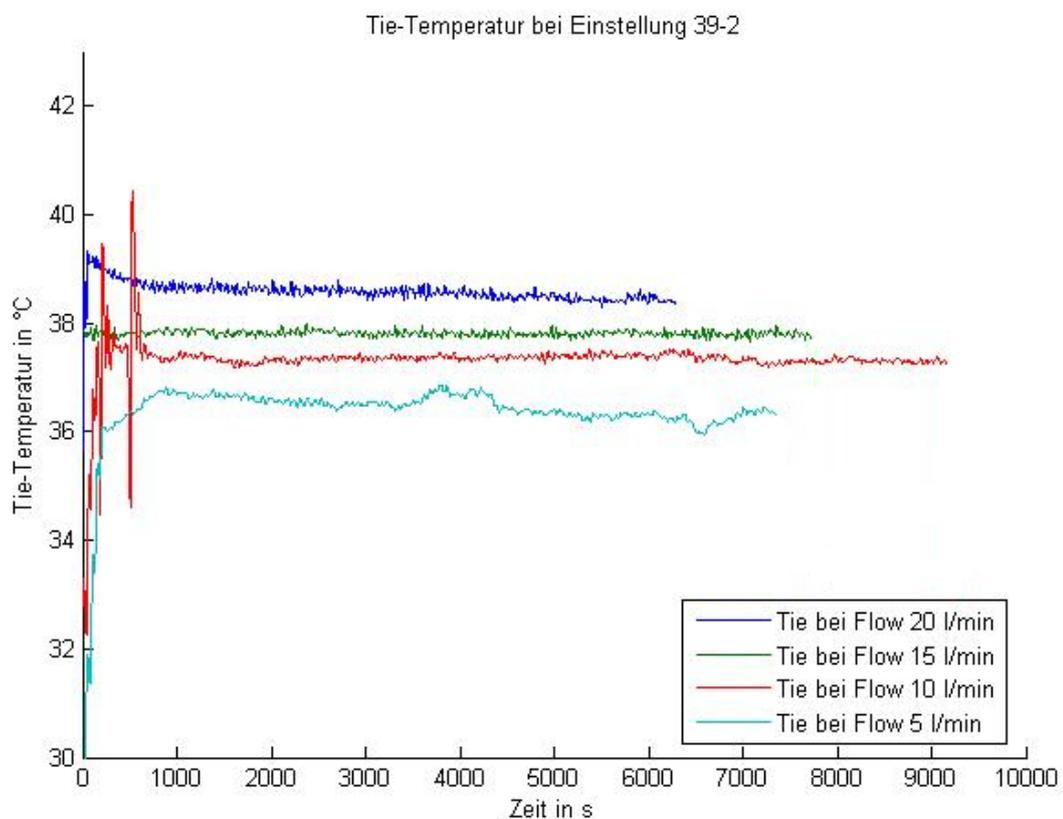


Abbildung 15: Diagramm Tie-Temperatur über die Zeit bei Einstellung 39-2 und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tie-Temperatur vom Flow. Die Ursache der extremen Schwankungen zu Beginn der Messung bei Flow 10 l/min konnte nicht geklärt werden.

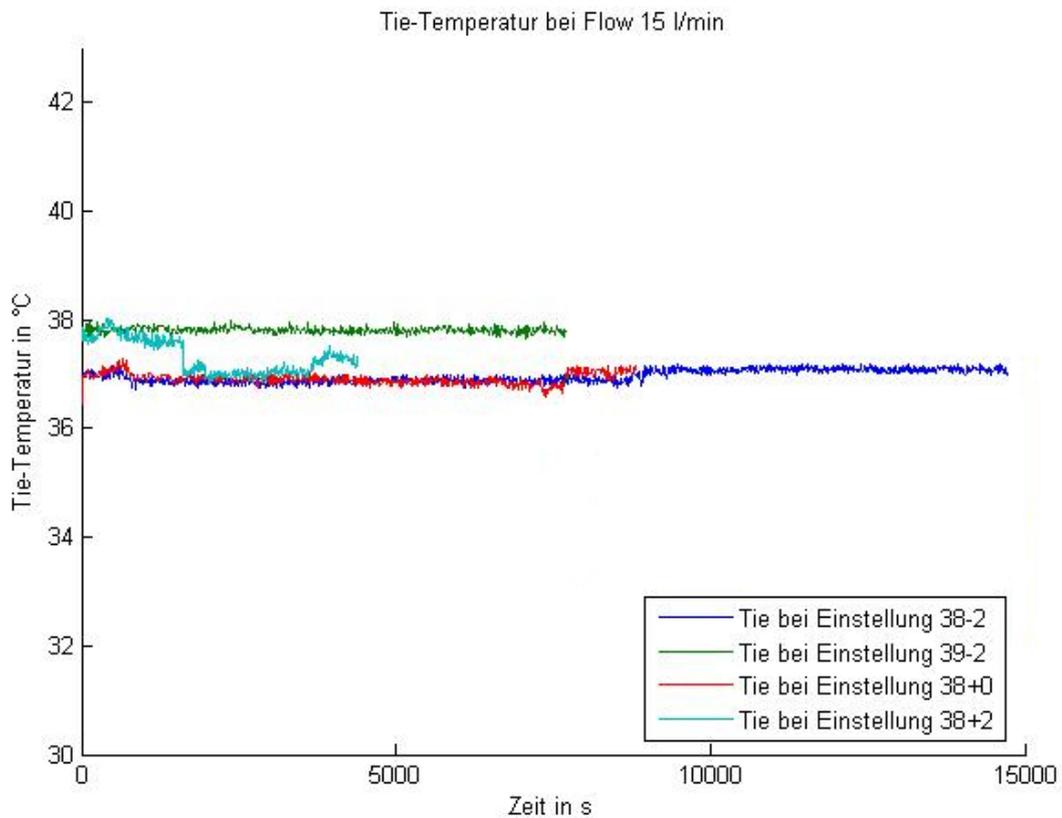


Abbildung 16: Tie-Temperatur über die Zeit bei Flow 15 l/min und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tie-Temperatur von der Einstellung. Die zu Einstellung 38-2 durchgeführte längere Messung sollte das Verhalten der Kurve nach einer Auffüllung der Befeuchterkammer dokumentieren. Die bei Messung 38+2 kürzere Messdauer kommt dadurch zustande, dass große Wasseransammlungen im Beatmungsschlauch zum Abbruch des Versuches zwangen.

3.1.1.4 Ergebnisse zur Tpr-Temperatur bei distaler Messung

Die Messwerte lagen hier zwischen 35°C und 37°C. Mit abnehmendem Flow nahmen die Unterschiede zwischen den Tpr-Temperaturen ab, dies spiegelt den Effekt der Kaltstrecke wider. Die höhere Zieltemperatur am Tie-Messpunkt bei Einstellung 39-2 hatte nur bei den höheren Flows eine gegenüber den Messungen bei Einstellungen mit 38°C Zieltemperatur am Tie-Messpunkt höhere Atemgastemperatur am Y-Stück zur Folge.

Identische Ausgangswerte am Tie-Messpunkt ergaben auch fast identische Tpr-Werte. Dies spricht für die gute Reproduzierbarkeit unserer Messungen.

3.1.2 Ergebnisse aus Messungen mit proximaler Position des Feuchtesensors

3.1.2.1 Ergebnisse zur Tpr-Temperatur

3.1.2.1.1 Einfluss der Inkubator Temperatur auf die Tpr-Temperatur

Die Messwerte lagen zwischen 33,5°C und 36°C bei Flow 10 l/min und zwischen 32,5°C und 35°C für Flow 5 l/min. Es fand sich eine Abhängigkeit der Messwerte von der Inkubator Temperatur, wobei höhere Inkubator Temperaturen höhere Tpr-Temperaturen bedingten. Zwischen den Ergebnissen bei niedrigeren Inkubator Temperaturen fanden sich geringere Messwertdifferenzen als bei höherer Inkubator Temperaturen.

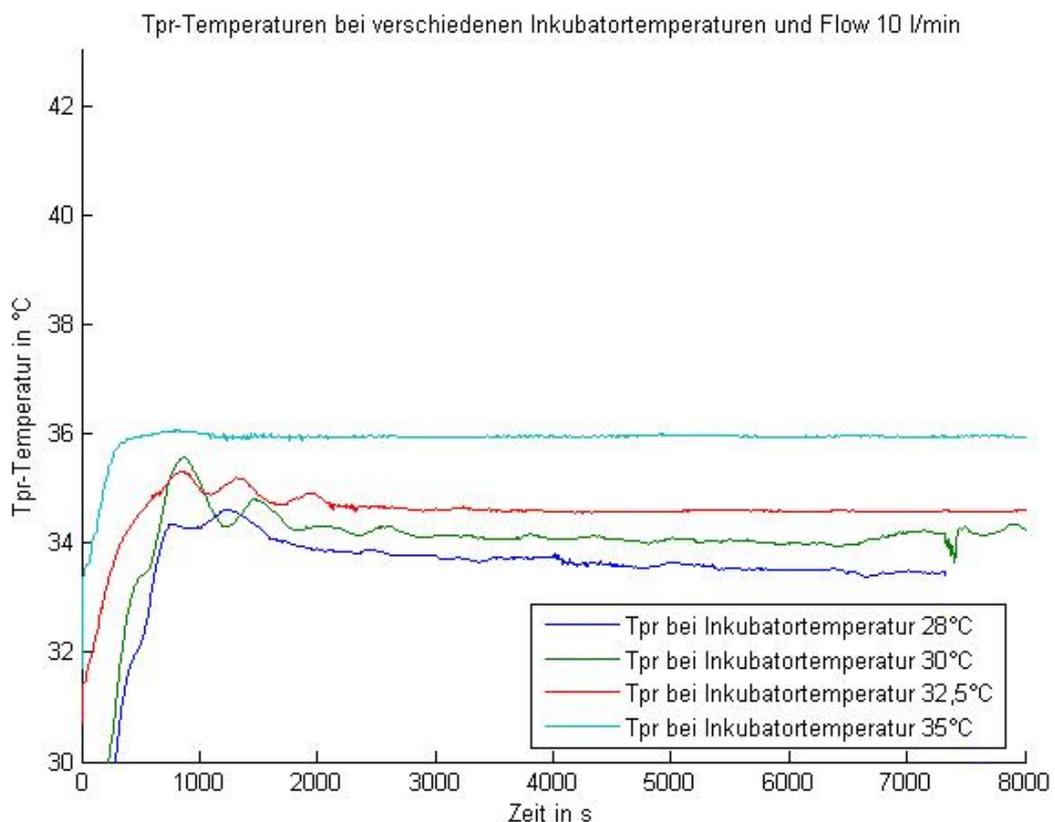


Abbildung 17: Tpr-Temperatur über die Zeit bei Flow 10 l/min, proximaler Feuchtemessung und Einstellung 39-2 mit Variation der Inkubator Temperatur zur Darstellung der Abhängigkeit der Tpr-Temperatur von der Inkubator Temperatur.

3.1.2.1.2 Einfluss des Flows auf die Tpr-Temperatur bei Einstellung 39-1, 30°C Inkubator Temperatur und proximaler Feuchtemessung

Es ergaben sich Werte von 33°C bei Flow 5 l/min, 34,5°C bei Flow 10 l/min und 35,5°C bei Flow 15 l/min.

3.1.2.2 Ergebnisse zur absoluten Feuchte

3.1.2.2.1 Einfluss der Inkubator Temperatur auf die absolute Feuchte

Es zeigte sich bei Flow 5 l/min, dass niedrigere Inkubator Temperaturen niedrigere Feuchtwerte bedingten. Dies galt jedoch nicht für Flow 10 l/min. Außerdem lag die Feuchte der distalen Messung bei diesem Flow nicht über denen der proximalen Messungen, im Gegensatz zu der Situation bei Flow 5 l/min. Die Messwerte lagen zwischen etwa 38 mg/l und 40 mg/l absoluter Feuchte für Flow 10 l/min und zwischen etwa 35 mg/l und 38 mg/l absoluter Feuchte für Flow 5 l/min.

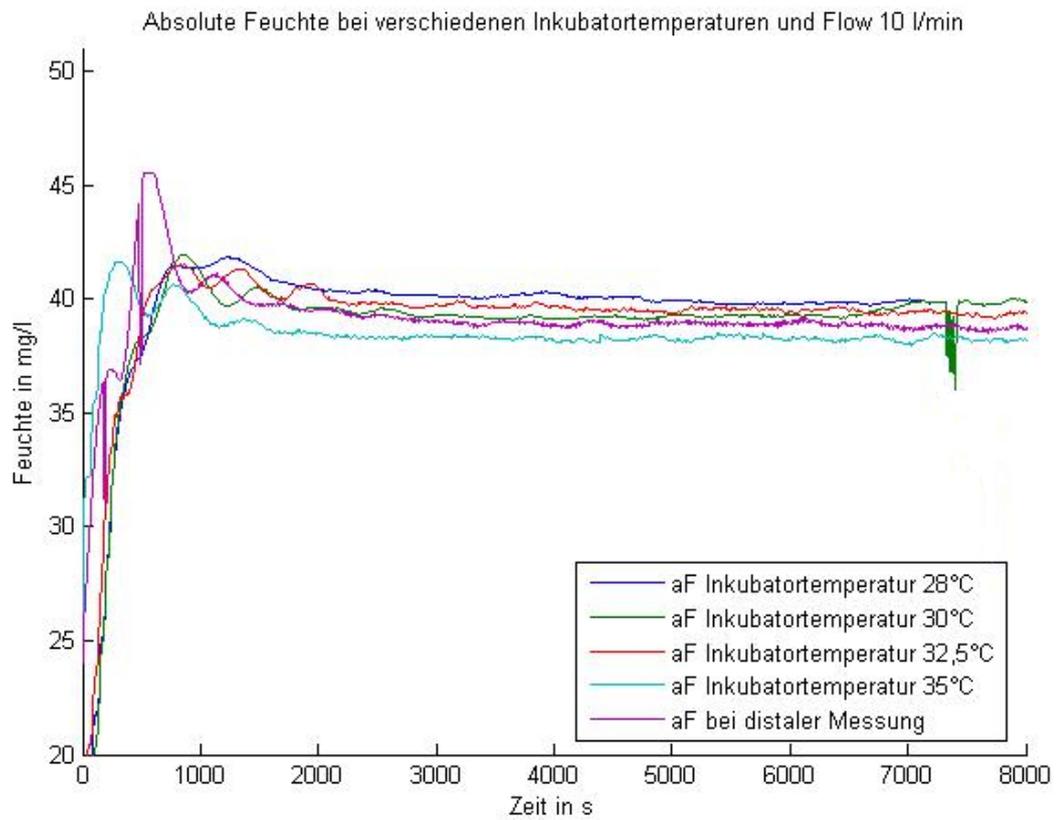


Abbildung 18: Absolute Feuchte über die Zeit bei Flow 10 l/min, proximaler Feuchtemessung und Einstellung 39-2 mit Variation der Inkubortemperatur zur Darstellung der Abhängigkeit der absoluten Feuchte von der Inkubortemperatur. Die Ursache der Störung bei Inkubortemperatur 30°C bei 7500 s war unbekannt.

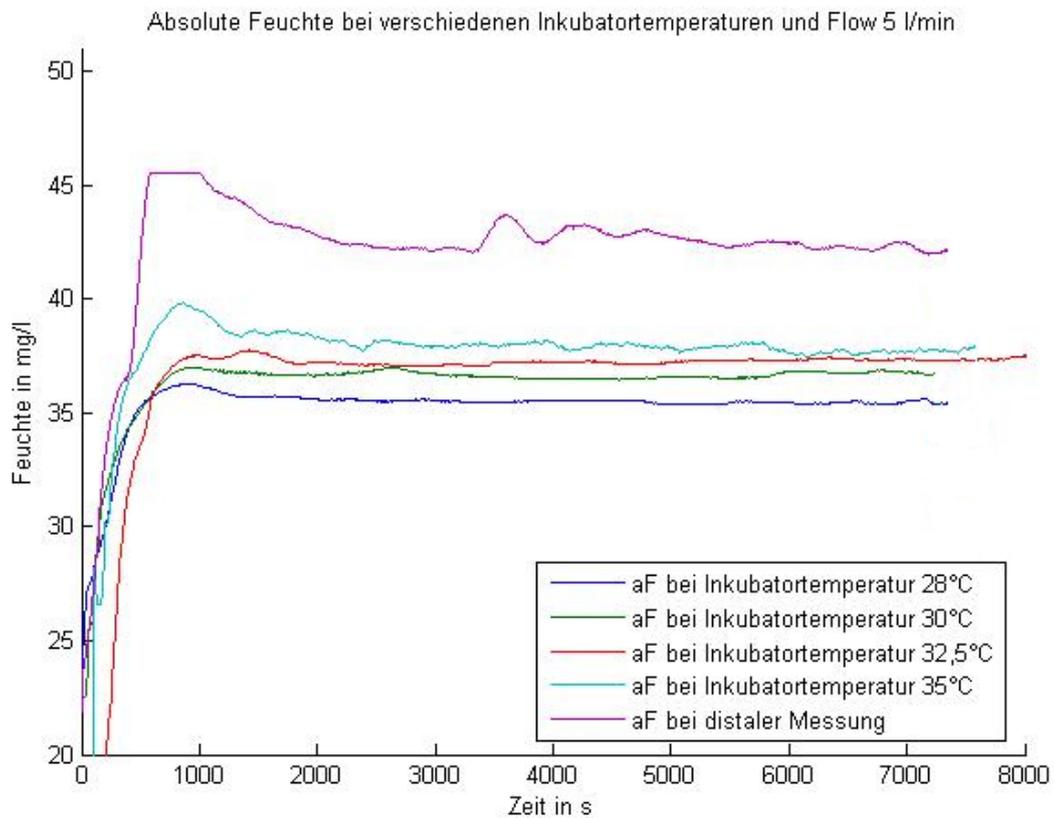


Abbildung 19: Absolute Feuchte über die Zeit bei Flow 5 l/min, proximaler Feuchtemessung und Einstellung 39-2 mit Variation der Inkubator Temperatur zur Darstellung der Abhängigkeit der absoluten Feuchte von der Inkubator Temperatur. Bei der distalen Messung wurde im Bereich von etwa 600-1000 s die Messbereichsgrenze erreicht.

3.1.2.2.2 Einfluss des Flows auf die absolute Feuchte bei proximaler Feuchtemessung

Die Messwerte lagen zwischen 36 mg/l und 40 mg/l absoluter Feuchte für Inkubator Temperatur 30°C und zwischen 38 mg/l und 39 mg/l absoluter Feuchte für Inkubator Temperatur 35°C. Die Messwerte waren bei 30°C Inkubator Temperatur flowabhängig. Somit lässt sich ein flowabhängiger Feuchteverlust bei niedrigen Inkubator Temperaturen nachweisen.

3.1.2.2.3 Einfluss des Flows auf die absolute Feuchte bei Einstellung 39-1, 30°C Inkubortemperatur und proximaler Feuchtemessung

Hier ergaben sich Werte von ca. 43 mg/l für Flow 15 l/min, 41 mg/l für Flow 10 l/min und 37 mg/l für Flow 5 l/min.

3.1.3 Ergebnisse zur HFOV-Beatmung

Die Tdi-Temperaturen für die HFOV-Messungen lagen sehr nahe beieinander, ein Unterschied zwischen den verwendeten Amplituden war also nicht feststellbar. Die Messwerte der HFOV-Messungen lagen zwischen den Messwerten bei Standardbeatmung von Flow 10 l/min und 15 l/min (die Flowwerte bei HFOV-Beatmung und den gewählten Einstellungen lagen bei 12 l/min bis 16 l/min). Die Werte für die absolute Feuchte lagen bei HFOV ebenfalls zwischen den entsprechenden Kurven für die Standardbeatmung bei Flow 10 l/min und Flow 15 l/min. Hier ließ sich ebenfalls kein Unterschied zwischen den verwendeten Amplituden feststellen. Die Messwerte betragen 37°C bzw. 39 mg/l absolute Feuchte.

Tdi-Temperatur bei HFOV-Beatmung und Standardbeatmung

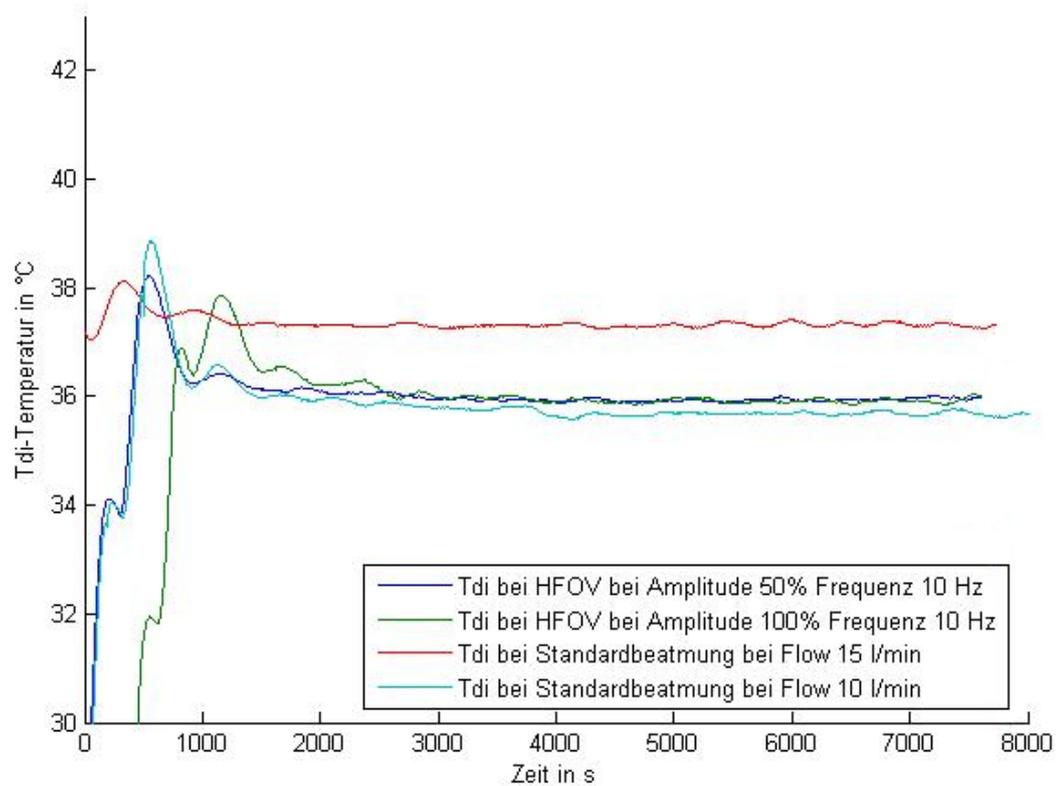


Abbildung 20: Tdi-Temperatur über die Zeit bei Einstellung 39-2 und distaler Feuchtemessung zum Vergleich von HFOV-Beatmung und Standardbeatmung.

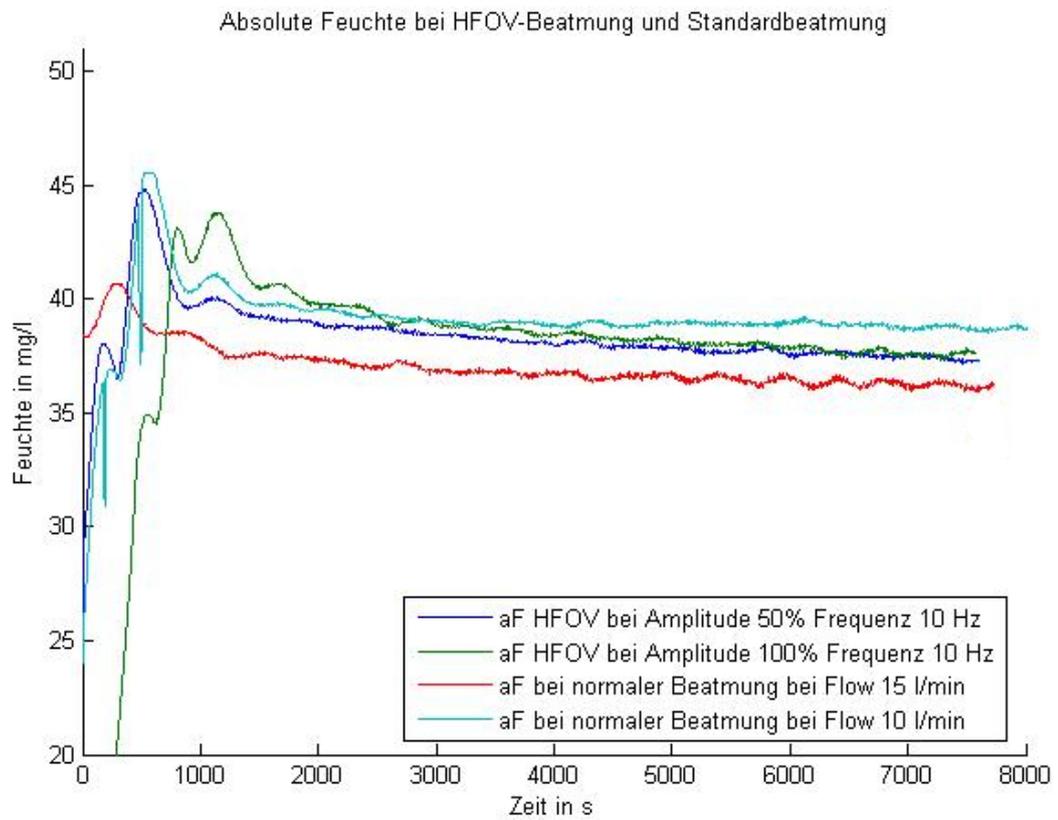


Abbildung 21: Absolute Feuchte über die Zeit bei Einstellung 39-2 und distaler Feuchtemessung zum Vergleich von HFOV-Beatmung und Standardbeatmung.

3.1.4 Ergebnisse zu CPAP

Die Werte für die CPAP-Messungen lagen bei den Tdi-Temperaturen bei ca. 35,5°C bis 36°C, für die Feuchtemessungen bei 39 mg/l bis 41 mg/l absoluter Feuchte. Es fielen starke Schwankungen der Feuchte- und Temperaturmesswerte auf. Die Amplitudendauer dieser Schwankungen betrug etwa 1000 s, bei einer Amplitudenhöhe von etwa 0,5-1,0°C und etwa 1-1,5 mg/l absoluter Feuchte.

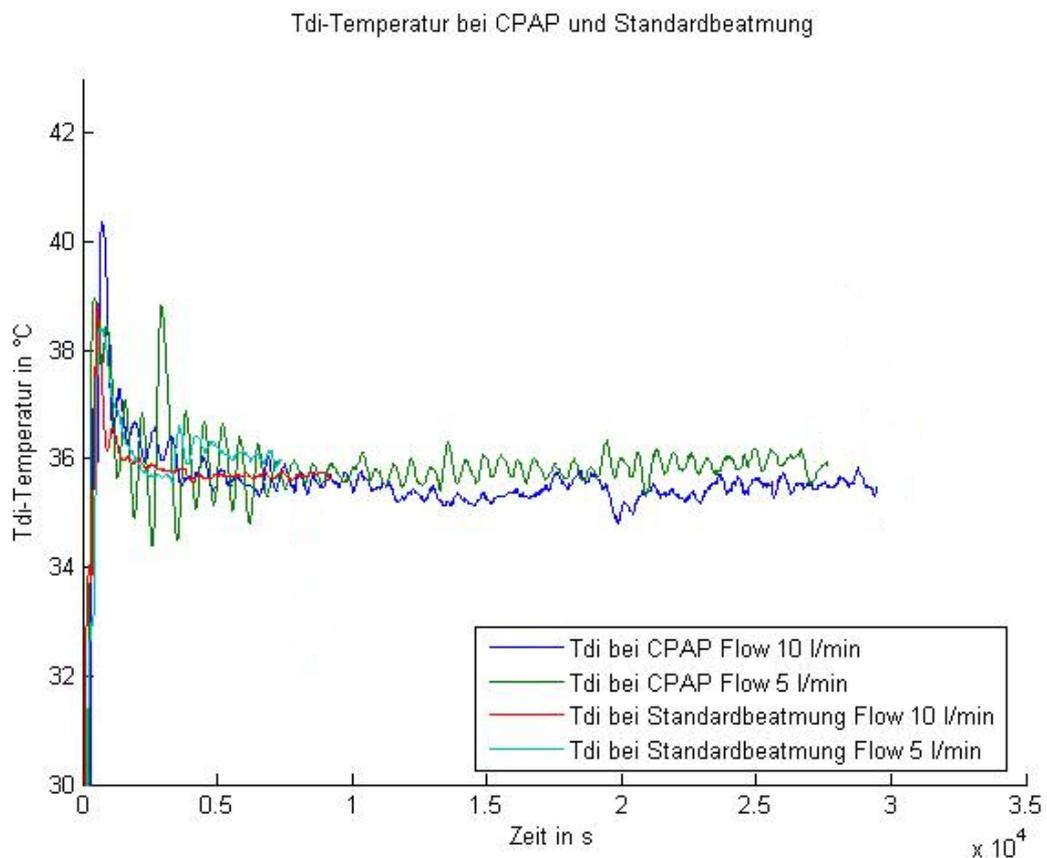


Abbildung 22: Tdi-Temperatur über die Zeit bei Einstellung 39-2 und distaler Feuchtemessung zum Vergleich von CPAP und Standardbeatmung.

Absolute Feuchte bei CPAP und Standardbeatmung

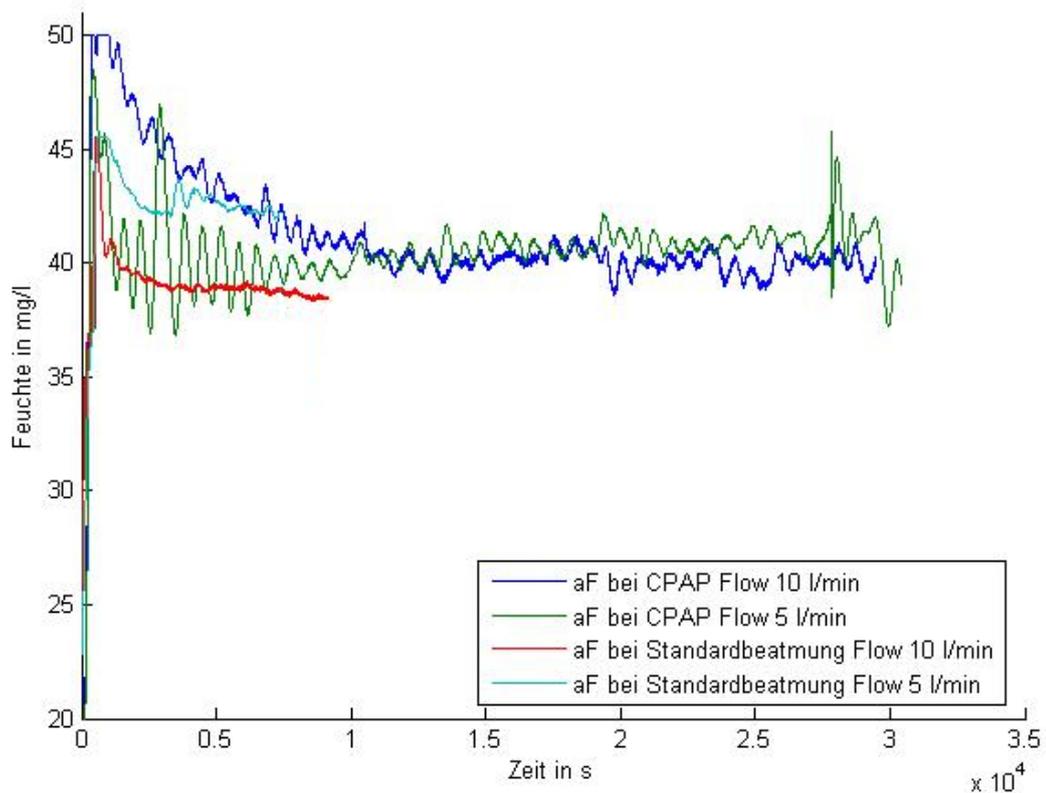


Abbildung 23: Absolute Feuchte über die Zeit bei Einstellung 39-2 und distaler Feuchtemessung zum Vergleich von CPAP und Standardbeatmung.

3.1.5 Reproduzierbarkeit

Beim Vergleich der mehrfach durchgeführten Messungen fiel auf, dass bei der Tdi-Messung bei beiden Flows die Werte, die bei 30°C Inkubator Temperatur erhoben wurden, deutlich von den anderen Messwerten abwichen.

Tabelle 3: Daten zur Reproduzierbarkeit/Variabilität. Die Spannweite wurde aus den Diagrammen abgelesen.

Messgröße	Spannweite bei 5 l/min	Spannweite bei 10 l/min
Tdi	1-1,5°C (mit 30°C Inkubator Temperaturwert)	0,5-1°C (mit 30°C Inkubator Temperaturwert)
Tie	0,5 -1°C	0,5°C

3.1.6 Wasserverbrauch des Befeuchters

Der Wasserverbrauch pro Zeit bei den einzelnen Einstellungen war in etwa proportional zum Flow, erreichte bei höheren Flows allerdings oft nicht ganz das Vielfache der entsprechenden geringeren Flows bei gleicher Einstellung. Eine eindeutige Steigerung des Verbrauchs mit steigender Kammertemperatur konnte nicht nachvollzogen werden.

3.1.7 Wiegemessungen zum Wasserverlust im Lungenmodell

Es fand sich keine quantitative Korrelation zwischen den Gewichtsverlusten pro Zeit einerseits und den Feuchtwerten aus den Sensormessungen und den Tidalvolumina andererseits. Unter qualitativen Aspekten betrachtet entsprach der Wasseraustrag bzw. Wassereintrag jedoch den Ergebnissen aus den Sensormessungen. Gleiches gilt für die Messungen beim MR 850.

3.1.8 Messungen zur Untersuchung des Feuchteabfalls bei in etwa konstanter Tdi-Temperatur

Bei der Messung mit der selbst befüllenden Kammer MR 290 zeigte sich ein Abfall der Feuchtwerte über die Zeit. Es wurden Werte zwischen 46 mg/l und 33 mg/l absoluter Feuchte beobachtet, dagegen blieben die Tdi-Werte in etwa konstant.

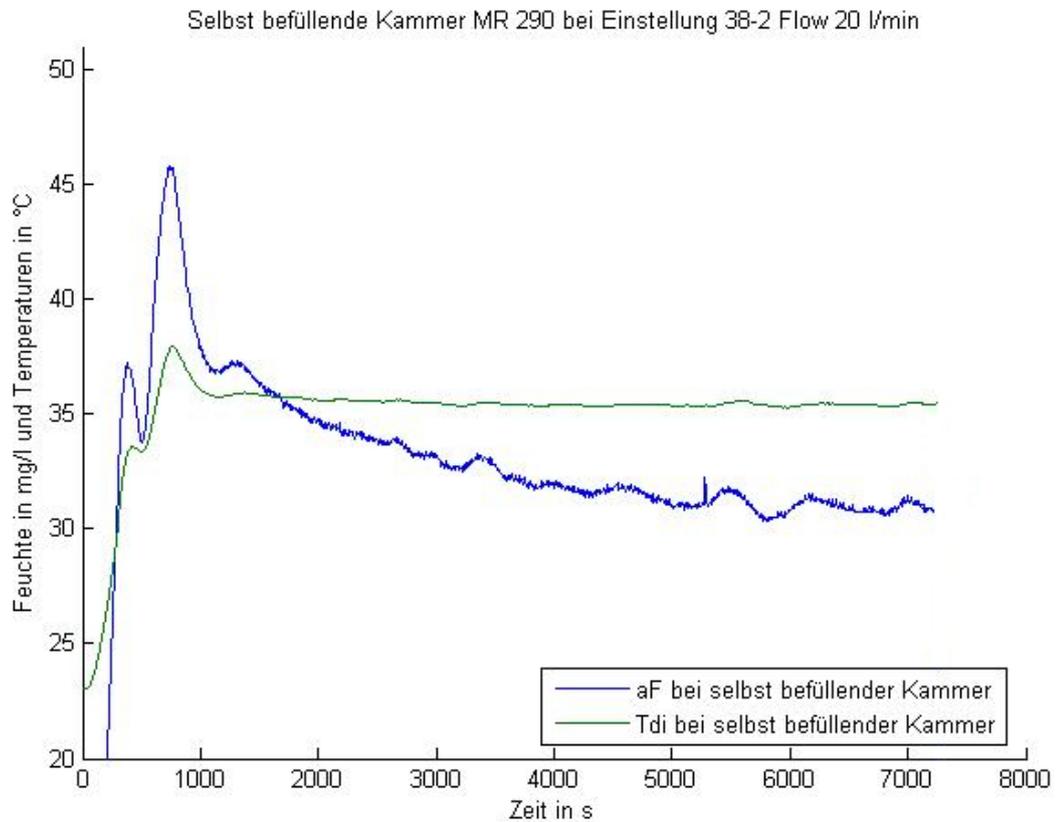


Abbildung 24: Tdi-Temperatur und absolute Feuchte über die Zeit bei Messung mit der selbst befüllenden Kammer MR 290, Flow 20 l/min, distaler Feuchtemessung und Einstellung 38-2 zur Untersuchung des Feuchteabfalls bei in etwa konstanter Tdi-Temperatur.

Bei Auffüllung der Kammer alle 15 min bildete sich ein Steady State der Feuchte bei etwa 35 mg/l absoluter Feuchte. Die Auffüllungen stellten sich graphisch als kurze Abfälle der Messwerte um je etwa 1 mg/l dar. Bei der Temperaturkurve zeigten sich analog dazu ebenfalls kleine Temperaturabfälle.

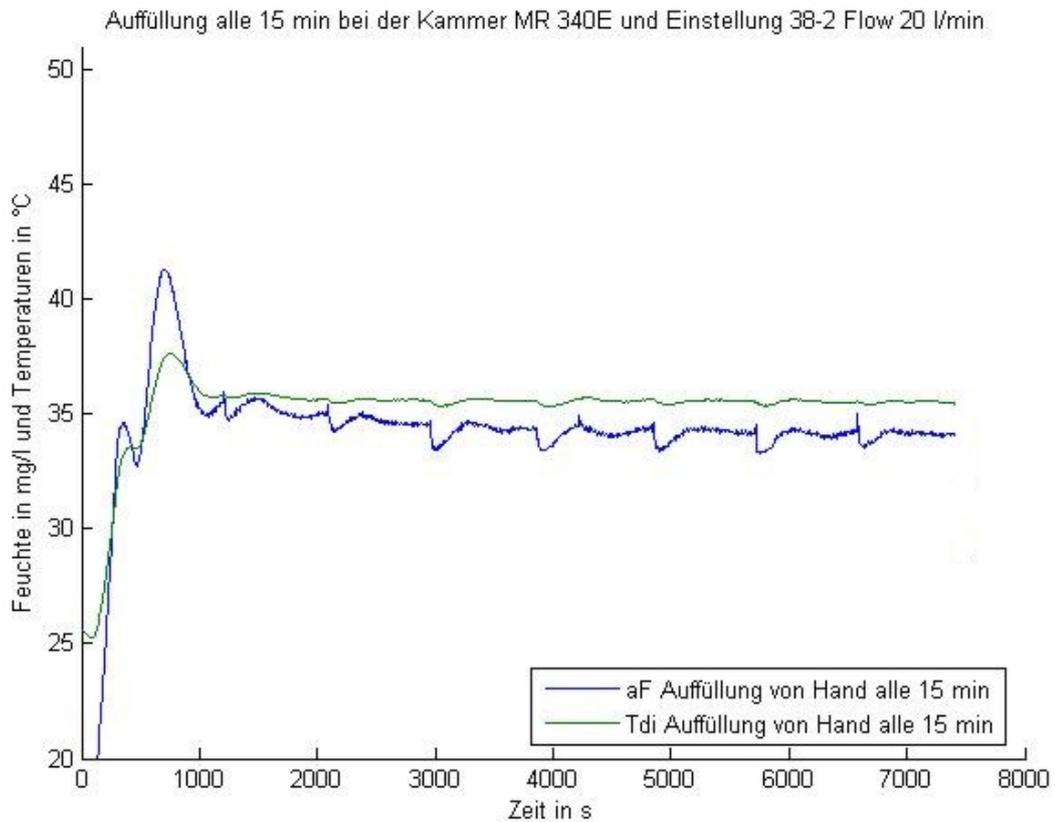


Abbildung 25: Tdi-Temperatur und absolute Feuchte über die Zeit bei Messung mit der Kammer MR 340E, die alle 15 min auf die Markierung max. aufgefüllt wurde, Flow 20 l/min, distaler Feuchtemessung und Einstellung 38-2 zur Untersuchung des Feuchteabfalls bei in etwa konstanter Tdi-Temperatur.

Im Vergleich dazu zeigten die Werte der Messung bei Einstellung 38-2 Flow 20 l/min einen Abfall der Feuchtwerte von etwa 44 mg/l auf 33 mg/l. Die Tdi-Temperatur blieb dabei in etwa konstant.

3.1.9 Untersuchung des Wasserbades

Die Untersuchung des Wasserbades am Ende der Messung Flow 10 l/min Einstellung 39-2 und Inkubatortemperatur 35°C ergab folgende Ergebnisse:
 Temperatur an der Oberfläche: 36,4- 37,0°C
 Temperatur am Kammerboden: 43,1- 43,2°C

3.1.10 Überprüfung der Temperatursensoren des MR 730

Das Alkoholthermometer zeigte im Wasserbad in der Tasse 23,0°C.

Für die verschiedenen Sondenpaare ergab sich folgendes:

Tabelle 4: Überprüfung von Temperatursonden des MR 730. Ergebnisse aus dem Vergleich der Temperatursonden des MR 730 von Fisher & Paykel mit einem Alkoholthermometer

	Ergebnis für die Kammertemperatursonde	Ergebnis für die patientennahe Sonde
Verwendetes Sondenpaar	23,4°C	23,3°C
1. weiteres Sondenpaar	22,4°C	22,5°C
2. weiteres Sondenpaar	23,4°C	23,4°C

3.2 Ergebnisse für den MR 850

3.2.1 Ergebnisse aus Messungen mit distaler Position des Feuchtesensors

3.2.1.1 Einfluss des Flows auf die Heizleistung der Kammer

Es ergaben sich Auslastungen der Heizleistung der Kammer von etwa 10% bei Flow 5 l/min bis etwa 30 % bei Flow 20 l/min. Höhere Flows ergaben höhere Heizleistungen, die Heizleistung war aber nicht proportional zum Flow.

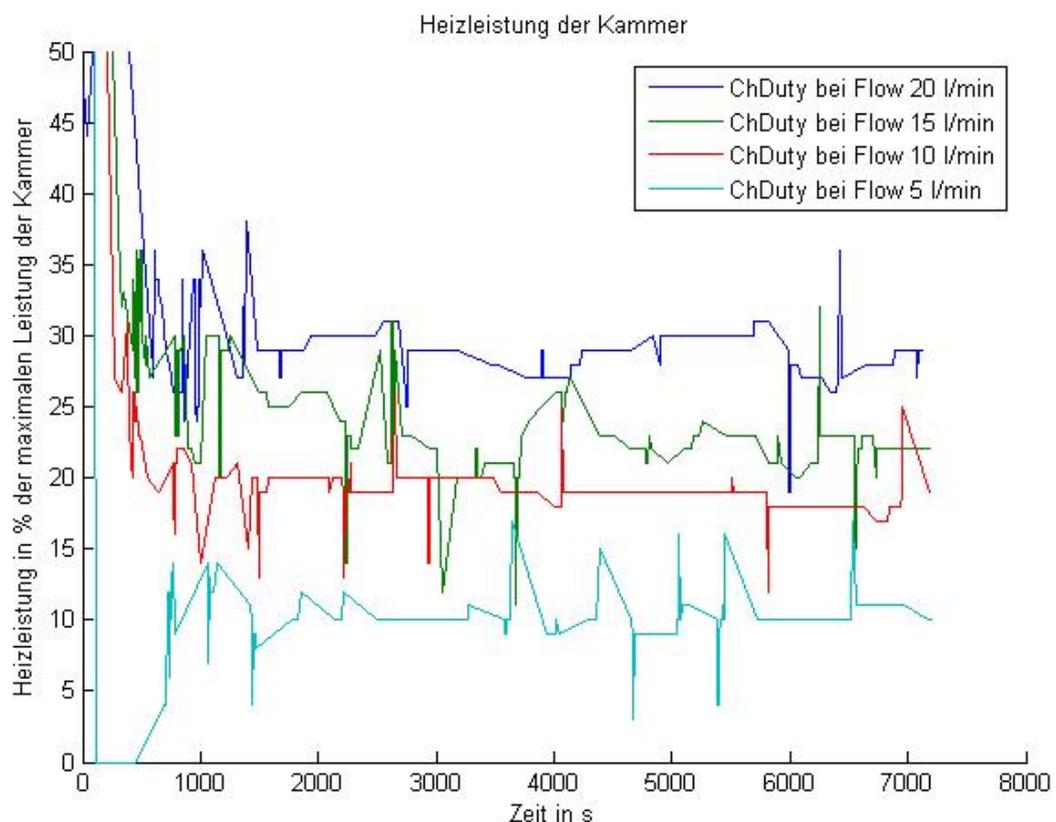


Abbildung 26: Heizleistung in Prozent der maximalen Heizleistung der Kammer (ChDuty) über die Zeit bei distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Heizleistung vom Flow. Der zackelige Kurvenverlauf war vermutlich durch kurzfristige starke Korrekturen der Kammerheizungssteuerung bedingt.

3.2.1.1.1 Vergleich von theoretisch benötigten und gemessenen Heizleistungswerten der Kammer

Tabelle 5: Berechnung der Wärmeabgabe in die Umgebung als Differenz aus theoretisch benötigter und gemessener Heizleistung. Der Wärmeabgabe in die Umgebung wurde die erreichte Feuchte gegenüber gestellt. Die Werte in Klammern entsprechen geschätzten Mittelwerten aus den Grafiken zur Reproduzierbarkeit. Die aus diesen Werten gewonnenen Rechenergebnisse wurden ebenfalls in Klammern geschrieben. Für die Ablesewerte wurde jeweils ein möglichst repräsentativer Wert aus dem Diagramm gewählt.

Flow	Ablesewert der Leistung in W	Theoretischer Wert der benötigten Leistung für die Atemgas-konditionierung	Wärmeabgabe in die Umgebung als Differenz aus Ablesewert und theoretischem Wert für die Atemgas-konditionierung	Ablesewert für die Feuchte
5 l/min	15 W (16,5 W)	9 W	6 W (7,5 W)	42 mg/l
10 l/min	30 W (28,5 W)	18 W	12 W (10,5 W)	43 mg/l
15 l/min	35 W	27 W	8 W	39 mg/l
20 l/min	45 W	36 W	9 W	36 mg/l

Die Wärmeabgabe in die Umgebung als Differenz aus Messwert der Leistung und theoretisch benötigter Leistung für eine Sättigung bei 37°C zeigt, dass keine Vollsättigung des Atemgases erreicht wird: Die Wärmeabgabe in die Umgebung müsste steigen, da eine höhere Leistungsabgabe des Befeuchters eine höhere Heizplattentemperatur erfordert. Diese bedingt eine höhere Energieabgabe in die Umgebung. Da die Wärmeabgabe, wie hier berechnet, aber mit steigendem Flow sinkt kann die für diese Berechnung angenommene Vollsättigung bei 37°C nicht der Realität entsprechen.

Das heißt, dass die gemessene Leistung zu gering ist, um bei den bei unserem Versuch vorherrschenden Umgebungsbedingungen das Atemgas auf 44 mg/l zu befeuchten.

3.2.1.1.2 Überprüfung der Feuchtemessung mittels der Werte aus der Leistungsmessung

Der theoretische Wert der benötigten Leistung bezüglich der tatsächlich erreichten Feuchte errechnet sich folgendermaßen: Der Quotient aus Ablesewert für die Feuchte und 44 mg/l wird mit dem theoretischen Wert der benötigten Leistung multipliziert.

Für die Leistungsextrapolation wird der umgekehrte Quotient als Faktor verwendet.

Tabelle 6: Berechnung der Wärmeabgabe in die Umgebung unter Einbeziehung der Feuchte. Die Werte in Klammern entsprechen Rechenergebnisse aus geschätzten Mittelwerten aus den Grafiken zur Reproduzierbarkeit.

Flow	Theoretischer Wert der benötigten Leistung bezüglich der tatsächlich erreichten Feuchte	Ergebnis der Leistungsextrapolation auf 44 mg/l Feuchte	Differenz aus Ablesewert für die Leistung und theoretisch benötigter Leistung bezüglich der tatsächlich erreichten Feuchte	Differenz aus Extrapolation des Ablesewertes auf 44 mg Feuchte und theoretischem Wert für die Atemgaskonditionierung
5 l/min	8,6 W	15,7 W (17,3 W)	6,4 W (7,9 W)	6,7 W (8,3 W)
10 l/min	17,6 W	30,7 W (29,2 W)	12,4 W (10,9 W)	12,7 W (11,2 W)
15 l/min	23,9 W	39,5 W	11,1 W	12,5 W
20 l/min	29,5 W	55,0 W	15,5 W	19,0 W

Bei Überprüfung der von uns gemessenen Werte mittels obiger Methode zeigt sich, dass die von uns gemessenen Werte plausibel sind: Sowohl Differenz zwischen Ablesewert für die Leistung und theoretisch benötigter Leistung bezüglich der tatsächlich erreichten Feuchte als auch Differenz aus Extrapolation des Ablesewertes auf 44 mg/l Feuchte und theoretischem Wert für die Atemgaskonditionierung zeigen einen Anstieg der Wärmeabgabe in die Umgebung bei Verwendung der Mittelwerte aus den Reproduzierbarkeitsgrafiken für die Berechnung.

3.2.1.2 Einfluss des Flows auf die Heizplattentemperatur

Es ergaben sich Heizplattentemperaturen von etwa 55°C bei Flow 5 l/min bis etwa 70°C bei Flow 20 l/min. Höhere Flows ergaben höhere Heizleistungen.

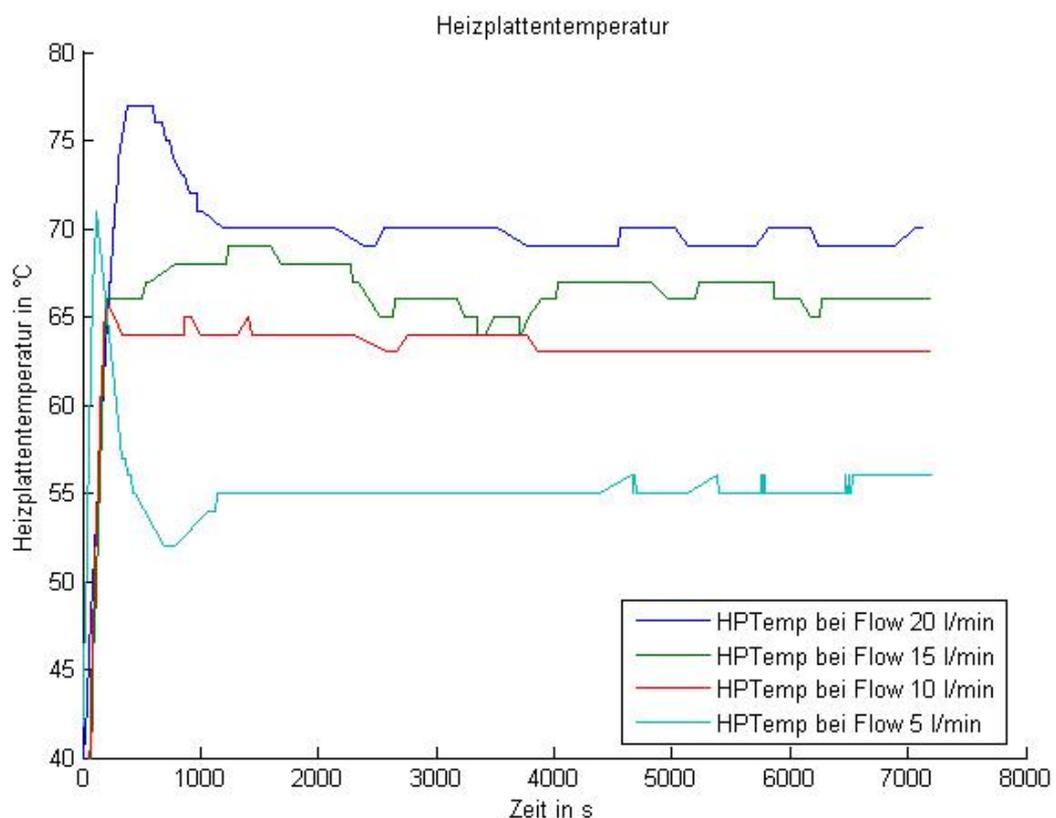


Abbildung 27: Heizplattentemperatur (HPTemp) über die Zeit bei distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Heizplattentemperatur vom Flow.

3.2.1.2.1 Überprüfung der Feuchtemessung mittels der Werte aus der Heizplattentemperatur

Geht man davon aus, dass die Energie in der Heizplatte in Richtung Atemgasstrom nur gemäß der Wärmeleitungsgleichung abfließt, und dabei Δx und λ bei allen Flows gleich bleiben, so müsste ΔT proportional zum Flow sein. Der untere Wert des ΔT ist nicht bekannt. Man kann ihn aber aus je zwei Heizplattentemperaturen errechnen. Bei der hier vorliegenden Berechnung werden folgende Ungenauigkeiten nicht beachtet.

1. Es fließt Wärme aus der Heizplatte nicht nur ins Wasserbad ab, sondern auch in das Befeuchtergehäuse und die Luft.
2. Es wird der Differenzenquotient anstatt des Differentialquotienten verwendet. Diese Fehler sind hinsichtlich des Betrages aber relativ gering.

Rechenweg und Werte:

Geht man von einem konstanten unteren Wert x des ΔT aus, so lässt sich dieser aus zwei Messwerten errechnen.

Die Gleichung zur Berechnung des unteren ΔT Wertes x ohne Feuchtekorrektur:

W_1 sei der kleinere Heizplattentemperaturwert

W_2 sei der größere Heizplattentemperaturwert

Für F soll gelten $F \times 5 \text{ l/min} = \text{Flow von } W_x$

Unter obigen Annahmen sollten dann gelten:

$$\frac{1}{F_1} \cdot (W_1 - x) = \frac{1}{F_2} \cdot (W_2 - x) \Leftrightarrow$$

$$\frac{W_1}{F_1} - \frac{W_2}{F_2} = \frac{1}{F_1} \cdot x - \frac{1}{F_2} \cdot x \Leftrightarrow$$

$$\frac{W_1}{F_1} - \frac{W_2}{F_2} = \left(\frac{1}{F_1} - \frac{1}{F_2} \right) \cdot x \Leftrightarrow$$

$$\frac{\frac{W_1}{F_1} - \frac{W_2}{F_2}}{\frac{1}{F_1} - \frac{1}{F_2}} = x$$

Zur Feuchtekorrektur werden die Faktoren P_1 und P_2 eingefügt, P_x berechnet sich

$$P_x = \frac{44 \text{ mg/l}}{\text{Zugehöriger Feuchtwert}}$$

P_1 sei der zum kleineren Flow gehörige Korrekturfaktor

P_2 sei der zum größeren Flow gehörige Korrekturfaktor

$$\frac{P_1}{F_1} \cdot (W_1 - x) = \frac{P_2}{F_2} \cdot (W_2 - x) \Leftrightarrow$$

$$\frac{W_1 \cdot P_1}{F_1} - \frac{W_2 \cdot P_2}{F_2} = \frac{P_1}{F_1} \cdot x - \frac{P_2}{F_2} \cdot x \Leftrightarrow$$

$$\frac{W_1 \cdot P_1}{F_1} - \frac{W_2 \cdot P_2}{F_2} = \left(\frac{P_1}{F_1} - \frac{P_2}{F_2} \right) \cdot x \Leftrightarrow$$

$$\frac{\frac{W_1 \cdot P_1}{F_1} - \frac{W_2 \cdot P_2}{F_2}}{\frac{P_1}{F_1} - \frac{P_2}{F_2}} = x$$

Geht man nun von folgenden Werten aus,

Tabelle 7: Wertnummernzuordnung. Die Werte in Klammern entsprechen geschätzten Mittelwerten aus den Grafiken zur Reproduzierbarkeit. Für die Ablesewerte wurde jeweils ein möglichst repräsentativer Wert aus dem Diagramm gewählt.

Flow	Ablesewert der HPTemperatur im Diagramm	Wertnummer
5 l/min	55°C (57°C)	1
10 l/min	64°C (64°C)	2
15 l/min	67°C	3
20 l/min	70°C	4

erhält man zu den Wertepaaren folgende Ergebnisse.

Tabelle 8: Ergebnisse der Berechnungen der Werte für den kleineren Wert aus ΔT . Die aus den geschätzten Mittelwerten aus den Reproduzierbarkeitsgrafiken gewonnenen Rechenergebnisse wurden ebenfalls in Klammern geschrieben.

Wertnummernpaare	Unkorrigierter Wert für den kleineren Wert aus ΔT	Feuchtekorrigierter Wert für den kleineren Wert aus ΔT
1 und 2	46°C (50°C)	46°C (50°C)
1 und 3	49°C (52°C)	48°C (51°C)
1 und 4	50°C (53°C)	49°C (52°C)
2 und 3	58°C (58°C)	57°C (57°C)
2 und 4	58°C (58°C)	55°C (55°C)
3 und 4	58°C	53°C

Wären die Werte nun alle annähernd gleich, so wäre dies ein Indiz für das Zutreffen obiger Hypothese das ΔT proportional zum Flow ist. Dies trifft jedoch nicht zu.

Die Proportionalität des ΔT mit dem Flow ist hier also nicht gegeben, was für die unkorrigierten Werte, aufgrund der im vorigen Abschnitt zu den Leistungen gesehenen Werte, zu erwarten war. Andere Effekte spielen anscheinend eine so bedeutende Rolle, dass auch bei feuchtekorrigierter Berechnung unter obigen Voraussetzungen keine Proportionalität des ΔT mit dem Flow zu erzielen ist. Dies bedeutet also, dass oben für die Berechnung gemachte Annahmen vermutlich für unseren Versuch nicht zutreffen.

Jedoch sieht man, dass die Werte durch die Feuchtekorrektur näher beieinander liegen, was als Indiz dafür gedeutet werden kann, dass eine unzureichende Befeuchtung aufgrund zu niedriger Heizplattentemperatur vorliegt. Diese Aussage kann gemacht werden, da anzunehmen ist, dass der Hauptteil des Energieabflusses gemäß der Wärmeleitungsgleichung in Richtung Atemgasstrom abfließt, was aus den Gegebenheiten der Befeuchterkonstruktion ersichtlich ist. Durch die Feuchtekorrektur wird ein Fehler in der Berechnung der kleineren Werte des ΔT ausgeschaltet, wodurch die Charakteristiken der Wärmeleitungsgleichung als Haupteinflussfaktor auf

die tatsächlichen Werte verstärkt werden. Dadurch ergeben sich Werte, die den Erwartungen aus der Wärmeleitungsgleichung mehr entsprechen. Aus dem Umkehrschluss ergibt sich dann obige Aussage.

3.2.1.3 Einfluss des Flows auf die Tdi-Temperatur

Es ergaben sich Tdi-Temperaturen um die 37°C mit einer Spannweite von etwa 0,5°. Niedrige Flows hatten niedrigere Tdi-Werte zur Folge.

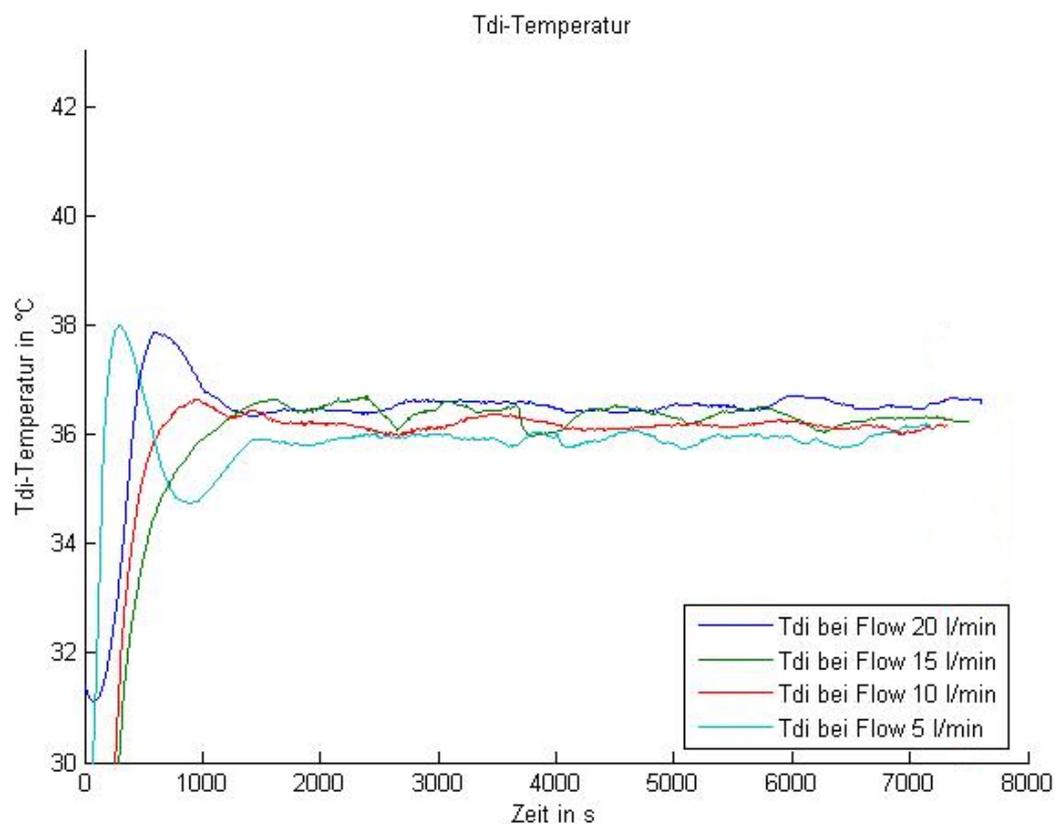


Abbildung 28: Tdi-Temperatur über die Zeit bei distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tdi-Temperatur vom Flow.

3.2.1.4 Einfluss des Flows auf die ChTemp-Temperatur

Nach kurzer Einregelungsphase lagen alle Werte bei 37°C, wobei eine sehr geringe Spannweite beobachtet wurde.

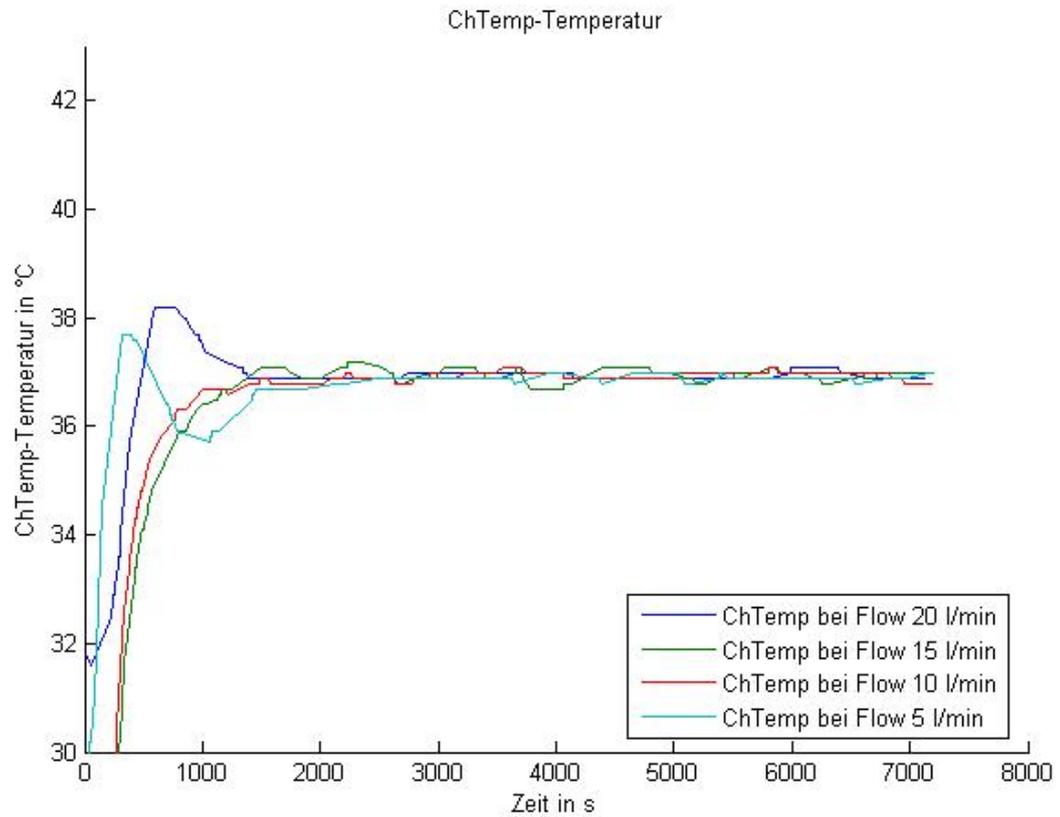


Abbildung 29: ChTemp-Temperatur über die Zeit bei distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der ChTemp-Temperatur vom Flow.

3.2.1.5 Einfluss des Flows auf die absolute Feuchte

Die Messwerte lagen zwischen 36 mg/l und 43 mg/l. Bei höheren Flows ergaben sich niedrigere Feuchten. Ein asymptotischer Abfall der Kurve, wie beim MR 730, trat hier weniger deutlich auf, er zeigte sich nur bei Flow 10 l/min.

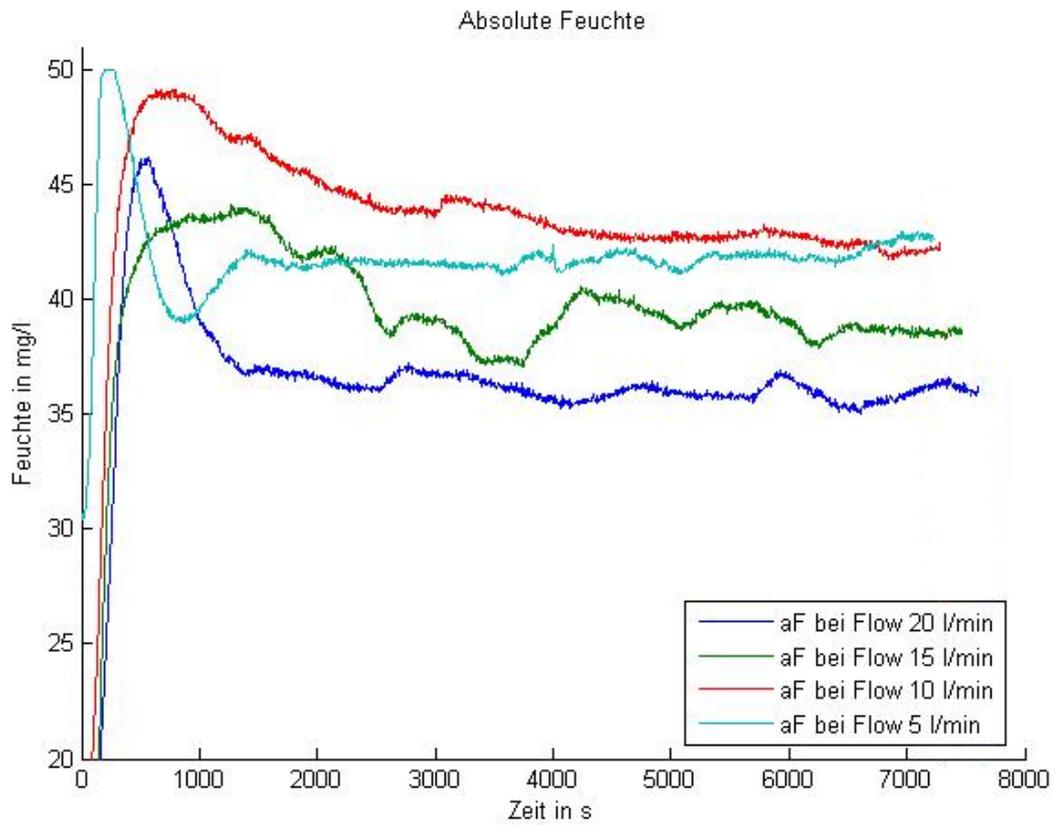


Abbildung 30: Absolute Feuchte über die Zeit bei distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der absoluten Feuchte vom Flow.

3.2.1.6 Einfluss des Flows auf die Schlauchheizungsleistung

Es ergaben sich Auslastungen der Schlauchheizung von etwa 60% bei Flow 20 l/min bis etwa 90% bei Flow 5 l/min. Mit abnehmendem Flow stieg die Leistung der Schlauchheizung.

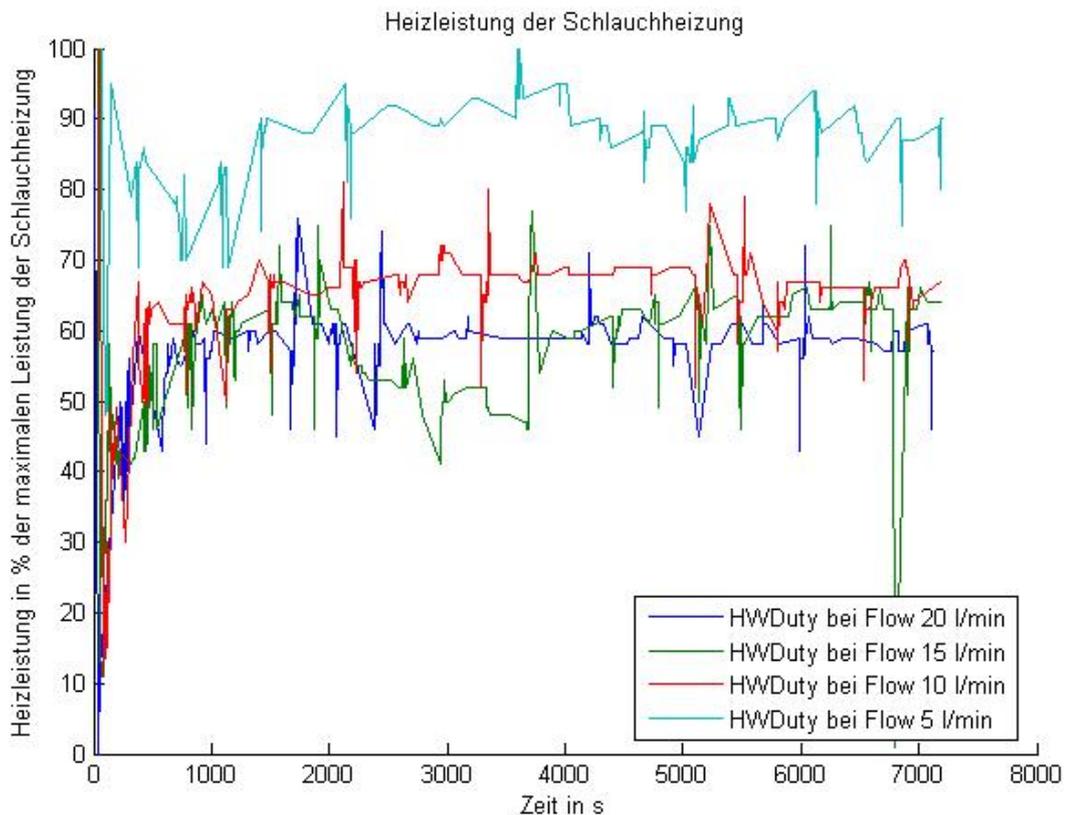


Abbildung 31: Schlauchheizungsleistung in Prozent der maximalen Heizleistung der Schlauchheizung (HWDuty) über die Zeit bei distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Schlauchheizungsleistung vom Flow. Der zackelige Kurvenverlauf war vermutlich durch kurzfristige starke Korrekturen der Schlauchheizungssteuerung bedingt.

3.2.1.7 Einfluss des Flows auf die Tie-Temperatur

Es ergaben sich Werte von etwa 41°C bei Flow 20 l/min bis etwa 42,5°C bei Flow 5 l/min. Die Tie-Temperatur fiel mit abnehmendem Flow.

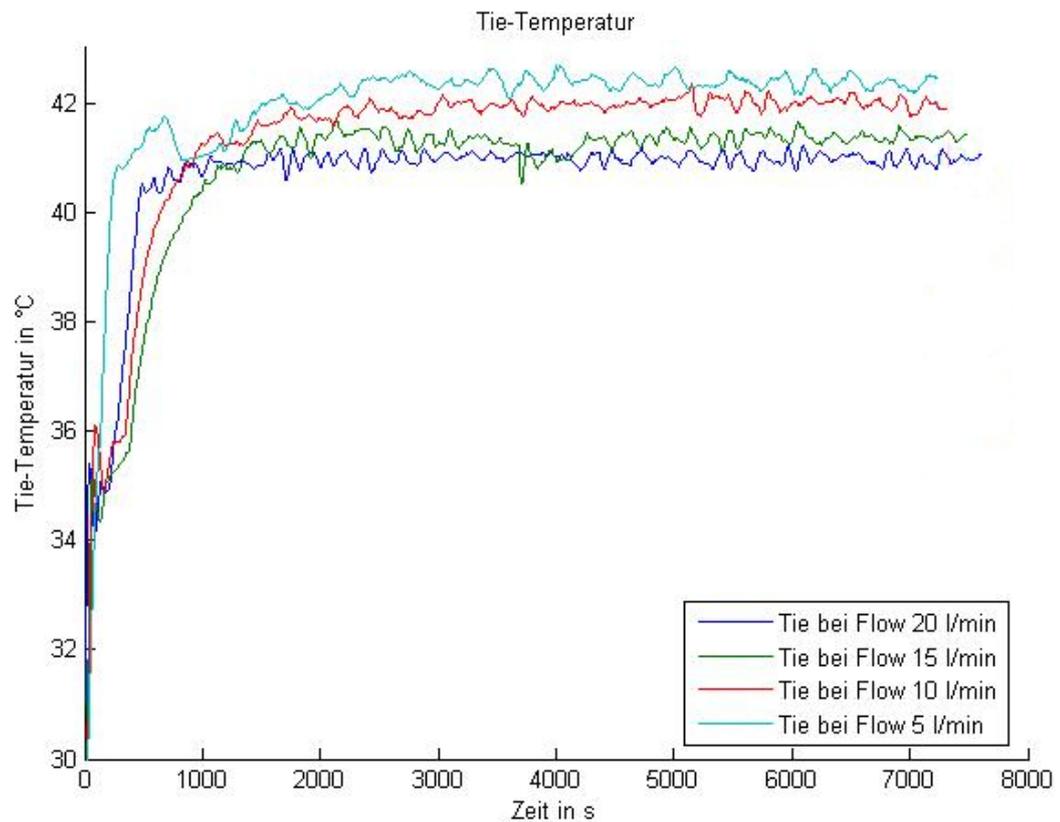


Abbildung 32: Tie-Temperatur über die Zeit bei distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tie-Temperatur vom Flow.

3.2.1.8 Einfluss des Flows auf die AirTemp-Temperatur

Nach kurzer Einregelungsphase lagen alle Messwerte der verschiedenen Flows bei 40°C, wobei nur eine sehr geringe Spannweite beobachtet wurde.

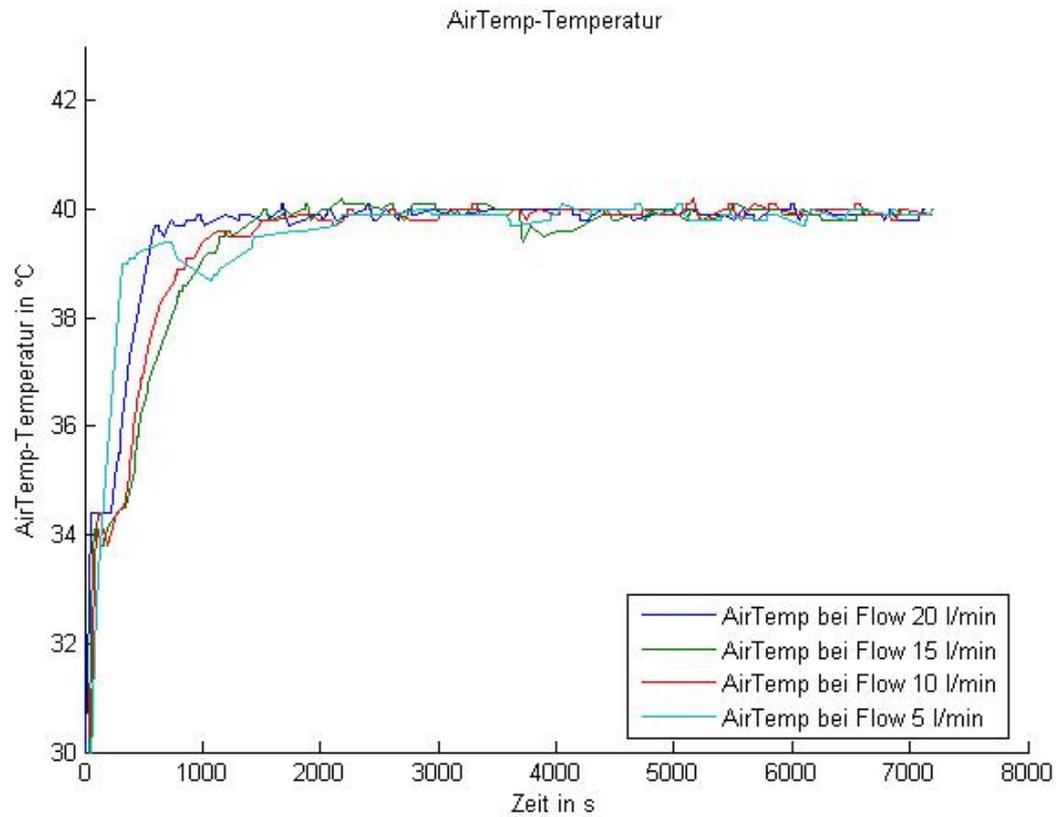


Abbildung 33: AirTemp-Temperatur über die Zeit bei distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der AirTemp-Temperatur vom Flow.

3.2.1.9 Einfluss des Flows auf die Tpr-Temperatur bei distaler Messung

Es ergaben sich Werte von knapp unter 40°C für die drei hohen Flows und 38°C für Flow 5 l/min. Höhere Flows ergaben höhere Tpr-Werte.

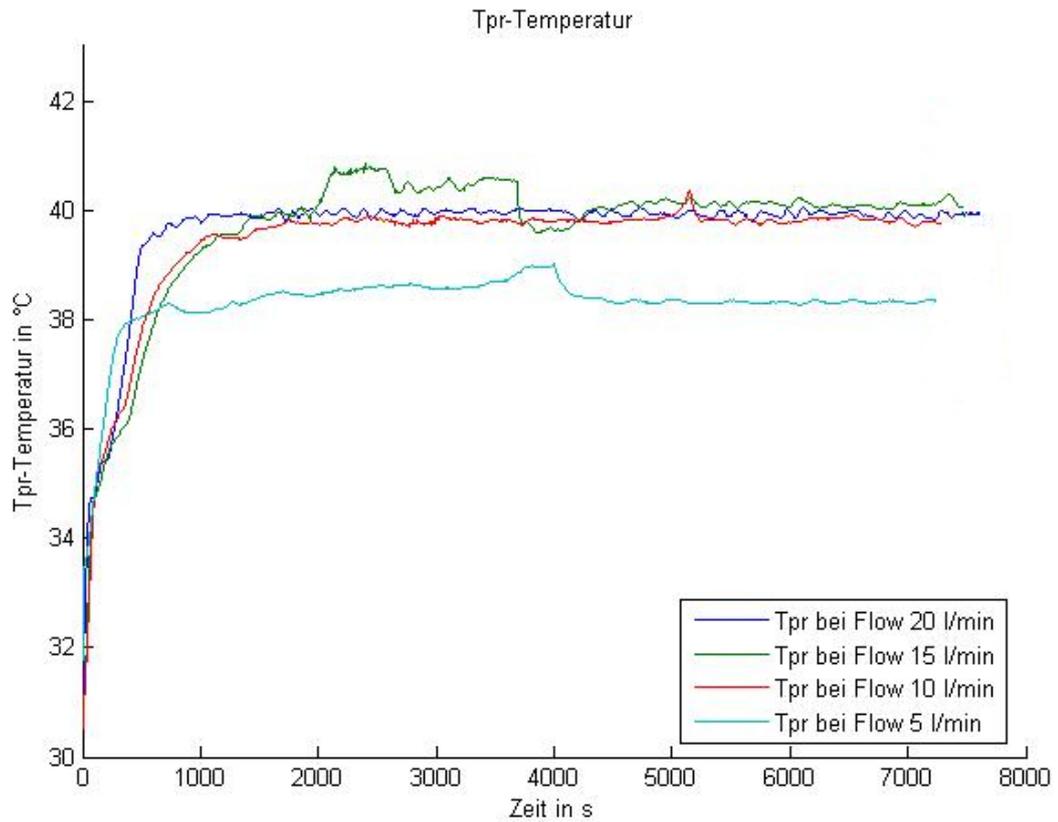


Abbildung 34: Tpr-Temperatur über die Zeit bei distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tpr-Temperatur vom Flow. Die Ursache des abweichenden Kurvenverlaufs von Flow 15 l/min zwischen 2000 s und 4000 s konnte nicht geklärt werden.

3.2.2 Ergebnisse aus Messungen mit proximaler Position des Feuchtesensors

3.2.2.1 Ergebnisse zur Tpr-Temperatur

3.2.2.1.1 Einfluss der Inkubator Temperatur auf die Tpr-Temperatur

Es ergaben sich Werte von etwa 40°C bei Inkubator Temperatur 37°C bis etwa 35°C bei Inkubator Temperatur 28°C bei beiden Flows. Die Tpr-Temperatur korrelierte positiv mit der Inkubator Temperatur. Ein Einfluss der Inkubator Temperatur auf die Atemgastemperatur ist also nachweisbar.

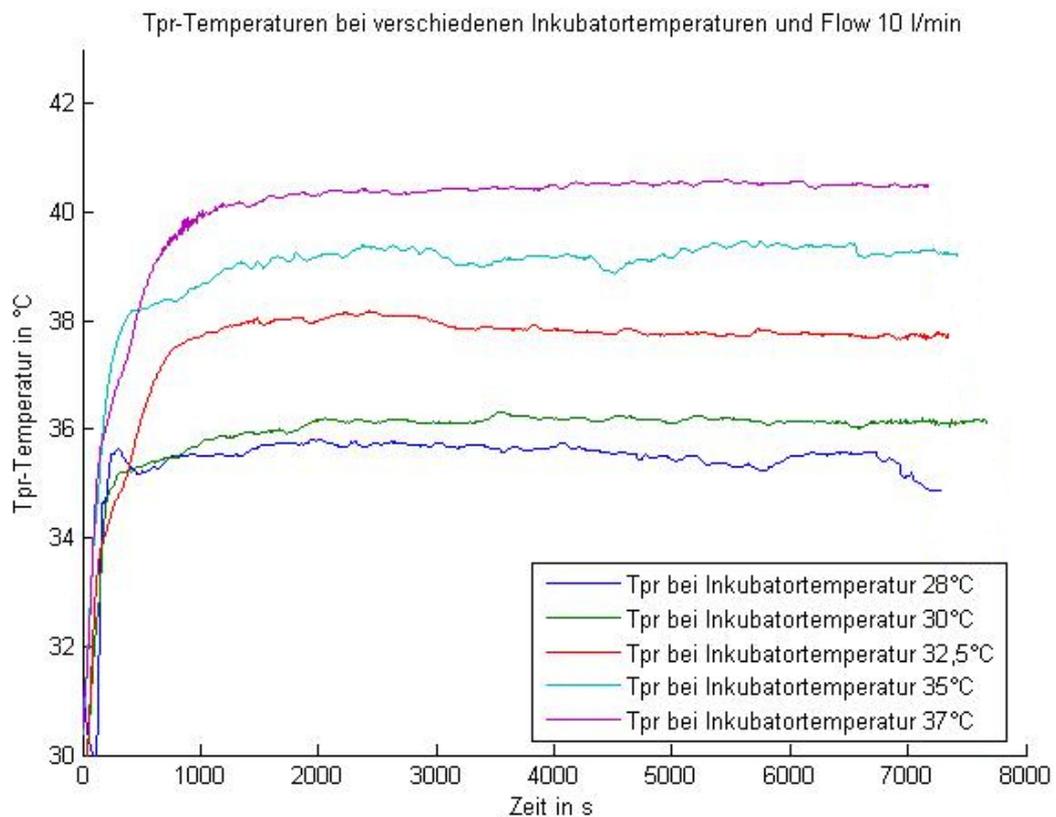


Abbildung 35: Tpr-Temperatur über die Zeit bei Flow 10 l/min, proximaler Feuchtemessung und Variation der Inkubator Temperatur zur Darstellung der Abhängigkeit der Tpr-Temperatur von der Inkubator Temperatur.

3.2.2.1.2 Einfluss des Flows auf die Tpr-Temperatur bei proximaler Feuchtemessung

Mit steigendem Flow stieg die Tpr-Temperatur. Die Werte lagen zwischen 36°C und 37°C für Inkubator Temperatur 30°C und zwischen 39°C und 40°C für Inkubator Temperatur 35°C.

Die Temperaturspannweite zwischen dem höchsten und dem niedrigsten Flow, als weiteres Kriterium der Flowabhängigkeit, war bei 30°C höher als bei 35°C.

3.2.2.2 Ergebnisse zur absoluten Feuchte

3.2.2.2.1 Einfluss der Inkubator Temperatur auf die absolute Feuchte

Die Messwerte der distalen Messungen lagen bei beiden Flows nicht über denen der proximalen. Eine klare Abhängigkeit der Feuchte von der Inkubator Temperatur war nicht zu erkennen. Die Werte lagen zwischen 38 mg/l und 43 mg/l absoluter Feuchte für Flow 10 l/min und zwischen 42 mg/l und 44 mg/l absoluter Feuchte für Flow 5 l/min.

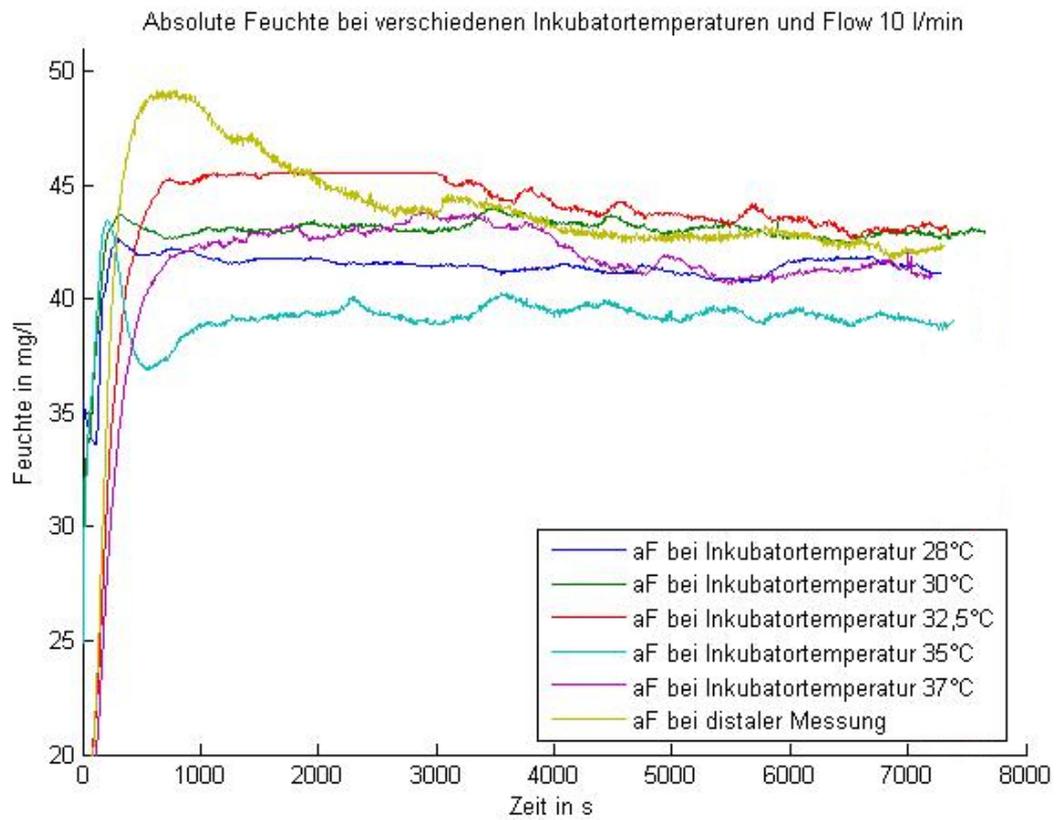


Abbildung 36: Absolute Feuchte über die Zeit bei Flow 10 l/min, proximaler Feuchtemessung und Variation der Inkubator Temperatur zur Darstellung der Abhängigkeit der absoluten Feuchte von der Inkubator Temperatur.

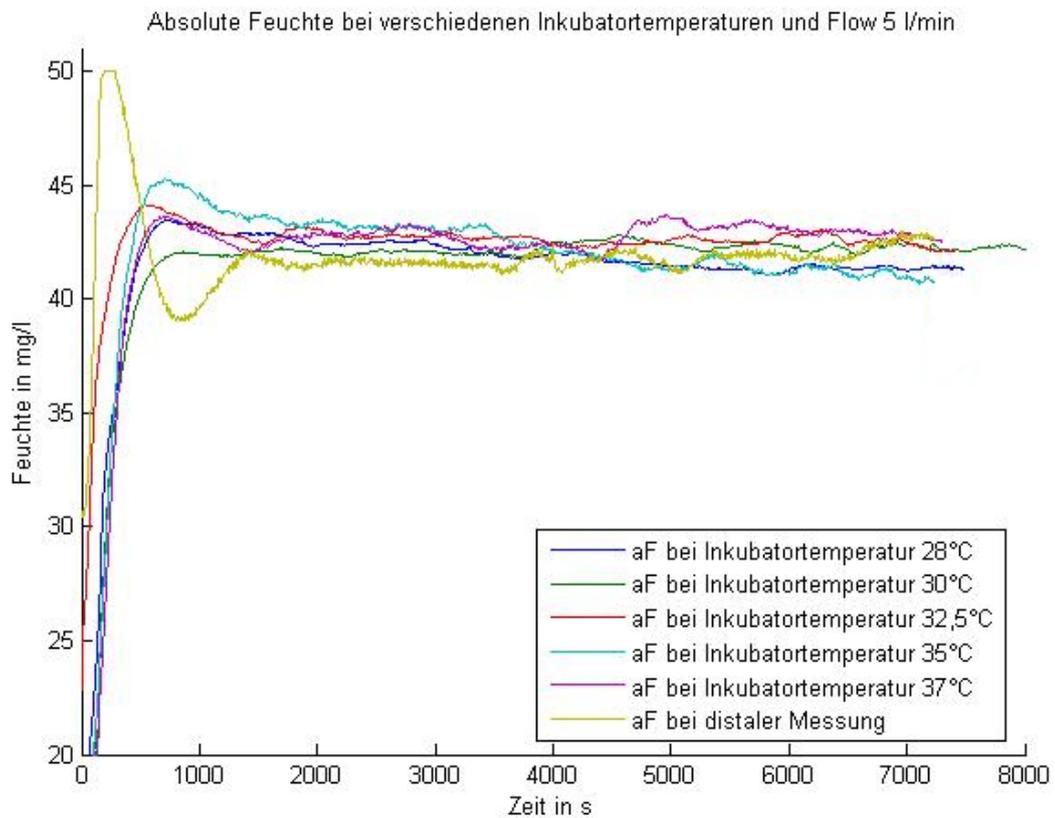


Abbildung 37: Absolute Feuchte über die Zeit bei Flow 5 l/min, proximaler Feuchtemessung und Variation der Inkubator Temperatur zur Darstellung der Abhängigkeit der absoluten Feuchte von der Inkubator Temperatur.

3.2.2.2 Einfluss des Flows auf die absolute Feuchte bei proximaler Feuchtemessung

Die Werte lagen zwischen 41 mg/l und 43 mg/l absoluter Feuchte für Inkubator Temperatur 30°C und zwischen 38 mg/l und 42 mg/l absoluter Feuchte für Inkubator Temperatur 35°C. Ein Einfluss des Flows auf die absolute Feuchte ist nicht nachweisbar.

3.2.3 Ergebnisse zur HFOV-Beatmung

Bei der Heizleistung zeigten sich für die HFOV-Beatmung höhere Werte gegenüber Standardbeatmung mit entsprechenden Flowwerten (die Flowwerte bei HFOV-Beatmung und den gewählten Einstellungen lagen bei 12 l/min bis 16 l/min). Ebenfalls zeigten sich bei den Heizplattentemperaturen höhere Werte

für die HFOV-Beatmung. Bei den Tdi-Temperaturen ergaben sich keine nennenswerten Unterschiede zwischen den beiden Beatmungsformen. Bei der Feuchte zeigten sich dann wieder höhere Werte bei der HFOV-Beatmung. Ein relevanter Unterschied zwischen den beiden gewählten Amplituden war nicht festzustellen. Die Werte für die HFOV-Messungen lagen bei 26% Auslastung der Heizleistung, 69°C für die Heizplattentemperatur, 36,5°C für die Tdi-Temperatur und zwischen 45 mg/l und 50 mg/l für die absolute Feuchte.

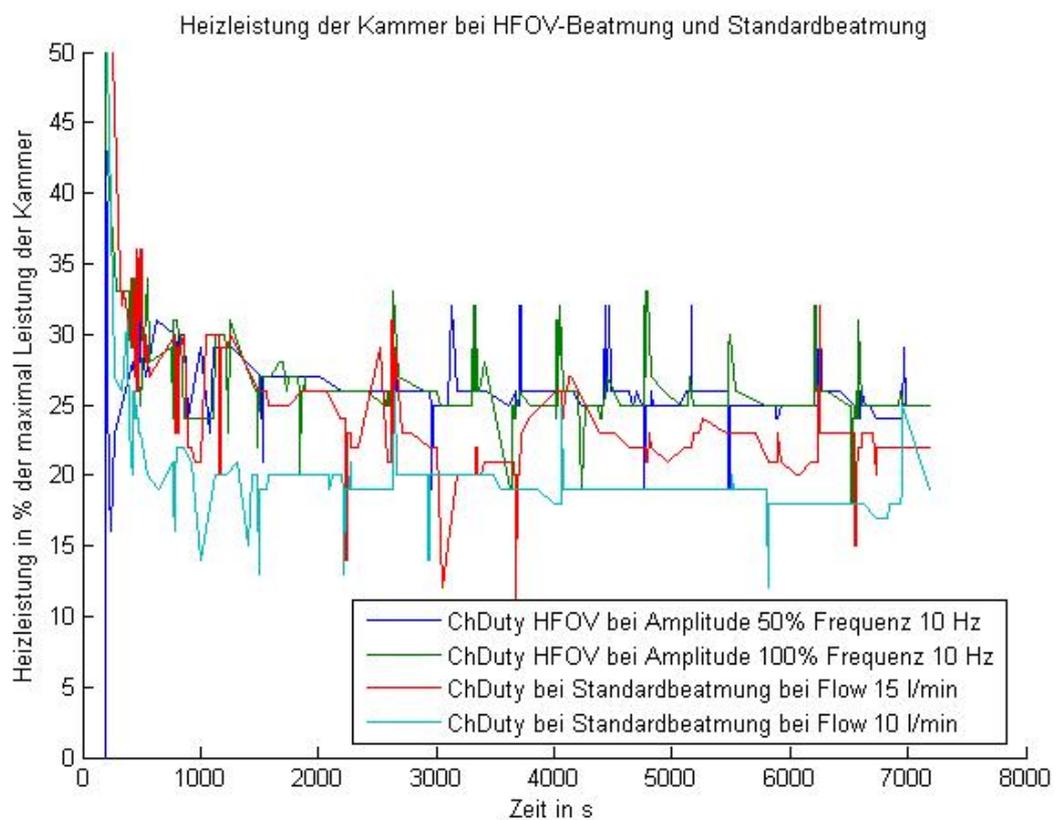


Abbildung 38: Heizleistung in Prozent der maximalen Heizleistung der Kammer (ChDuty) über die Zeit bei distaler Feuchtemessung zum Vergleich von HFOV-Beatmung und Standardbeatmung.

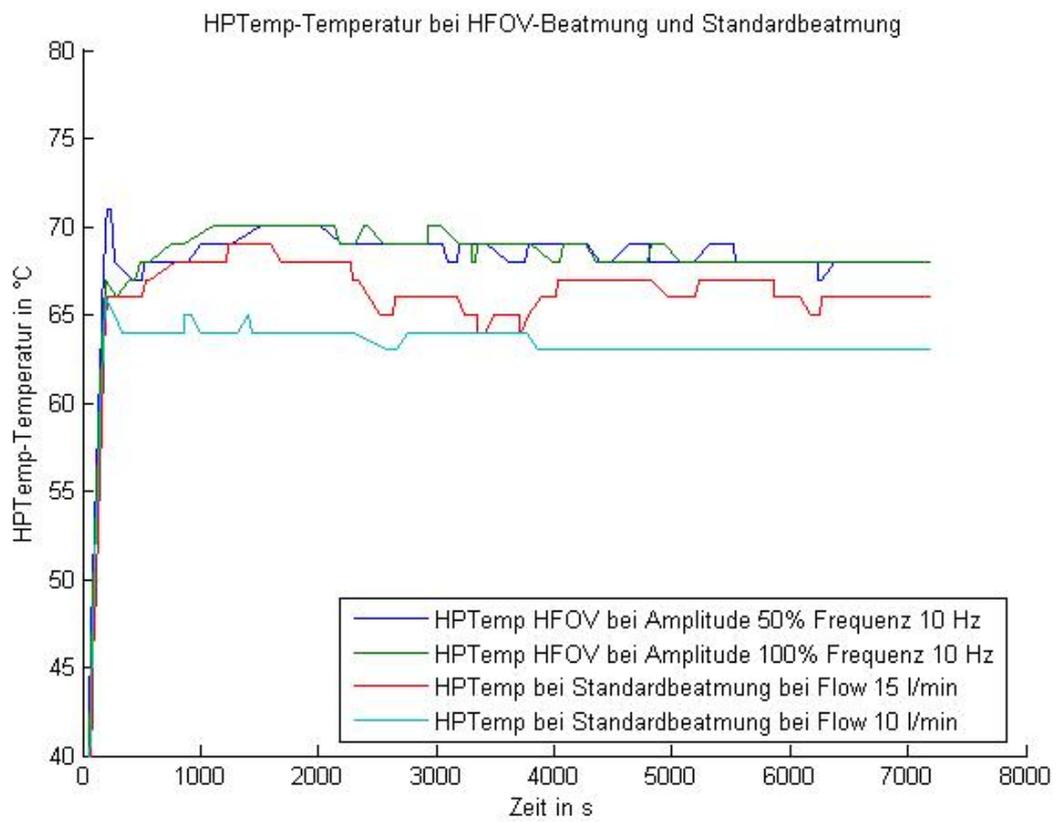


Abbildung 39: Heizplattentemperatur (HPTemp) über die Zeit bei distaler Feuchtemessung zum Vergleich von HFOV-Beatmung und Standardbeatmung.

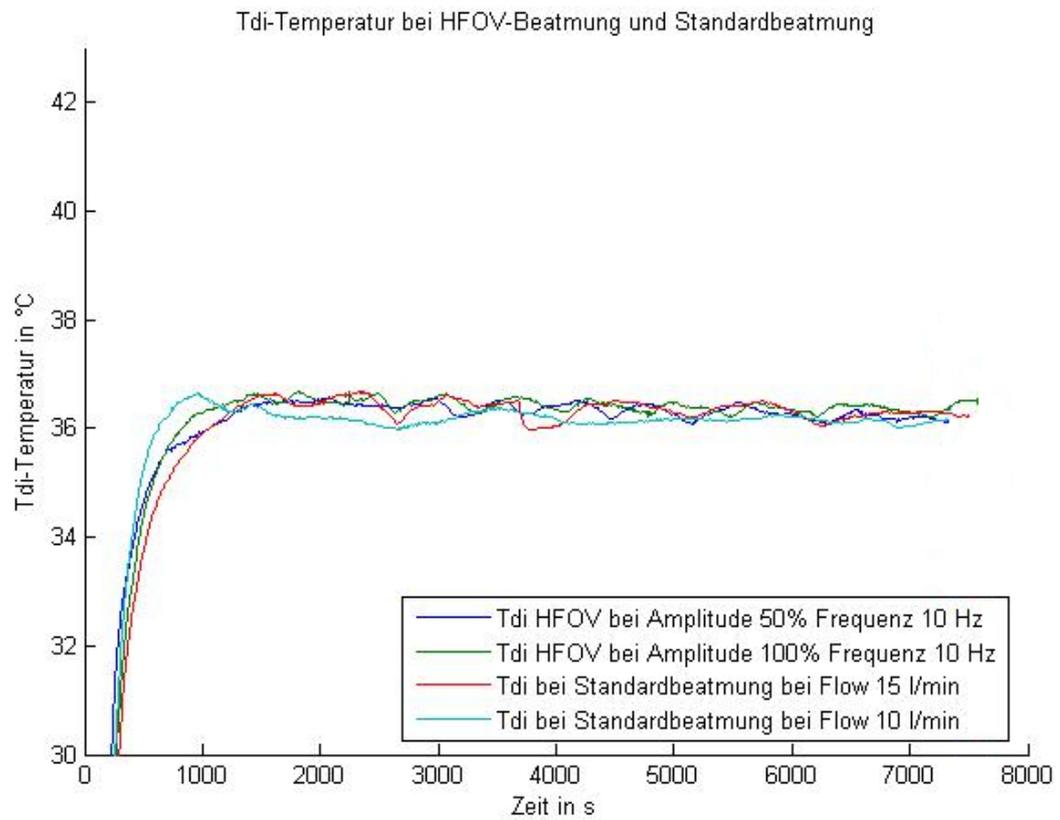


Abbildung 40: Tdi-Temperatur über die Zeit bei distaler Feuchtemessung zum Vergleich von HFOV-Beatmung und Standardbeatmung.

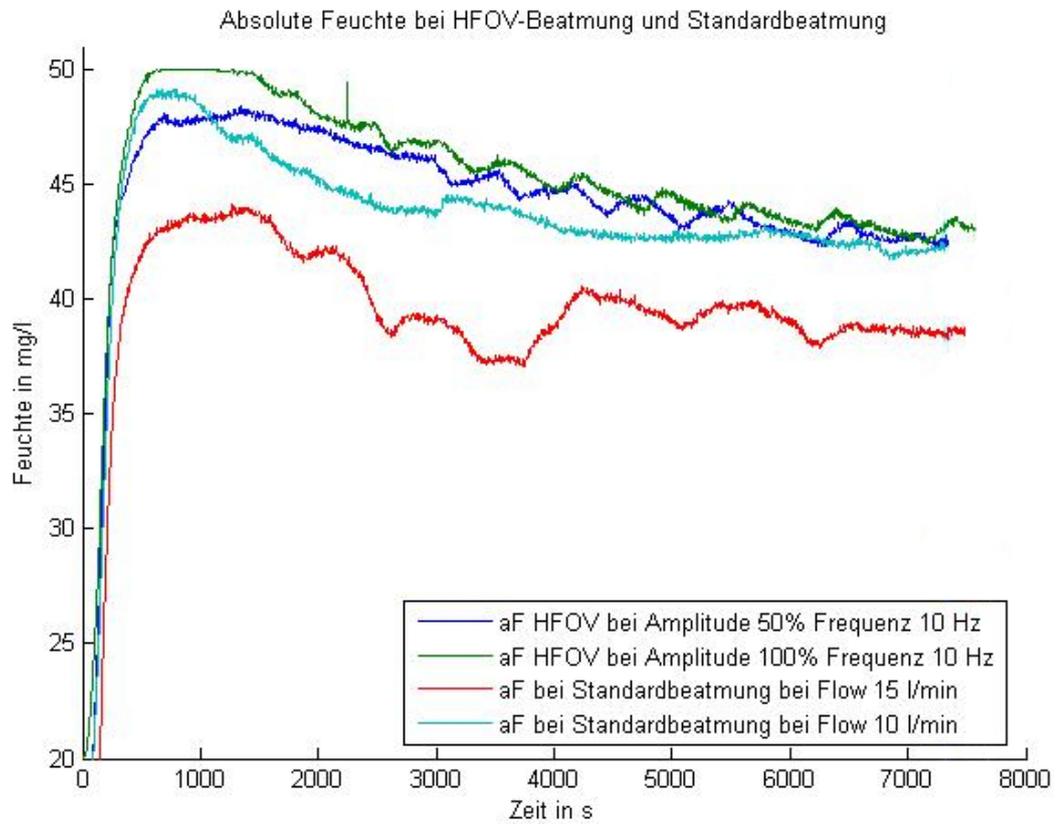


Abbildung 41: Absolute Feuchte über die Zeit bei distaler Feuchtemessung zum Vergleich von HFOV-Beatmung und Standardbeatmung.

3.2.4 Ergebnisse zu CPAP

Die Messwerte für Heizleistung, Heizplattentemperatur, Tdi-Temperatur und absolute Feuchte waren bei CPAP niedriger als bei Standardbeatmung. Für die CPAP-Messungen lagen sie bei Flow 10 l/min bei 17% Auslastung der Heizleistung, 61°C Heizplattentemperatur, 36°C Tdi-Temperatur und 37 mg/l absoluter Feuchte. Für Flow 5 l/min lagen sie bei 9% Auslastung der Heizleistung, 55°C Heizplattentemperatur, 35,5°C Tdi-Temperatur und 39 mg/l absoluter Feuchte.

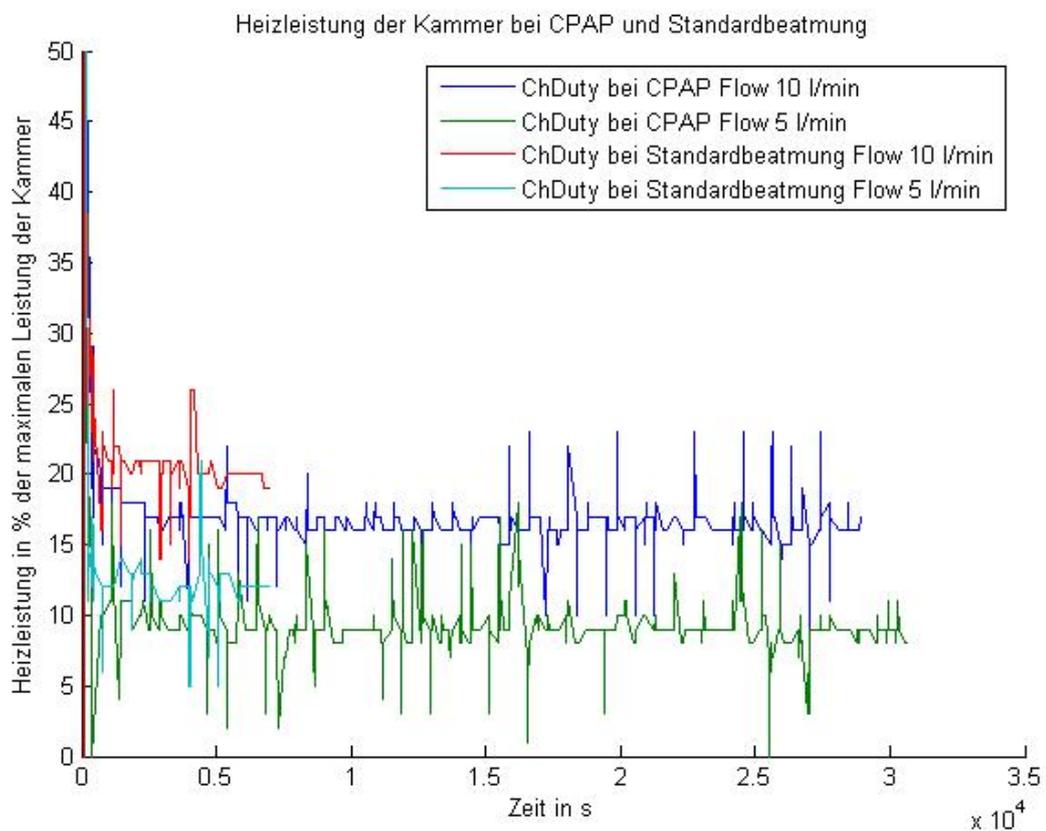


Abbildung 42: Heizleistung in Prozent der maximalen Heizleistung der Kammer (ChDuty) über die Zeit bei proximaler Feuchtemessung und Inkubator Temperatur 37°C zum Vergleich von CPAP und Standardbeatmung. Der zackelige Kurvenverlauf war vermutlich durch kurzfristige starke Korrekturen der Kammerheizungssteuerung bedingt.

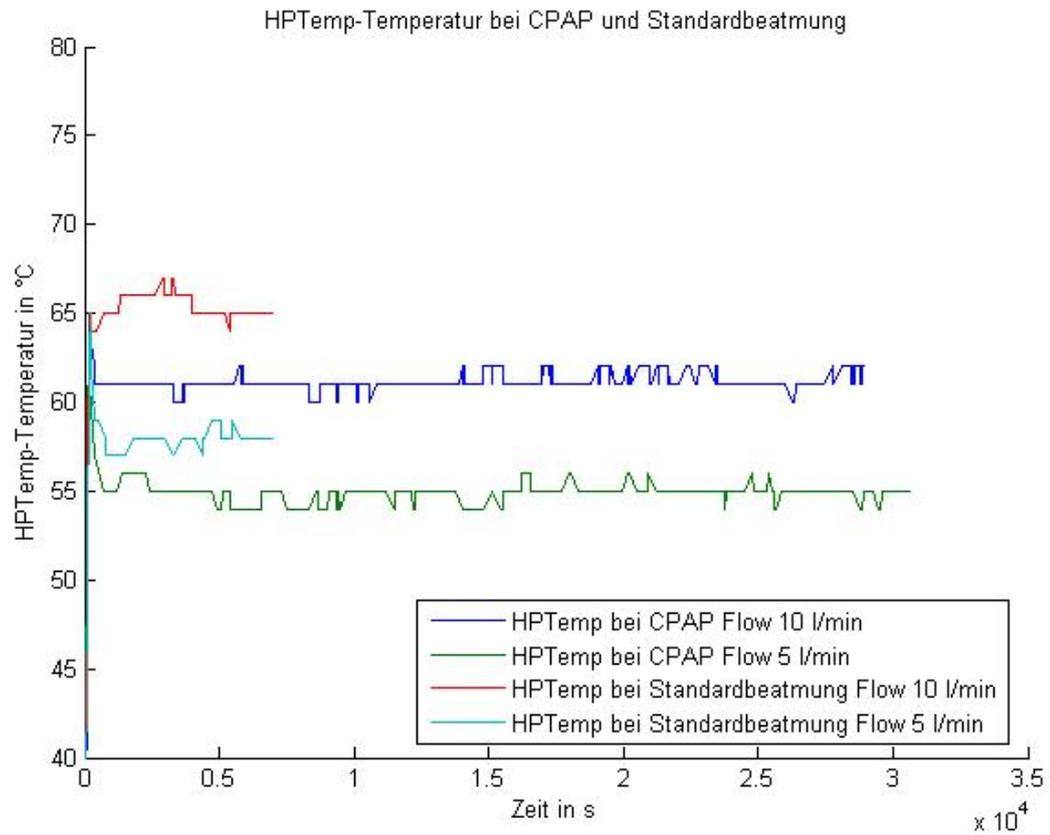


Abbildung 43: Heizplattentemperatur (HPTemp) über die Zeit bei proximaler Feuchtemessung und Inkubortemperatur 37°C zum Vergleich von CPAP und Standardbeatmung.

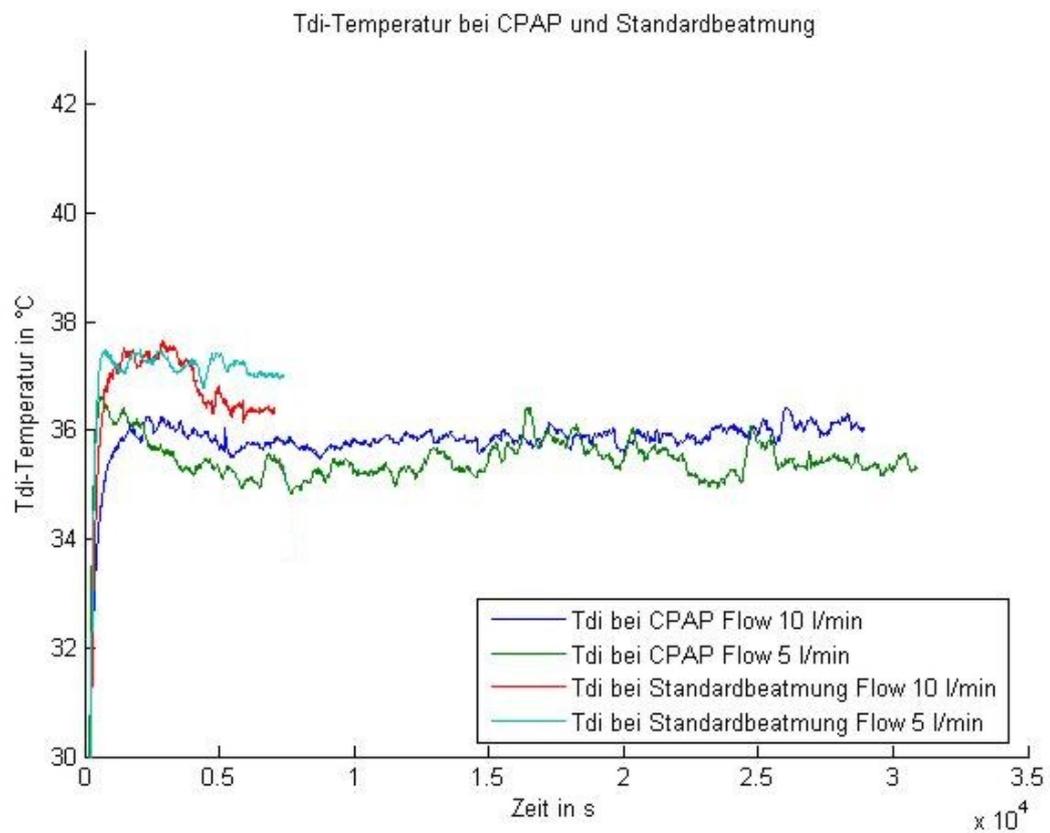


Abbildung 44: Tdi-Temperatur über die Zeit bei proximaler Feuchtemessung und Inkubator Temperatur 37°C zum Vergleich von CPAP und Standardbeatmung.

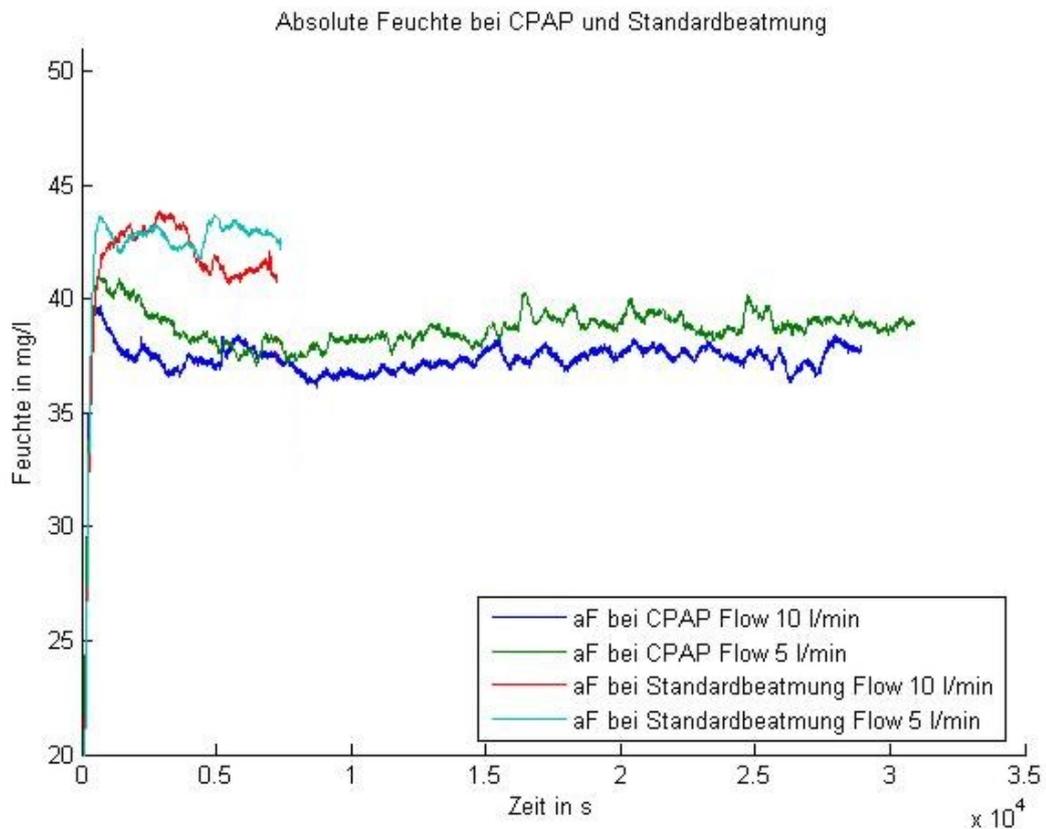


Abbildung 45: Absolute Feuchte über die Zeit bei proximaler Feuchtemessung und Inkubortemperatur 37°C zum Vergleich von CPAP und Standardbeatmung.

3.2.5 Reproduzierbarkeit

Bei den Daten für die Beurteilung der Reproduzierbarkeit sind in den Werten nicht nur die Schwankungen, die durch den Befeuchter gegeben sind, enthalten, sondern auch die Messungengenauigkeit. Diese kann aber durch die im Abschnitt Materialien und Methoden gemachten Angaben leicht herausgerechnet werden und fällt in der Regel nicht ins Gewicht.

Tabelle 9: Daten zur Reproduzierbarkeit/Variabilität. Die Spannweite wurde aus den Diagrammen abgelesen.

Messgröße	Spannweite bei 5 l/min	Spannweite bei 10 l/min
Kammerleistung in % der Maximalleistung	2-2,5%	3-4 %
Heizplattentemperatur in °C	<3°C	3-4°C
Tdi in °C	1,5-2°C	1,5-2°C
ChTemp in °C	<0,5°C	<0,5°C
Schlauchheizungsleistung in % der Maximalleistung	10-15%	10-15%
Tie in °C	2°C	1-1,5°C
AirTemp in °C	<0,5°C	<0,5°C

3.2.6 Kondensatmengenbeurteilung für die Kaltstrecke

Ab 32,5°C begann Kondensatbildung am Y-Stück. Bei höheren Flows bildete sich weniger Kondensat als bei niedrigen Flows.

3.2.7 Überprüfung der Temperatursensoren des MR 850

Das Alkoholthermometer zeigte im Wasserbad in der Tasse 23,0°C.

Die bei den Versuchen verwendeten Sonden zeigten Werte von 23,1°C für die Kammertemperatursonde und 23,2°C für die Sonde am Ende der Schlauchheizung.

4. Diskussion

Zunächst wird der MR 730, dann der MR 850 besprochen. Viele Themen betreffen beide Befeuchter, diese werden dann beim jeweiligen Befeuchter besprochen bei dem die beurteilten Merkmale ausgeprägter sind. Die Relevanz für den jeweils anderen Befeuchter wird durch entsprechende Verweise kenntlich gemacht.

4.1 MR 730

4.1.1 Die absolute Feuchte in der Kammer

Die Messwerte lagen zum einen teilweise deutlich unter den geforderten 44 mg/l, zum anderen zeigte sich eine deutliche Flowabhängigkeit der Feuchte und ein Feuchteabfall entlang der Zeitachse. Dabei stieg die Kammertemperatur mit dem Flow. Die Ursache hierfür war also nicht eine mangelnde Heizleistung.

Diese Phänomene traten teilweise auch beim MR 850 auf, nicht jedoch so ausgeprägt; sie werden dort daher nicht erneut besprochen.

Es bieten sich verschiedene Ansatzmöglichkeiten, diesen Sachverhalt zu erklären.

4.1.1.1 Ausschluss eines Messfehlers als Ursache

Um ein messtechnisches Problem auszuschließen, haben wir uns mit dem Konstrukteur des von uns eingesetzten Feuchtesensors in Verbindung gesetzt. Er führte daraufhin Messungen mit einem anderen Versuchsaufbau, aber ähnlichen Bedingungen (zwischen 40 mg/l und 45 mg/l absolute Feuchte, bewegtes Gas und etwa 37°C Temperatur), mit demselben Sensor durch und stellte dabei keinen Abfall entlang der Zeitachse fest. So kann ein messtechnisches Problem als Ursache so gut wie ausgeschlossen gelten. Auch zeigten sich in anderen Versuchen Messergebnisse, die dieses Charakteristikum nicht aufwiesen.

4.1.1.2 Die Oberflächentheorie

Die einfachste Erklärung für die negative Korrelation des Flows mit der Feuchte bezüglich des Steady State ist, dass die Wasseroberfläche in der Kammer zu klein wird, um die bei höherem Flow entsprechend höhere Menge an Atemgas suffizient zu befeuchten. Umgekehrt betrachtet wird die Verweildauer des Atemgases für eine ausreichende Sättigung der Luft nicht mehr lange genug sein.

Grundlage dieser Annahme ist die Vorstellung, dass die Verdunstungsgeschwindigkeit ab einem bestimmten Flow nicht mehr ausreicht, um das Atemgas suffizient zu befeuchten.

4.1.1.3 Die Theorie des laminaren Flusses in der Kammer als Ursache einer mangelhaften Befeuchtung

Geht man von einem laminaren Fluss des Atemgases über der Wasseroberfläche in der Kammer aus (der Hersteller konnte diese Frage nicht beantworten), so wird man vermutlich einen Temperaturgradienten zwischen Wasseroberfläche und Kammerdach innerhalb dieses Flusses finden.

Betrachtet man nun die Form des Ausgangs der Kammer, so scheint evident, dass hier ein ursprünglich laminarer Fluss turbulent wird. Das bedeutet, dass dann am Temperaturfühler ein homogen temperiertes Atemgasgemisch vorzufinden ist.

In diesem laminaren Fluss in der Kammer zeigt sich im Querschnitt zumindest theoretisch ein Temperaturgradient. Dessen „thermische“ Mitte mit 37°C entspricht nicht der metrischen Mitte des Atemgasstromes. Die „thermische“ Mitte liegt aufgrund der höheren Wärmekapazität des Dampfes näher an der Wasseroberfläche. Es ist also weniger Atemgas wärmer und feuchter als 37°C und 44 mg/l absolute Feuchte als kälter und trockener (geht man für den betrachteten Bereich von einem ungefähr proportionalen Zusammenhang für die Beziehung zwischen Feuchte und Temperatur aus). Daher kann selbst bei voller Wasserdampf-Sättigung aller Teile des Atemgasstromes in der Kammer in dem nach Vermischung hinter dem Kammerausgang entstehenden

Atemgasstrom keine volle Sättigung erreicht werden. Der quantitative Effekt ist recht schwer abzuschätzen und wohl eher experimentell zu ermitteln.

Betrachtet man diese Angelegenheit für verschieden starke Atemgasströme, so wird der aus oben Besprochenem resultierende Effekt zumindest theoretisch bei höheren Atemgasströmen stärker werden. Die Heizplattentemperatur im Befeuchter ist bei höheren Flows höher, um den höheren Energiebedarf höherer Flows zu decken. Mit der Heizplattentemperatur wird sich der Temperaturgradient vermutlich entsprechend ändern (nimmt man an, dass der Unterschied im Wasserbad nicht gänzlich durch Konvektion aufgehoben wird), und damit der Effekt an Stärke gewinnen.

Aber noch ein anderer Effekt eines laminaren Flows soll hier erwähnt werden. Wie oben schon teilweise erläutert, wird die Verdunstungsgeschwindigkeit durch die Diffusionsgeschwindigkeit begrenzt, so dass sich auch unter diesem Aspekt die kürzere Verweildauer in der Kammer bei höheren Flows negativ auswirken könnte. In einem turbulenten Fluss hingegen wird die Diffusion keine Rolle spielen.

4.1.1.4 Der Wasserstand als mögliche Ursache eines Abfalls der Feuchte entlang der Zeitachse

Eine weitere mögliche Ursache ist ein wasserstandsabhängiges Problem, da sich dieses Verhalten der Messwerte vorwiegend beim MR 730 zeigte. Dass dies nur ein Teil des Problems sein kann, sieht man schon bei der Messung mit Einstellung 38-2 mit Flow 15 l/min. Hier zeigte sich nach Auffüllung auf die Kennung „max.“ der Kammer zwar ein geringer Anstieg der absoluten Feuchte, doch entsprach dieser eindeutig nicht der Höhe des Ausgangswertes.

Um dieser möglichen Ursache weiter nachzugehen, führten wir zu einen Messungen mit Auffüllung im Intervall von 15 min, zum anderen Messungen mit der selbst befüllenden Kammer MR 290 auf dem MR 730 durch.

Bei der selbst befüllenden Kammer zeigte sich kein wesentlich anderes Bild als beim Standardvorgehen. Bei der Messung mit Auffüllung im Intervall zeigten sich bessere Werte. Diese kamen aber dadurch zustande, dass das nachzufüllende Wasser in die Kammer eingespritzt wurde und so der

Temperaturgradient im Wasserbad zerstört wurde, was eine bessere Befeuchtung bewirkte.

Eine wasserstandsabhängige Genese war so auszuschließen.

4.1.1.5 Abbau eines im Aufwärmvorgang entstandenen Energiespeichers als mögliche Ursache eines Abfalls der Feuchte entlang der Zeitachse

Im Aufwärmvorgang werden regelhaft die Kammertemperatur und die Feuchte in ihren Zielwerten überschritten und vor allem sind diese initialen Werte deutlich höher als die, die nachher im Steady State erreicht werden. Hierbei könnte Energie gespeichert werden. So wäre eine mögliche Erklärung, dass die im Energiespeicher aus Wasserbad und Heizplatte enthaltene überschüssige Energie langsam an den Atemgasstrom abgegeben wird und so die gemessenen Werte zustande kommen.

4.1.2 Vergleich der Einstellung des MR 730 mit dem jeweiligen Outputergebnissen

Der Befeuchter soll unter dem genannten Aspekt auf zwei verschiedene Leistungsmerkmale hin untersucht werden. Erstens die Präzision mit der die eingestellte Temperatur und die damit verbundene absolute Feuchte erreicht werden, und zweitens ob Änderungen der Einstellung am Befeuchter einen proportionalen Effekt auf den Output haben.

4.1.2.1 Beurteilung der Präzision des MR 730

Die Präzision kann noch deutlich verbessert werden. Die Messwerte der Kammertemperaturen lagen bei +/- 1°C der eingestellten Zieltemperatur. Bei den Messwerten war dabei die Tendenz erkennbar, dass die niedrigeren verwendeten Kammertemperaturen zu zu niedrigen Temperaturen führten und die höheren zu zu hohen Temperaturen führten.

Bei der Feuchte fanden sich deutlich schlechtere Werte, der Output war deutlich flowabhängig, siehe 4.1.1.

Bei der Tie-Temperatur war die Präzision ebenfalls schlecht. Hier waren mit abnehmendem Flow niedrigere Tie-Werte festzustellen. Es waren Abweichungen bis zu 2,5°C vom Sollwert nachweisbar.

Die hier verwendeten Werte beziehen sich auf die Summe von Reproduzierbarkeitsungenauigkeit und Messfehler, die Messfehler sind aber in der Relation vor allem bei den Temperaturen recht gering.

Beim MR 850 ergaben sich bei den betrachteten Qualitäten leicht bessere Werte, die Messwerte der Kammertemperaturen lagen bei $\pm 0,5$ °C der Zieltemperatur. Für die Temperatur nach der Schlauchheizung lagen die Werte im Bereich ± 2 °C bei einer Zieltemperatur von 40°C.

4.1.2.2 Beurteilung bezüglich des Effektes einer Änderung der Einstellung

Bei der Kammertemperatur und der Feuchte in der Kammer ließ sich ein Anstieg der Temperatur bzw. der Feuchte mit der Temperatureinstellung am MR 730 nachvollziehen. Die Proportionalität der entsprechenden Messwertveränderung zur Änderung der Temperatureinstellung war im Rahmen der jeweiligen Messgenauigkeit gegeben.

Bei der Tie-Temperatur war der Effekt einer Änderung der Einstellung proportional zum Flow.

4.1.2.3 Schlussfolgerung

Der Anwender kann nicht erwarten die eingestellte Kammertemperatur und die damit verbundene Feuchte oder die Temperatur am Ende der Schlauchheizung präzise zu erreichen. Er kann jedoch erwarten, dass eine Änderung der Einstellung einen proportionalen Effekt auf den Output ergibt.

Dies gilt aber nicht für die Tie-Temperatur, hier entsteht durch eine Änderung der Einstellung nur bei Flows ab etwa 15 l/min ein in etwa proportionaler Effekt.

4.1.3 Amplituden der Schwankungen bei Feuchte und Temperatur in der Kammer und der Temperatur nach der Schlauchheizung beim MR 730

Die Messwertschwankungen hatten Amplituden, die bei beiden Qualitäten in der Kammer von Flow 5 l/min zu Flow 15 l/min abnahmen und dann bei

Flow 20 l/min wieder geringfügig größer waren als bei Flow 15 l/min. Dies war Folge einer flowunabhängigen Regelung der Heizplatte. Die vorgegebenen Regelungsintervalle sind nach den hier angegebenen Beobachtungen auf einen Flowwert eingestellt der zwischen 12-17 l/min liegt. Niedrigere und höhere Flows führen deshalb zu größeren Schwankungsamplituden.

Bei der Tie-Temperatur wurden dann zwar diese Schwankungen weitgehend durch die Schlauchheizung ausgeglichen, doch blieben sie bei der Feuchte bestehen.

Deshalb sollte vom Hersteller eine flowabhängige Regelung angestrebt werden.

4.1.4 Mangelnde Schlauchheizungsleistung als Ursache der Flowabhängigkeit der Tie-Temperatur

Für die beobachtete Flowabhängigkeit der Tie-Temperatur ist sehr wahrscheinlich eine zu geringe Heizleistung der Schlauchheizung die Ursache: Ein unzureichender Ausgleich des flowunabhängigen Wärmeverlustes über die Schlauchwand führt zur Atemgasabkühlung. Der gleiche Energieverlust über die Schlauchwand führt bei niedrigen Atemgasströmen zu stärkeren Temperaturabfällen, da der Energiegehalt kleiner Atemgasströme ebenfalls kleiner ist. So sind die beobachteten Ergebnisse gut erklärbar.

4.1.5 Systemkritik der verwendeten Kaltstreckenkonzeption

Für den Temperaturabfall des Atemgases entlang der Kaltstrecke sind zwei Parameter bestimmend: Die Atemgasflussgeschwindigkeit und der Temperaturgradient zwischen Atemgas und Inkubatorinnenraum.

Wie schon oben bei der Tie-Temperatur (siehe 4.1.4) beschrieben ist der Wärmeverlust über die Schlauchwand pro Schlauchwandfläche und Zeit nur vom Temperaturgradienten abhängig, demgemäß kühlt ein schneller fließendes Atemgas weniger ab. Beim Einfluss der Atemgasflussgeschwindigkeit auf die Atemgastemperatur spielt die Länge der Kaltstrecke eine Rolle. Bei langer Kaltstrecke werden auch höhere Atemgasflüsse auf die Umgebungstemperatur abgekühlt.

Dieser Zusammenhang ließ sich auch in den hier gewonnenen Ergebnissen nachvollziehen. Zum einen war am Ende der Kaltstrecke die schon bei der Tie-Temperatur beobachtete Abhängigkeit der Atemgastemperatur vom Flow noch stärker nachweisbar, zum anderen näherten sich manche Messreihen in ihren Ergebnissen an die Inkubator temperatur an, wenn die Kaltstrecke in Relation zum Ausgangswert und zum Flow zu lang war.

Der Temperaturgradient zwischen Inkubatorinnenraum und Atemgas wird maßgeblich durch die Inkubator temperatur bestimmt. Deshalb wird auch der Energieverlust durch diese bestimmt. Auch das spiegelte sich in den Ergebnissen wider. Todd et al. [25] fanden ebenfalls in ihren Untersuchungen bei dem System mit Kaltstrecke eine Inkubator temperaturabhängigkeit der Atemgastemperatur am Y-Stück.

Diese Kaltstreckenkonzeption ist also durch ihre physikalischen Gegebenheiten in der momentan verwendeten Form nicht dazu geeignet, präzise Temperaturen unabhängig von der Einstellung am Befeuchter am Ende der Kaltstrecke zu gewährleisten.

Es bieten sich hier 3 Möglichkeiten an die hier geschilderten Probleme zu umgehen:

4.1.5.1 Zwei Schlauchheizungen

Die Verwendung von zwei getrennt regulierten Schlauchheizungen, eine vom Befeuchter bis zum Inkubator und eine vom Inkubatoreingang bis zum Y-Stück, würde dieses Problem lösen. Die erste würde das Atemgas auf etwa 1°C bis 2°C über der gewünschten Temperatur am Y-Stück aufheizen, die andere verhindert dann, dass das Atemgas zu stark abkühlt. Um eine zusätzliche Temperatursonde am Inkubatoreingang zu vermeiden, kann alternativ eine Schlauchheizung vom Befeuchter bis zum Y-Stück verwendet werden, die in ihrem ersten Teil einen höheren elektrischen Widerstand als im zweiten Teil hat.

4.1.5.2 Anpassung der Befeuchterregelung

Ab dem Inkubatoreingang liegen relativ genau definierte Bedingungen vor. Das bietet die Möglichkeit durch Variation der Zieltemperatur am Inkubatoreingang die Temperatur am Y-Stück zu bestimmen. Dazu müssten Untersuchungen gemacht werden, die die idealen Inkubatoreingangstemperaturen für die entsprechenden Inkubatortemperaturen ermitteln. Dann kann man entweder manuell die Inkubatoreingangstemperatur einstellen oder die Werte entsprechend in die Befeuchterregelung integrieren, so dass nur noch die Inkubatortemperatur in den Befeuchter eingegeben werden muss.

4.1.5.3 Anpassen der Kaltstrecke im Inkubator

Entsprechend der unter 4.1.5.2 gewonnenen Daten könnte man die Schlauchlänge der Kaltstrecke anpassen.

4.1.6 Der Feuchte-Output am Y-Stück

Beim Vergleich der Feuchtwerte direkt hinter der Kammer mit denen am Y-Stück zeigte sich in den Ergebnissen beim MR 730 eine Inkubator temperaturabhängigkeit nur bei Flow 5 l/min. Bei Flow 10 l/min ist diese nicht nachzuvollziehen. Der patientenferne Feuchtwert für Flow 10 l/min ist aber nicht repräsentativ, dies ergibt sich aus dem Kontext mit den anderen Messungen. Außerdem ist bei höheren Atemgasflüssen mit einer geringeren Abkühlung entlang der Kaltstrecke, wie oben beschrieben, zu rechnen. Es erscheint dennoch gerechtfertigt von einem Feuchteverlust des Atemgases durch Kondensation entlang der Kaltstrecke auszugehen, aufgrund der Ergebnisse der Feuchtemessung und vor allem auch der Temperaturmessung. Es muss entsprechend der physikalischen Gesetzmäßigkeiten in vielen Fällen aufgrund des Verhältnisses von Atemgasfeuchte zu Atemgastemperatur zur Kondensation kommen.

4.1.7 Die Einstellung 39-1

Bei der Einstellung 39-1 wurden bei den nur cursorisch durchgeführten Messungen bessere Werte für die Feuchte und die Temperatur vor allem im

höheren Flowbereich gefunden. Die Feuchtwerte bei dieser Einstellung für Flow 5 l/min entsprachen jedoch annähernd denen der Werte bei Einstellung 39-2, was vermutlich durch den oben beschriebenen Kaltstreckeneffekt erklärbar ist.

4.1.8 CPAP

Die Messungen zur CPAP-Beatmung sind beim MR 730 nicht mit denen der Standardbeatmung vergleichbar, da für die Versuche mit CPAP eine andere Kammer (MR 290) als bei der Standardbeatmung verwendet wurde. Todd et al. [24] konnten zeigen, dass Unterschiede zwischen den Kammern bezüglich der Befeuchtungsleistung bestehen. Dass eine bessere Befeuchtung bei Standardbeatmung gegenüber CPAP vorlag, wie beim MR 850 zu sehen war, konnte hier deshalb nicht bestätigt werden.

Folgender Unterschied zwischen CPAP und Standardbeatmung ist aber eher auf ein Regelungsproblem als auf unterschiedliche Kammern zurückzuführen: Bei CPAP-Beatmung war eine gegenüber Standardbeatmung deutlich vergrößerte Amplitude und Amplitudendauer der Feuchteschwankungen und Tdi-Schwankungen festzustellen.

Dass sich diese Schwankungen auch in der Tdi-Temperaturkurve zeigten, weist auf ein Regelungsproblem des Befeuchters hin. Dies legt auch die Charakteristik des Kurvenverlaufes zu Beginn von Flow 5 l/min nahe, der Wellenform aufwies und somit auf eine Schwingungsproblematik hinweist. Schwingungsproblematiken sind klassische Regelprobleme.

4.1.9 Der Wasserverbrauch beim MR 730

Bei diesen Messungen konnte man drei Dinge orientierend erkennen.

Erstens: In der Regel schien der Wasserverbrauch pro Zeit bei den einzelnen Einstellungen in etwa proportional zum Flow zu sein, wie es theoretisch auch zu erwarten ist.

Zweitens: Der Wasserverbrauch erreichte bei höheren Flows oft nicht ganz das Vielfache des Verbrauchs bei entsprechenden geringeren Flows bei gleicher

Einstellung, was den Beobachtungen aus den Feuchtesensormessungen entsprach.

Drittens: Eine eindeutige Steigerung des Verbrauchs mit steigender Kammertemperatur konnte nicht nachvollzogen werden.

4.1.10 Die Wiegemessungen des Lungenmodells

Die Wiegemessungen zeigten keine Korrelation zwischen den Gewichtsverlusten pro Zeit einerseits und den Feuchtwerten aus den Sensormessungen und den Tidalvolumina andererseits. Hier zeigte sich eine Schwäche des Versuchsaufbaus. Die Reproduzierbarkeit der Waage von 0,1 g war angesichts der Gewichtsunterschiede, um die es hier ging (0,0 - 0,4 g), zu gering. Um die Zusammenhänge präziser darstellen zu können hätten die Versuche noch länger laufen müssen (d.h. mehr Wasseraustrag/-eintrag abgewartet werden müssen). Aber auch das Lungenmodell selbst war teilweise problematisch. Bei den Extremen bezüglich mangelnder Sättigung zeigte sich, dass die Kondensation an der Wand des Glaszylinders verschwand, also das Lungenmodell an die Grenzen seiner Rückbefeuchtungsleistung kam. Man kann das Lungenmodell also lediglich als qualitatives Messinstrument betrachten, das einen Wasseraus- oder -eintrag anzeigen soll. Unter diesem Gesichtspunkt entsprechen die Ergebnisse in etwa den Erwartungen. Das hier Gesagte gilt entsprechend für den MR 850.

4.1.11 Evaluation der Untersuchung der Temperaturen im Wasserbad der Befeuchterkammer

Hier zeigte sich, dass die Temperaturen im Wasserbad an der Oberfläche und am Boden der Kammer unterschiedlich sind. Wird diese Wärmeschichtung zerstört, z.B. durch Durchmischen des Wasserbades, so ist die Folge, dass wärmeres Wasser an die Oberfläche gerät und Temperatur und Feuchte im Atemgas steigen. Deshalb sollte der Anwender dieses vermeiden.

4.2 MR 850

4.2.1 Veränderungen des Systems durch die Messapparatur bleiben ohne relevante Konsequenz

Die bei den distalen Messungen des MR 850 vorhandene zusätzliche Kaltstrecke von 14 cm (siehe 2.1.3) hat folgende Auswirkungen auf die Messergebnisse: Das Atemgas verliert auf dem Weg von der Kammer zur Messsonde Energie, d.h. die Messsonde misst einen falsch tiefen Temperaturwert. Entsprechend wird die Leistung der Kammerheizung so lange hoch geregelt bis der vorgegebene Wert an der Temperatursonde erreicht ist. Ist dies erreicht, so herrscht in der Kammer ein höherer Temperaturwert als an der Sonde.

Dieser Sachverhalt hat nun zur Folge, dass folgende Messwerte gegenüber den normal zu erwartenden Werten steigen: Heizleistung der Kammer, Heizplattentemperatur und Feuchte (sofern in der Kammer keine Sättigung erreicht wird). Die gemessene Tdi bleibt zumindest der Theorie nach gleich. Da zum einen der quantitative Betrag nicht relevant sein dürfte, zum anderen sich die Werte eher verbessern, werden diese Effekte in der Beurteilung der Werte nicht berücksichtigt.

4.2.2 Nachweis einer unzureichenden Befeuchtung unabhängig von einer Feuchtigkeitsmessung anhand der Heizleistung der Kammer und der Heizplattentemperatur

Anhand der in 3.2.1.1.2 und 3.2.1.2.1 dargestellten Berechnungen konnte gezeigt werden, dass erstens die Hypothese einer erreichten Sättigung von 44 mg/l aufgrund der zu geringen Heizleistung und der gemessenen Heizplattentemperaturwerte zu verwerfen ist, und zweitens die von uns gemessenen Feuchtwerte die Bedingungen der Physik erfüllen. So kann unabhängig von einer Feuchtemessung davon ausgegangen werden, dass eine unzureichende Befeuchtung vorliegt.

4.2.3 Die schlechte Regelung der Schlauchheizung

Die Leistung der Schlauchheizung wird verwendet um erstens die Wärmeverluste auszugleichen, die gemäß der Wärmeleitungsgleichung über die Schlauchwand entstehen, und zweitens um das Atemgas auf die vorgesehene Temperatur zu erwärmen. Deshalb ist, wie schon oben besprochen (siehe 4.1.5), für höhere Flows eine höhere Heizleistung erforderlich.

Die Ergebnisse zur Schlauchheizungsleistung zeigten, dass die Leistung der Schlauchheizung mit zunehmendem Flow fiel, was auch quantitativ in den Diagrammen zur Reproduzierbarkeit nachzuweisen war. Die Tie-Temperatur fiel beim MR 850 mit steigendem Flow.

Die Schlauchheizung ist also schlecht geregelt, denn dieses Missverhältnis zwischen Leistung und Flow führte zu höheren Temperaturen bei kleinen Flows am Ende der Schlauchheizungsstrecke. Es sollte deshalb die Regelung entsprechend der physikalischen Gegebenheiten angepasst werden.

4.2.4 Die maximale Leistung der Schlauchheizung ist zu niedrig

Das Befeuchtungssystem ist laut Betriebsanleitung für Umgebungstemperaturen zwischen 18°C und 26°C ausgelegt. In unseren Messungen zeigten sich aber Schlauchheizungsauslastungen bis zu 90% bei einer Umgebungstemperatur von 23°C bis 25,5°C. Es erscheint deshalb unwahrscheinlich, dass bei 18°C Umgebungstemperatur die maximale Schlauchheizungsleistung ausreicht, um den Wärmeverlust über die Schlauchwand zu kompensieren und das Atemgas adäquat zu erwärmen. Es sollte die Leistung der Schlauchheizung vergrößert werden, um auch bei niedrigen Umgebungstemperaturen eine ausreichende Erwärmung des Atemgases zu gewährleisten.

4.2.5 Die ChTemp- und AirTemp-Temperatur

Die Kammertemperatur und die Temperatur am Inkubatoreingang sind Zielgrößen des Befeuchters. Deshalb ergaben sich für ChTemp- und AirTemp sehr gute Werte. Diese Werte scheinen aber nicht die Realität widerzuspiegeln,

da bei der Tdi-Temperatur deutlich größere Schwankungen festzustellen waren und die Messgenauigkeit bei dieser Messung sehr klein ist.

Für die bessere Messgenauigkeit unserer Temperatursonden sprechen verschiedene Punkte:

Es gibt einige Unterschiede zwischen Art und Einbau der von uns verwendeten und der von Fisher & Paykel verwendeten Sonden. So unterscheiden sie sich erstens in der Größe und somit der thermischen Masse. Zweitens unterscheiden sie sich im Einbau, die Durchtrittsfläche durch den Schlauch ist bei den von Fisher & Paykel verwendeten Sonden größer und die Entfernung des eigentlichen Messpunktes von der Durchtrittsstelle durch den Schlauch geringer. Die von uns verwendeten Einbauqualitäten bedingen gemäß der Wärmeleitungsgleichung bessere Isolation. Deshalb sind unsere Sonden unempfindlicher gegenüber Wärmeleitung aus der Umgebung als die von Fisher & Paykel.

Ein langsames Ansprechen der befeuchtungsreinen Temperatursonden aufgrund höherer thermischer Masse ist auch in den Diagrammen ablesbar. Als Beispiel sei hier die Messung mit Flow 10 l/min bei den distalen Messungen beim MR 850 erwähnt (Abbildung 28, 29, 30). Die Sonde von Fisher & Paykel bemerkte nicht den initialen Temperaturpeak, der in unserer Messung zu sehen war. Dieser Temperaturpeak stimmte mit dem Feuchtepeak jedoch gut überein. Ein weiteres Beispiel für die schlechte Qualität der von Fisher & Paykel verwendeten Sonden findet sich in den Diagrammen zur Reproduzierbarkeit (Abbildungen 99, 101, 103 (im Anhang)): Hier zeigten sich bei der Messung bei Inkubator Temperatur 30°C Differenzen zwischen Airtemp- und Tie-Temperatur. Die in den Tie-Messungen höheren Werte korrelierten aber gut mit den höheren Schlauchheizungsleistungen derselben Messungen und sind somit plausibler.

4.2.6 Die relative Feuchte beim MR 850

Durch die relativ hohe Zieltemperatur am Inkubatoreingang mit 40°C vermeidet der Hersteller einen Feuchteausfall in der Kaltstrecke über einen großen Inkubator Temperaturbereich. Der Nachteil an dieser Konzeption ist die hohe Atemgastemperatur am Y-Stück. Flow- und inkubator temperaturabhängig

werden dort ebenfalls bis zu 40°C erreicht. Kommt bei großen Flows noch eine niedrige absolute Feuchte hinzu ergeben sich relative Luftfechtigkeiten von bis zu 70,5 % relativer Feuchte (Bei Flow 20 l/min: 36 mg/l absolute Feuchte und 40°C am Y-Stück). Dies ist weniger relative Feuchte als die von der British Standards Institution geforderten 33 mg/l bei 37°C was 75% relativer Feuchte entspricht.

Man sollte deshalb als Anwender die Kombination aus hohem Flow und hoher Inkubator Temperatur meiden.

4.2.7 Die HFOV-Messungen

Die Heizleistung und in der Folge auch die Heizplattentemperaturen waren bei den HFOV-Versuchen bei vergleichbaren Atemgasflüssen höher als bei Standardbeatmung. Die Tdi-Temperatur war in etwa gleich, die Feuchte jedoch bei HFOV-Beatmung höher. Dies lässt sich auf zwei Arten erklären:

Erstens, durch die HFOV- Beatmung misst die Fisher & Paykel

Temperatursonde falsch tiefe Werte, die der Befeuchter dann durch zu große Heizleistung ausgleicht.

Zweitens, durch die HFOV- Beatmung verändern sich die Verhältnisse in der Kammer dahingehend, dass bei gleicher Temperatur eine bessere Verdunstung zustande kommt. Eine Erklärung hierfür wäre ein in der Relation turbulenterer Atemgasstrom, der durch die HFOV-Beatmung zustande kommt. Dieser könnte für sich eine Ursache für bessere Befeuchtung darstellen, wie oben beschrieben (siehe 4.1.1.3). Außerdem entsteht aufgrund der Turbulenzen eine Wellenbildung, die die Oberfläche vergrößert und somit die Verdunstungsgeschwindigkeit erhöht, was zu einer besseren Befeuchtung bei gleicher Temperatur führt.

Für die HFOV-Messungen beim MR 850 kommt eher die zweite Möglichkeit als Ursache in Frage, da erstere Möglichkeit eine höhere Tdi-Temperatur zur Folge haben würde, vorausgesetzt die von uns verwendete Temperatursonde unterliegt nicht demselben Messfehler.

Beim MR 730 kann ein Unterschied zwischen Standard- und HFOV-Beatmung nicht nachgewiesen werden.

4.2.8 CPAP

Die Ergebnisse der CPAP-Messung im Vergleich mit den Messungen bei Standardbeatmung zeigten bei Heizleistung, Heizplattentemperatur, Kammertemperatur und Feuchte durchgehend niedrigere Werte.

Dieser Unterschied ist aber nicht analog zu dem bei HFOV zu erklären, da bei den CPAP-Messungen auch die Kammertemperatur niedriger war und die Fisher & Paykel-Temperatursonde und die von uns verwendete verschiedene Temperaturen maßen.

Von den schon bei HFOV diskutierten Möglichkeiten einer Ursache unterschiedlicher Ergebnisse bei Frequenzunterschied erscheint also ein Messfehler der Temperatursonde von Fisher & Paykel als wahrscheinlicher. Die Unterschiede die zu solch einem Messfehler führen können sind bereits in Kapitel 4.2.5 dargelegt.

4.2.9 Die Kondensatmengenbeurteilung

Unsere Kondensatmengenbeurteilung deckt sich in etwa mit dem, was Mitarbeiter von Fisher & Paykel uns mündlich bezüglich ihrer Beobachtungen beim MR 850 mitteilten. Ab etwa 33°C Inkubortemperatur beginnt Kondensation in der Kaltstrecke. Deshalb empfiehlt Fisher & Paykel das Herausnehmen der Kaltstrecke ab dieser Inkubortemperatur.

Zusätzlich zeigte sich auch eine Flowabhängigkeit der Kondensation. Bei höherem Flow ist der prozentuale Leistungsabfall des Atemgasstromes geringer, da gemäß der Wärmeleitungsgleichung die Wärmestromdichte proportional zum Temperaturgradienten ist, und dieser sich zumindest initial prozentual nur unwesentlich durch den höheren Flow ändert.

4.3 Empfehlungen für die Einstellungen

Beim MR 850 gibt es nur die Möglichkeiten die Kaltstrecke zu entfernen oder sie zu belassen. Diese beiden Möglichkeiten können in Hinsicht auf die Befeuchtungssituation relativ gut beurteilt werden. Da durch die Kondensation kein relevanter Feuchteverlust eintritt, kann sie in dem untersuchten Inkubortemperaturbereich zwischen 28°C und 37°C von diesen

Gesichtspunkten her belassen werden. Jedoch entsteht das Risiko einer Aspiration von Kondensattropfen bei Wasser im Inspirationsschlauch und damit auch der Keimverschleppung. Dieses Risiko sollte unbedingt beachtet werden. Für die Entscheidung, die Kaltstrecke zu entfernen oder sie zu belassen, sollte bedacht werden, dass bei Entfernung der Kaltstrecke der Patient mit Temperaturen von 40°C und höher beatmet wird und somit die relative Luftfeuchtigkeit des Beatmungsgases zusätzlich gegenüber einer Verwendung der Kaltstrecke sinkt.

Beim MR 730 empfehlen wir bezüglich Feuchte und Kondensation die Einstellung 39-2, da hier die besten Befeuchtungsergebnisse erzielt wurden und keine relevante Kondensation zu beobachten war. Die Einstellung 40-3, die der Hersteller empfiehlt, kann vermutlich genauso gut verwendet werden, sofern sie praktikabel am Befeuchter ist, wie der Hersteller behauptet. (Bei uns löste diese Einstellung über 1,5 h lang alle 10-15 min Alarm aus). Die starke Beeinflussung der Temperatur und auch der Feuchte im Schlauchsystem des MR 730 bei Einstellung 39-2 könnte, extrapoliert man unsere Messungen am proximalen Messpunkt um 1° nach oben, dadurch gemildert und die Werte verbessert werden.

Die Einstellung 39-1 wurde nicht systematisch untersucht und kann deshalb nicht uneingeschränkt empfohlen werden. Jedoch sind die Werte, die in den beispielhaft durchgeführten Messungen erhoben wurden, vor allem im Bereich der höheren Flows tendenziell besser, ohne dass dabei zu hohe Werte aufgetreten wären - wie man sie aufgrund der Einstellung erwarten könnte. Bei Inkubortemperaturen, die Tpr-Temperaturen unter dem Taupunkt der zugehörigen proximalen Feuchte bedingen, besteht vermutlich die Möglichkeit der Tröpfchenbildung (Aerosol). Dies war nicht Gegenstand der Untersuchung, erscheint aber aus den physikalischen Zusammenhängen als wahrscheinlich.

4.4 Schlussfolgerung

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass die Ziele von 37°C und 100% relativer Luftfeuchtigkeit, entsprechend 44 mg/l absolute Luftfeuchtigkeit, die

aufgrund der aktuellen Datenlage von vielen Autoren gefordert werden, bei vielen Beatmungsmustern bei beiden untersuchten Atemgasbefeuchtern nicht erreicht werden. Wir hoffen deshalb, dass die Hersteller von Atemgasbefeuchtern und Fisher & Paykel im Besonderen die hier gemachte Analyse bei der Entwicklung neuer Produkte berücksichtigen und die gemachten Verbesserungsvorschläge annehmen.

5. Zusammenfassung

Adäquate Atemgasklimatisierung bei Beatmung von Früh- und Neugeborenen bringt einen Vorteil bei Mortalität und Morbidität. Derzeit wird aufgrund der Datenlage von vielen Autoren 37°C und 100% relative Luftfeuchtigkeit als Zielwert gefordert. Ziel dieser Arbeit war es die Atemgasbefeuchtungssysteme MR 730 und MR 850 (Fisher & Paykel) unter realistischen Beatmungsregimen mit dem Ziel der Optimierung bezüglich der Atemgasklimatisierung zu untersuchen. Wir beatmeten dazu mit einem Babylog 8000plus ein Lungenmodell in einem Inkubator. Als Befeuchter wurden der MR 730 und MR 850 verwendet. Der Schlauch im Inkubator war unbeheizt. Die Daten wurden mittels 3 Temperatursonden und einem Feuchtesensor gewonnen. Der erste Temperatursensor wurde direkt hinter der Befeuchterkammer in das Schlauchsystem eingebracht, der zweite am Inkubatoreingang zwischen Schlauchheizung und Kaltstrecke, der dritte vor dem Y-Stück. Der Feuchtesensor wurde entweder direkt hinter der Kammer (distale Position) oder vor dem Y-Stück (proximale Position) eingebracht. Die Daten wurden einem Standardcomputer zugeführt und mit diesem verarbeitet und abgespeichert. Beim MR 850 wurden zusätzlich Daten aus dem Befeuchter mit Hilfe des Programms „view850“ gewonnen. Die Versuchsdauer für eine Messung betrug in der Regel mindestens 2 h. Es wurden Messungen unter Standardbeatmung mit den Flows 5 l/min, 10 l/min, 15 l/min und 20 l/min in distaler (befeuchternaher) Position des Feuchtesensors durchgeführt. In proximaler (lungenmodellnaher) Position wurde die Inkubatortemperatur zwischen 28°C und 37°C variiert. Darüber hinaus führten wir Messungen zu CPAP und HFOV-Beatmung durch. Bei den Messungen mit distaler Position des Feuchtesensors

bei Standardbeatmung wurde beim MR 730 ein Abfallen der absoluten Feuchte über die Versuchszeit beobachtet, das sich bei höheren Flows verstärkt zeigte. Außerdem wurde eine negative Korrelation des Flows mit der absoluten Feuchte gefunden. Beim MR 850 waren diese Merkmale schwächer ausgeprägt. In proximaler Position des Feuchtesensors zeigte sich für den MR 730 und den MR 850 kein relevanter bzw. kein Einfluss auf die Feuchte durch die Inkubortemperatur. Für die Atemgastemperatur konnten erhebliche Einflüsse der Inkubortemperatur bei beiden Befeuchtern nachgewiesen werden. Beim MR 850 zeigte sich eine Auslastung der Heizleistung der Schlauchheizung von 85% bei einer Umgebungstemperatur von lediglich 23-25,5°C und Flow 5 l/min. Bei HFOV-Beatmung mit dem MR 850 konnte eine verbesserte Anfeuchtungsleistung gegenüber Standardbeatmung mit erhöhten Heizleistungen und Heizplattentemperaturen jedoch gleichen Temperaturen am Kammerausgang festgestellt werden. Für CPAP konnte beim MR 850 eine schlechtere Anfeuchtung gegenüber Standardbeatmung mit niedrigeren Heizleistungs-, Heizplattentemperatur- und Kammerausgangstemperaturwerten gezeigt werden. Für das Abfallen der Feuchte mit der Zeit und die negative Korrelation der absoluten Feuchte mit dem Flow bei den Messungen mit distaler Position des Feuchtesensor sind folgende Erklärungen möglich: 1. Die Wasseroberfläche in der Befeuchterkammer wird in der Relation zum Flow zu klein. 2. Ein laminarer Fluss in der Kammer ruft entsprechende Effekte hervor. 3. Ein überschießender Aufwärmvorgang bildet ein Energiereservoir, das sich kontinuierlich über die Versuchszeit entleert. Um die Beeinflussung des Beatmungsgases durch die Inkubortemperatur in der Kaltstrecke zu vermeiden, sollten zwei Schlauchheizungen verwendet werden, die Inkubortemperatur in die Befeuchterregelung mit einbezogen werden oder die Kaltstreckenlänge an die Inkubortemperatur angepasst werden. Die maximale Heizleistung der Schlauchheizung sollte beim MR 850 erhöht werden, um auch niedrigeren Umgebungstemperaturen und höheren Flows gerecht werden zu können. Für die verbesserte Befeuchtung unter HFOV-Beatmung gegenüber Standardbeatmung beim MR 850 wird vermutlich ein turbulenter Fluss und vermehrte Wellenbildung in der Kammer die Ursache sein. Die schlechtere

Befeuchtung bei CPAP wird hingegen eher auf einen Temperaturmessfehler beim Befeuchter zurückzuführen sein. Hoher Flow und hohe Inkubatortemperatur können beim MR 850 dazu führen, dass die relative Luftfeuchtigkeit am Y-Stück unter 75% fällt. Die Ziele 37°C und volle Sättigung sind bei den beiden Befeuchtern nicht bei allen gängigen Beatmungsmustern erreicht, deshalb hoffen wir, dass die Hersteller von Befeuchtern und Fisher & Paykel im Besonderen ihre Produkte weiter verbessern.

6.Literaturverzeichnis

- [1] **Block C.**
Atemgasklimatisierung in der Neonatologie, Untersuchung zur Leistungsfähigkeit aktiver und passiver Klimatisierungssysteme an einem künstlichen Lungenmodell, Göttingen 2004, (zugl. Diss.Univ.Göttingen (2004))
- [2] **Branson RD.**
The effects of inadequate humidity.
Respir Care Clin N Am 1998;4(2):199-214.
- [3] **Chalon J.**
Low humidity and damage to tracheal mucosa.
Bull N Y Acad Med 1980;56(3):314-22.
- [4] **Chalon J, Patel C, Ali M, Ramanathan S, Capan L, Tang CK, Turndorf H.**
Humidity and the anesthetized patient.
Anesthesiology 1979;50(3):195-8.
- [5] **Dalhamn T, Rhodin J.**
Mucous flow and ciliary activity in the trachea of rats exposed to pulmonary irritant gas.
Br J Ind Med 1956;13(2):110-3.
- [6] **Dery R.**
The evolution of heat and moisture in the respiratory tract during anaesthesia with a non-rebreathing system.
Can Anaesth Soc J 1973;20(3):296-309.
- [7] **Fonkalsrud EW, Calmes S, Barcliff LT, Barrett CT.**
Reduction of operative heat loss and pulmonary secretions in neonates by use of heated and humidified anesthetic gases.
J Thorac Cardiovasc Surg 1980;80(5):718-23.
- [8] **Greenspan JS, Wolfson MR, Shaffer TH.**
Airway responsiveness to low inspired gas temperature in preterm neonates.
J Pediatr 1991;118(3):443-5.
- [9] **Guild WJ.**
Rewarming via the airway (CBRW) for hypothermia in the field?
J R Nav Med Serv 1978;64(3):186-93.
- [10] **Ingelstedt S.**
Studies on the conditioning of air in the respiratory tract.
Acta Otolaryngol Suppl 1956;131:1-80.

- [11] **John E**, Ermocilla R, Golden J, Cash R, McDevitt M, Cassady G.
Effects of gas temperature and particulate water on rabbit lungs during ventilation.
Pediatr Res 1980;14(11):1186-91.
- [12] **Klein EF**, Graves SA.
"Hot pot" tracheitis.
Chest 1974;65(2):225-6.
- [13] **Lomholt N**, Cooke R, Lunding M.
A method of humidification in ventilator treatment of neonates.
Br J Anaesth 1968;40(5):335-40.
- [14] **Marfatia S**, Donahoe PK, Hendren WH.
Effect of dry and humidified gases on the respiratory epithelium in rabbits.
J Pediatr Surg 1975;10(5):583-92.
- [15] **Primiano FP**, Saidel GM, Montague FW, Kruse KL, Green CG, Horowitz JG.
Water vapour and temperature dynamics in the upper airways of normal and CF subjects.
Eur Respir J 1988;1(5):407-14.
- [16] **Puchelle E**, Zahm JM, Quemada D.
Rheological properties controlling mucociliary frequency and respiratory mucus transport.
Biorheology 1987;24(6):557-63.
- [17] **Rankin N**.
What is optimum humidity?
Respir Care Clin N Am 1998;4(2):321-8.
- [18] **Rashad KF**, Benson DW.
Role of humidity in prevention of hypothermia in infants and children.
Anesth Analg 1967;46(6):712-8.
- [19] **Rashad K**, Wilson K, Hurt HH, Graff TD, Benson DW.
Effect of humidification of anesthetic gases on static compliance.
Anesth Analg 1967;46(1):127-33.
- [20] **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;30(2):355-61.

- [21] **Schulze A.**
Respiratory gas conditioning in infants with an artificial airway.
Semin Neonatol 2002;7(5):369-77.
- [22] **Sleigh MA, Blake JR, Liron N.**
The propulsion of mucus by cilia.
Am Rev Respir Dis 1988;137(3):726-41.
- [23] **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;114(3):438-42.
- [24] **Todd DA, Boyd J, Lloyd J, John E.**
Inspired gas humidity during mechanical ventilation: Effects of humidification chamber, airway temperature probe position and environmental conditions.
J Paediatr Child Health 2001;37:489-494.
- [25] **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;37(5):495-500.
- [26] **Todd DA, John E.**
Lung injury and repair in rabbits from ventilation with moist air.
Br J Exp Pathol 1989;70(6):637-45.
- [27] **Todd DA, John E, Osborn RA.**
Epithelial damage beyond the tip of the endotracheal tube.
Early Hum Dev 1990;24(3):187-200.
- [28] **Todd DA, John E, Osborn RA.**
Tracheal damage following conventional and high-frequency ventilation at low and high humidity.
Crit Care Med. 1991;19(10):1310-6.
- [29] **Tsuda T, Noguchi H, Takumi Y, Aochi O.**
Optimum humidification of air administered to a tracheostomy in dogs. Scanning electron microscopy and surfactant studies.
Br J Anaesth 1977;49(10):965-77.
- [30] **Walker JE, Wells RE, Merrill.**
Heat and water exchange in the respiratory tract.
Am J Med 1961;30:259-67.

[31] **Williams R**, Rankin N, Smith T, Galler D, Seakins P.
Relationship between the humidity and temperature of inspired gas and
the function of the airway mucosa.
Crit Care Med 1996;24(11):1920-1929.

[32] **Williams RB**.
The effects of excessive humidity.
Respir Care Clin N Am 1998;4(2):215-28.

7.Anhang

Hier finden sich die Grafiken und Tabellen die im Ergebnisteil nicht aufgeführt wurden. Sie sind nach demselben Muster wie der Ergebnisteil geordnet.

7.1 Daten für den MR 730

7.1.1 Diagramme Tdi-Temperatur über die Zeit bei gleicher Einstellung

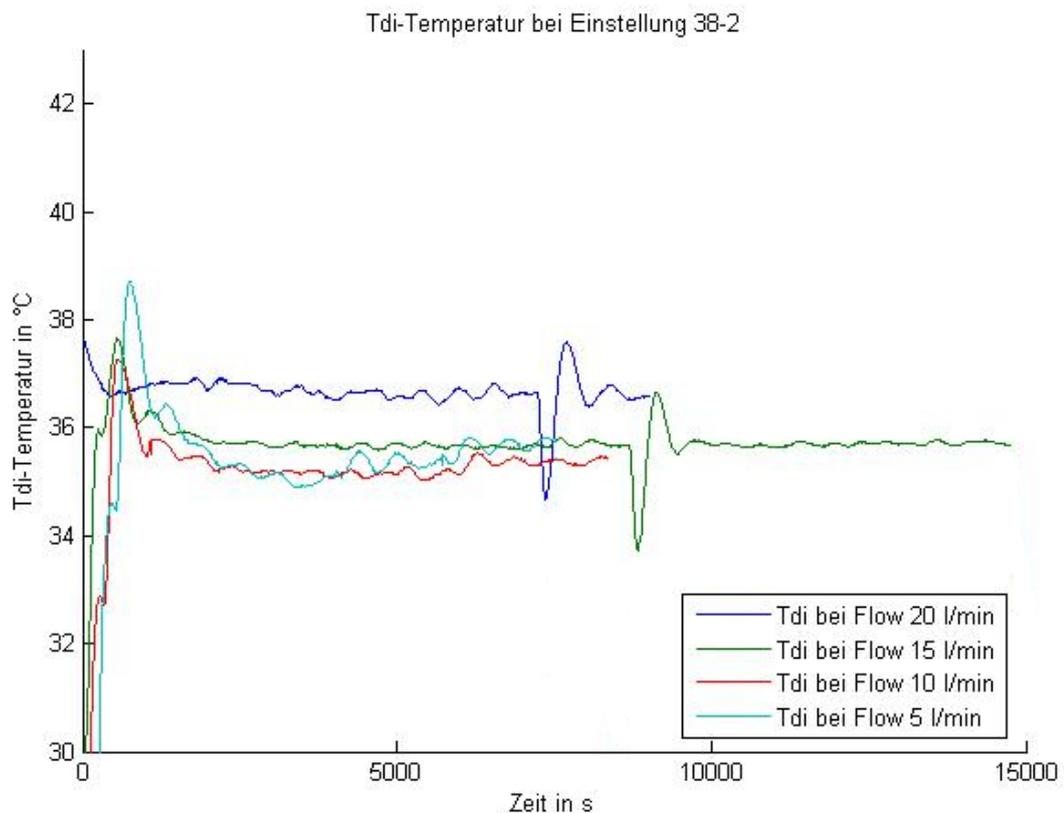


Abbildung 46: Tdi-Temperatur über die Zeit bei Einstellung 38-2 und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tdi-Temperatur vom Flow. Die Störungen bei etwa 7000 s und 8000 s bei den Flows 15 l/min und 20 l/min sind durch Nachfüllen von Wasser in die Befeuchterkammer bedingt. Die zu Flow 15 l/min durchgeführte längere Messung sollte das Verhalten der Kurve nach einer Auffüllung der Befeuchterkammer dokumentieren.

Tdi-Temperatur bei Einstellung 39-2

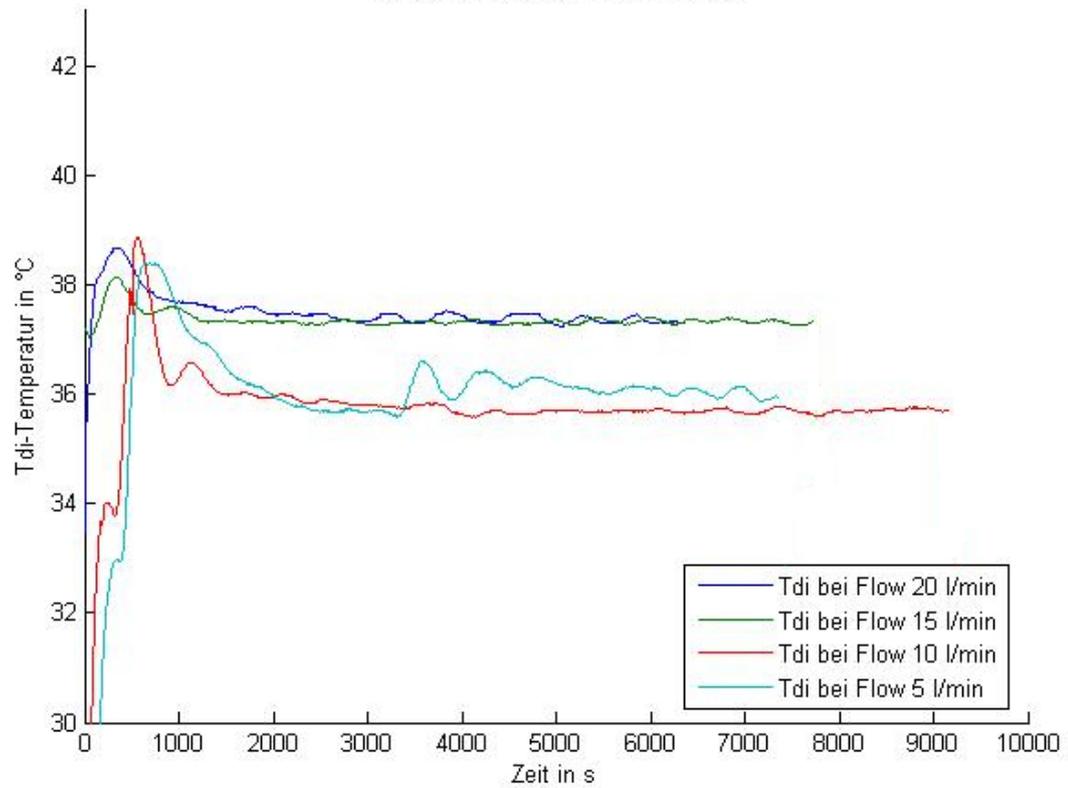


Abbildung 47: Tdi-Temperatur über die Zeit bei Einstellung 39-2 und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tdi-Temperatur vom Flow.

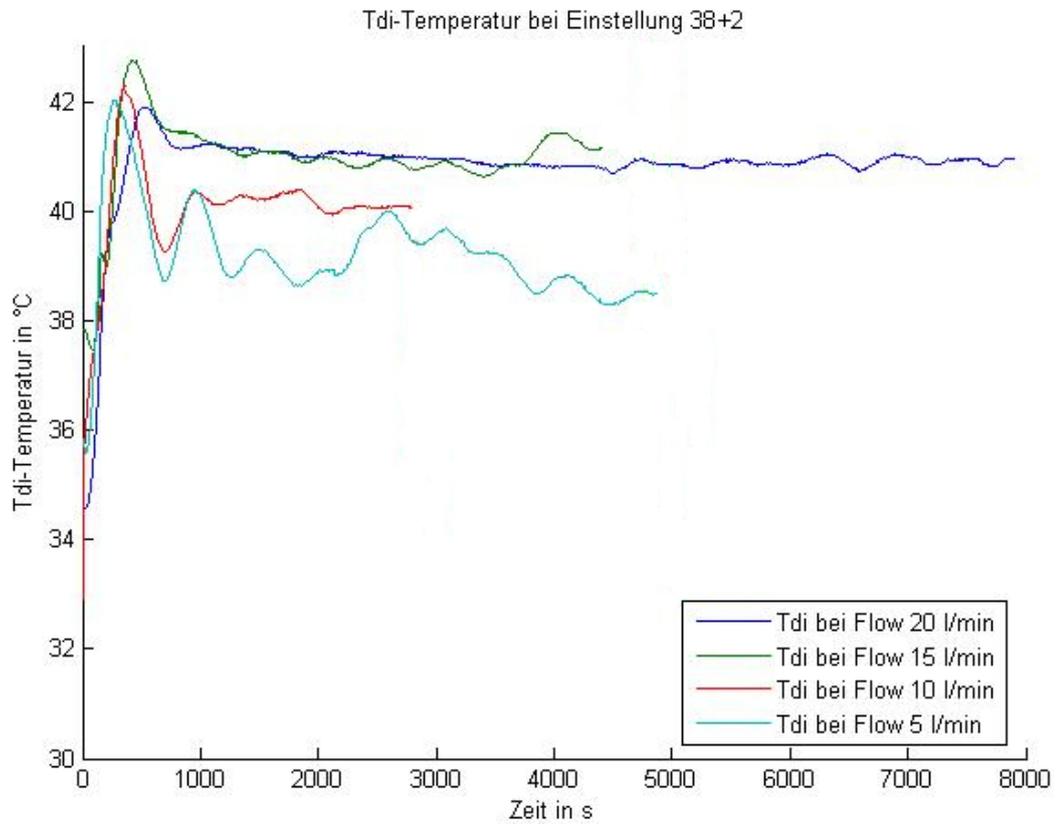


Abbildung 48: Tdi-Temperatur über die Zeit bei Einstellung 38+2 und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tdi-Temperatur vom Flow. Die unterschiedliche Länge der Kurven kommt dadurch zustande, dass massive Wasseransammlungen im Beatmungsschlauch zum Abbruch des jeweiligen Versuches zwangen.

7.1.2 Diagramme Tdi-Temperatur über die Zeit bei gleichem Flow

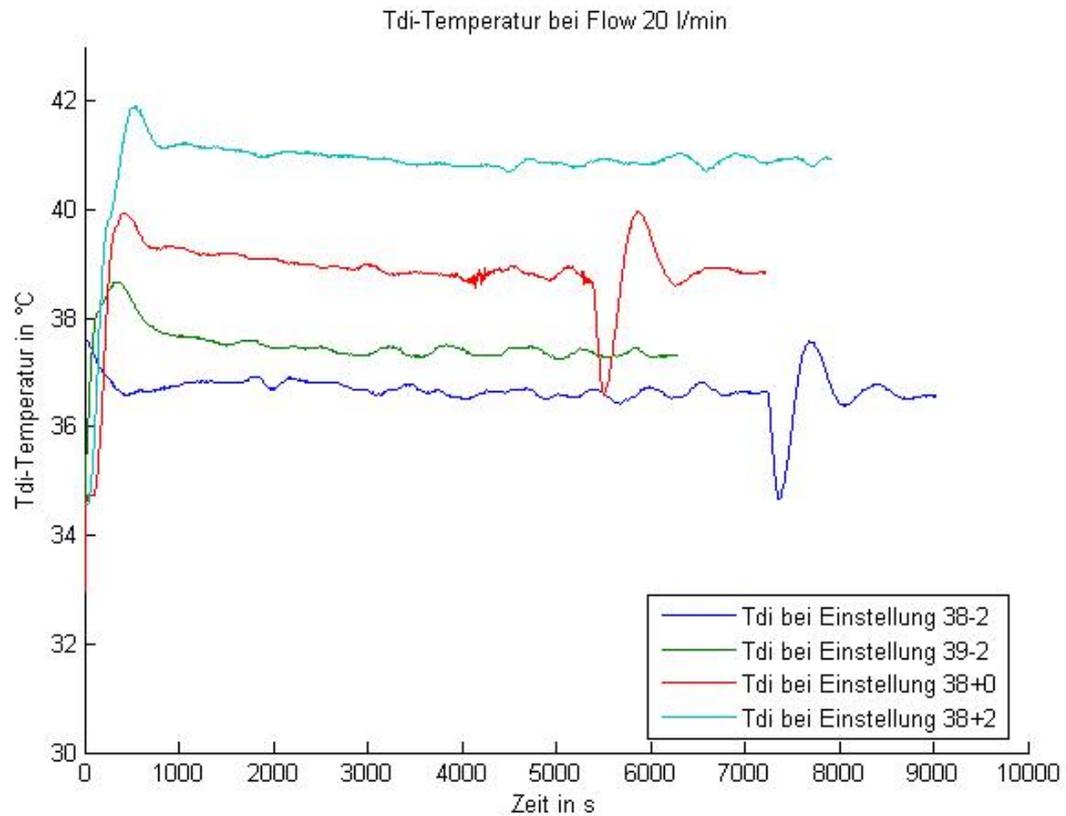


Abbildung 49: Tdi-Temperatur über die Zeit bei Flow 20 l/min und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tdi-Temperatur von der Einstellung am Befeuchter. Die Störungen bei etwa 5500 s und 7000 s bei Einstellung 38-2 und 38+0 sind durch Nachfüllen von Wasser in die Befeuchterkammer bedingt.

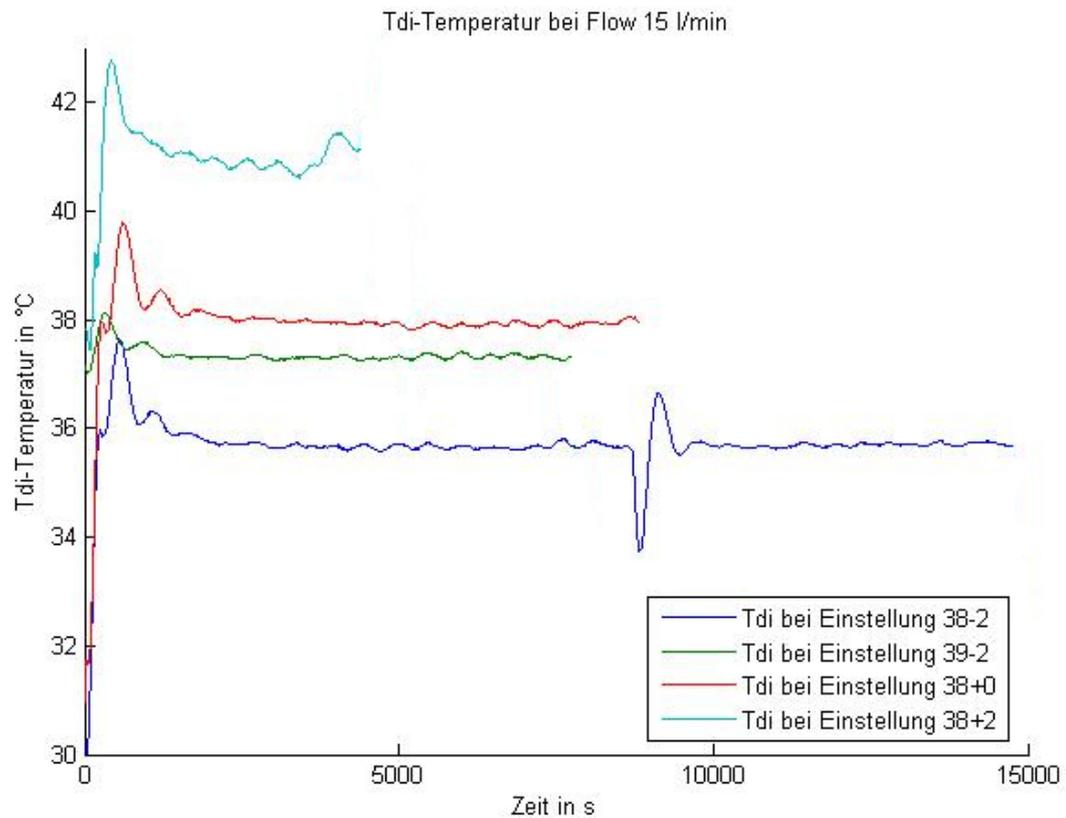


Abbildung 50: Tdi-Temperatur über die Zeit bei Flow 15 l/min und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tdi-Temperatur von der Einstellung. Die bei Messung 38+2 kürzere Messdauer kommt dadurch zustande, dass massive Wasseransammlungen im Beatmungsschlauch zum Abbruch des Versuches zwangen. Die zu Einstellung 38-2 durchgeführte längere Messung sollte das Verhalten der Kurve nach einer Auffüllung der Befeuchterkammer dokumentieren. Die Störung bei etwa 8000 s bei Einstellung 38-2 war durch Nachfüllen von Wasser in die Befeuchterkammer bedingt.

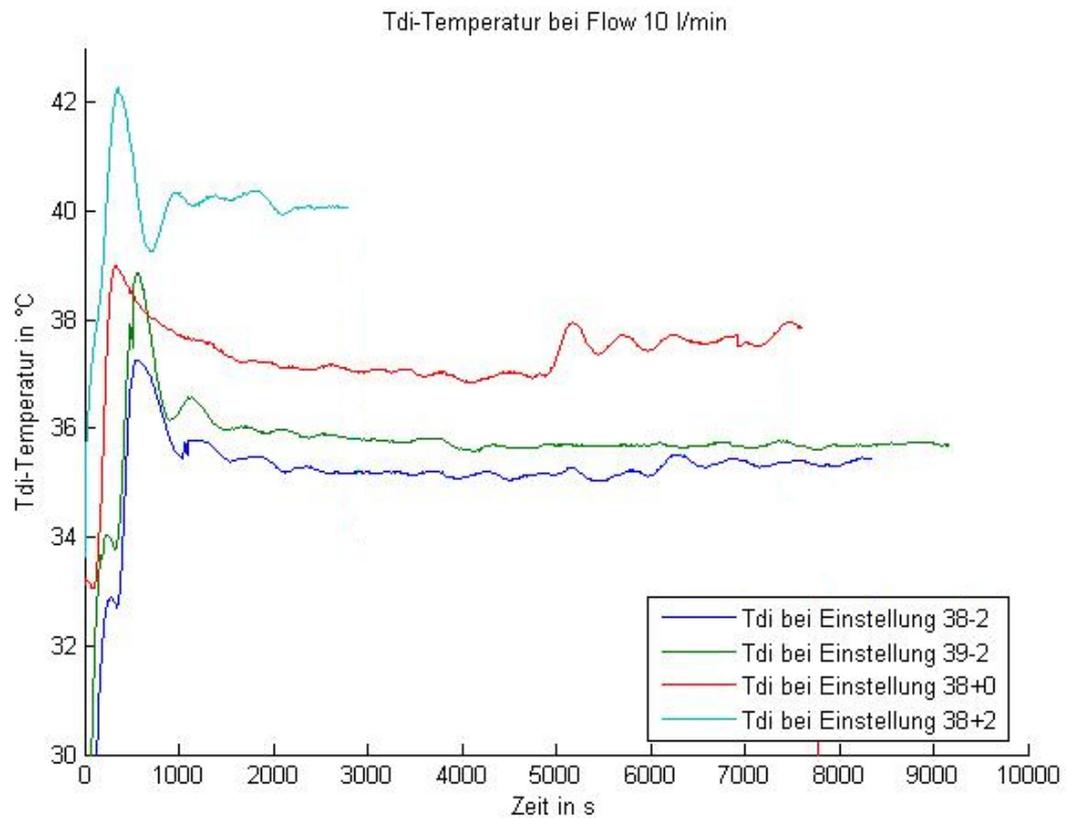


Abbildung 51: Tdi-Temperatur über die Zeit bei Flow 10 l/min und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tdi-Temperatur von der Einstellung. Die bei Messung 38+2 kürzere Messdauer kommt dadurch zustande, dass massive Wasseransammlungen im Beatmungsschlauch zum Abbruch des Versuches zwangen.

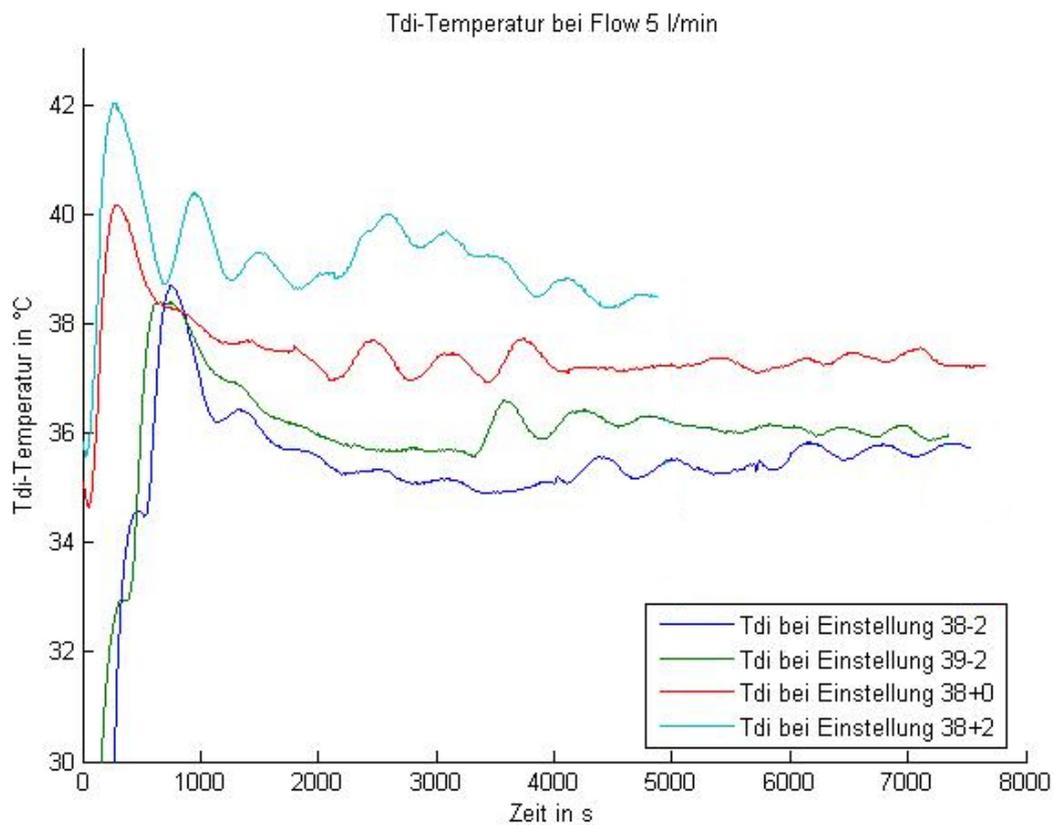


Abbildung 52: Tdi-Temperatur über die Zeit bei Flow 5 l/min und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tdi-Temperatur von der Einstellung am Befeuchter. Die bei Messung 38+2 kürzere Messdauer kommt dadurch zustande, dass große Wasseransammlungen im Beatmungsschlauch zum Abbruch des Versuches zwingen.

7.1.3 Diagramme absolute Feuchte über die Zeit bei gleicher Einstellung

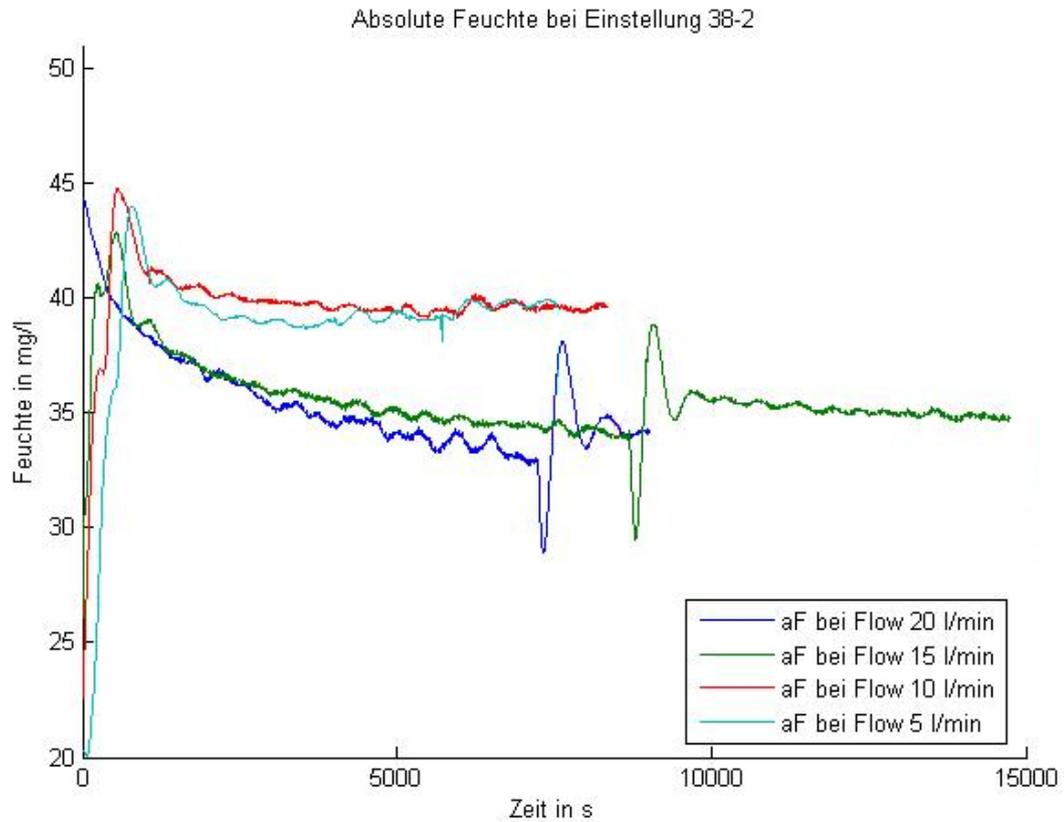


Abbildung 53: Absolute Feuchte über die Zeit bei Einstellung 38-2 und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der absoluten Feuchte vom Flow. Die Störungen bei etwa 7000 s und 8000 s bei den Flows 15 l/min und 20 l/min sind durch Nachfüllen von Wasser in die Befeuchterkammer bedingt. Die zu Flow 15 l/min durchgeführte längere Messung sollte das Verhalten der Kurve nach einer Auffüllung der Befeuchterkammer dokumentieren.

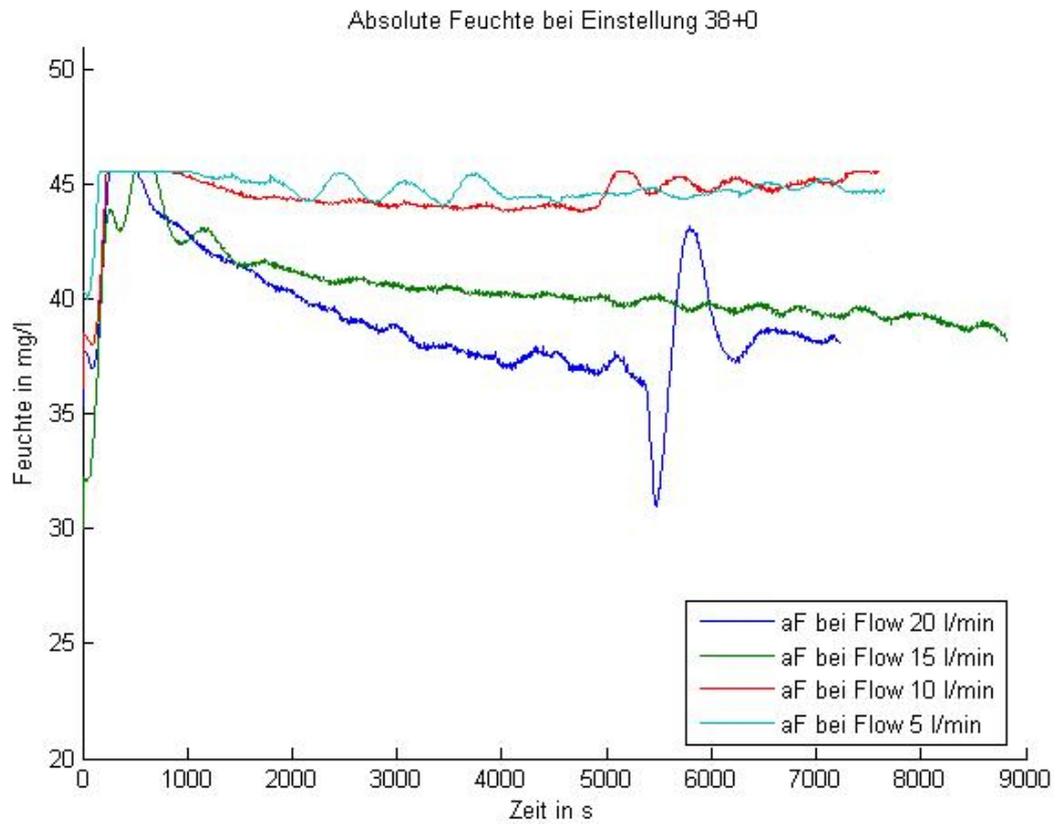


Abbildung 54: Absolute Feuchte über die Zeit bei Einstellung 38+0 und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der absoluten Feuchte vom Flow. Die Störung bei etwa 5500 s bei Flow 20 l/min war durch Nachfüllen von Wasser in die Befeuchterkammer bedingt. Initial wurde bei einigen Einstellungen die Messbereichsgrenze überschritten.

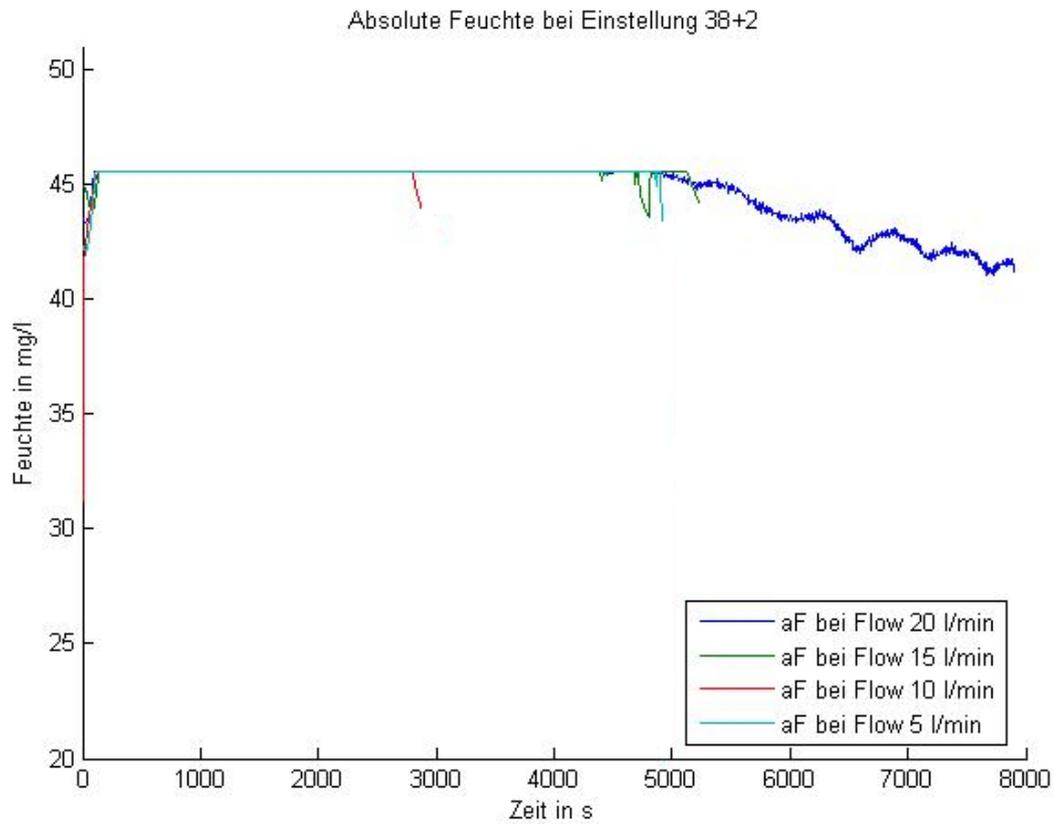


Abbildung 55: Absolute Feuchte über die Zeit bei Einstellung 38+2 und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der absoluten Feuchte vom Flow. Hier wurde bei allen Messungen die Messbereichsgrenze erreicht, deshalb überlagern sie sich in der Darstellung. Die unterschiedliche Länge der Kurven kommt dadurch zustande, dass massive Wasseransammlungen im Beatmungsschlauch zum Abbruch des jeweiligen Versuches zwangen.

7.1.4 Diagramme absolute Feuchte über die Zeit bei gleichem Flow

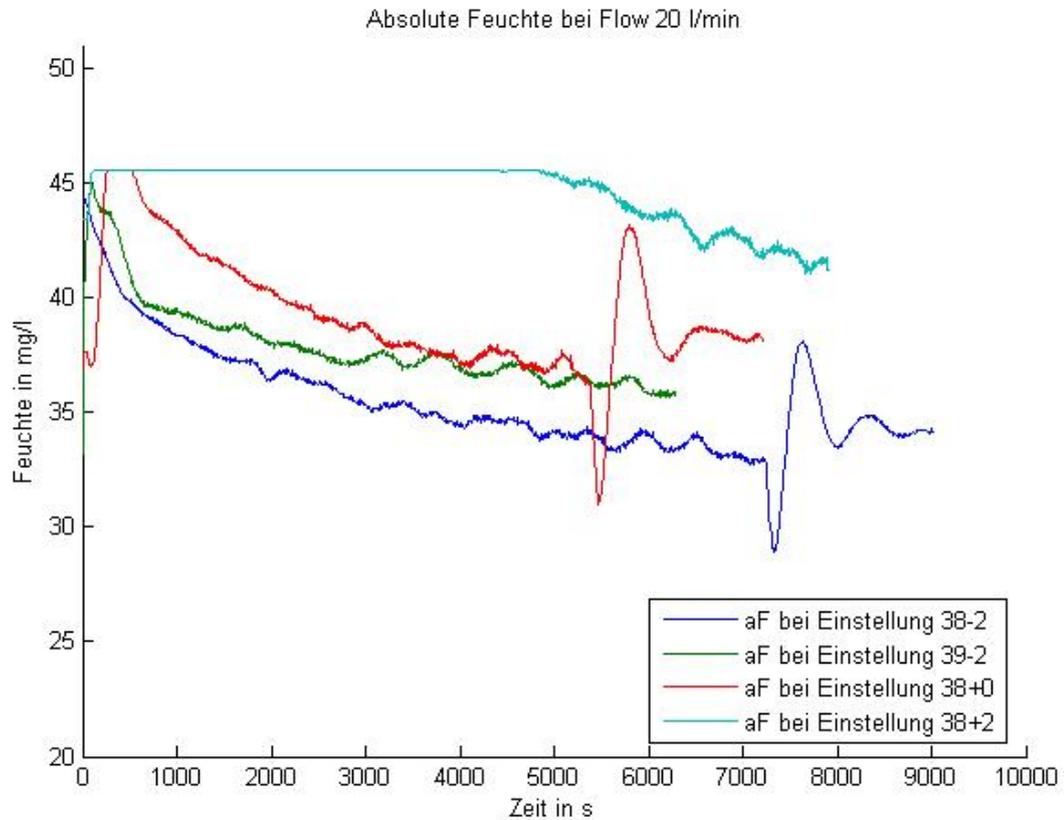


Abbildung 56: Absolute Feuchte über die Zeit bei Flow 20 l/min und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der absoluten Feuchte von der Einstellung. Die Störungen bei etwa 5500 s und 7000 s bei Einstellung 38-2 und 38+0 sind durch Nachfüllen von Wasser in die Befeuchterkammer bedingt.

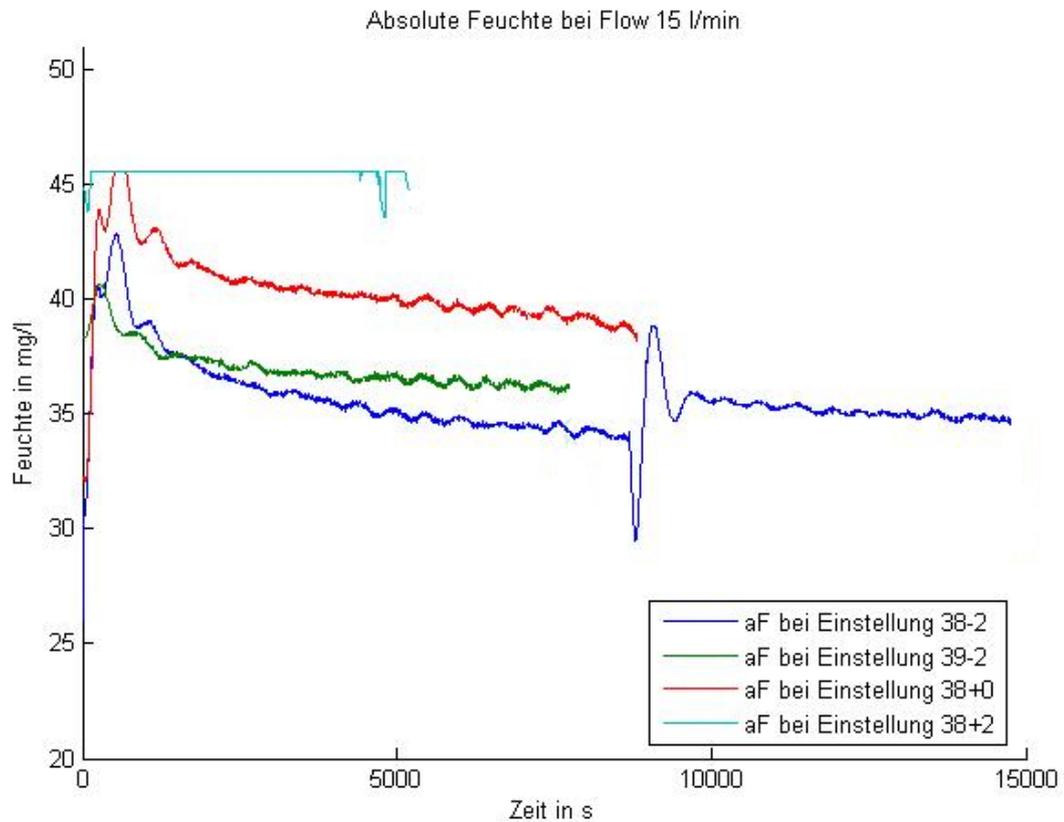


Abbildung 57: Absolute Feuchte über die Zeit bei Flow 15 l/min und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der absoluten Feuchte von der Einstellung. Die Störung bei etwa 8000 s bei Flow 20 l/min war durch Nachfüllen von Wasser in die Befeuchterkammer bedingt. Die zu Einstellung 38-2 durchgeführte längere Messung sollte das Verhalten der Kurve nach einer Auffüllung der Befeuchterkammer dokumentieren. Die bei Messung 38+2 kürzere Messdauer kommt dadurch zustande, dass massive Wasseransammlungen im Beatmungsschlauch zum Abbruch des Versuches zwangen.

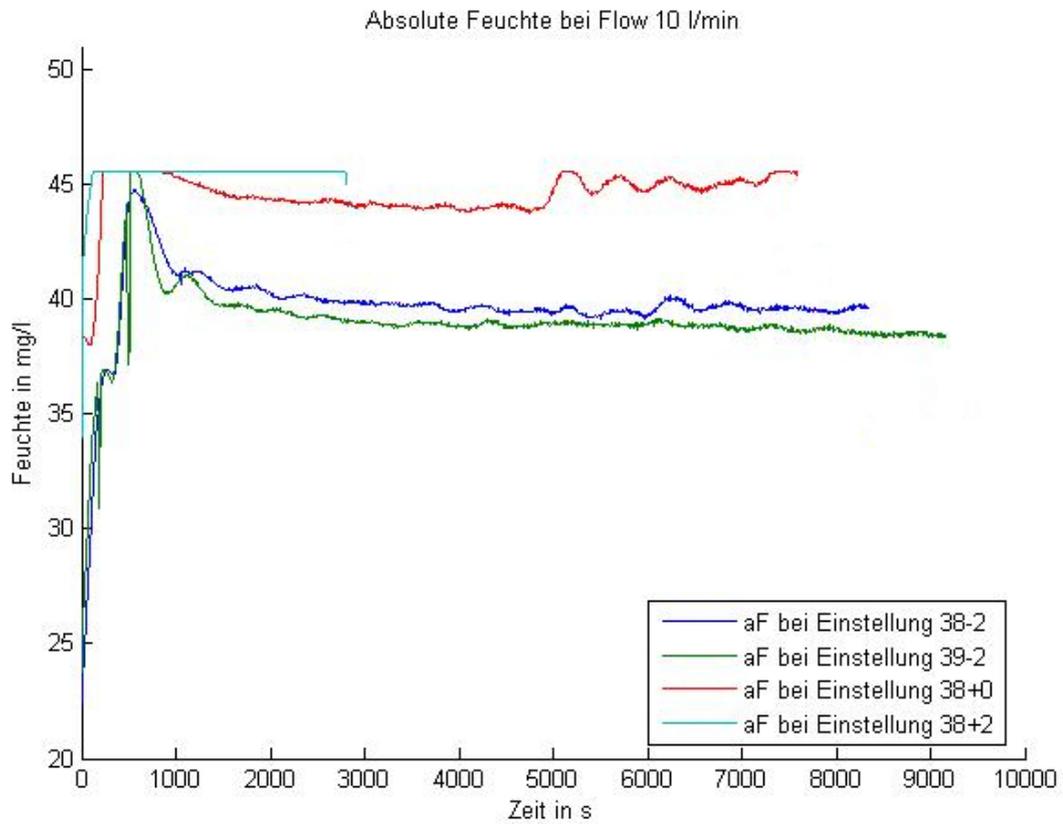


Abbildung 58: Absolute Feuchte über die Zeit bei Flow 10 l/min und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der absoluten Feuchte von der Einstellung. Die bei Messung 38+2 kürzere Messdauer kommt dadurch zustande, dass massive Wasseransammlungen im Beatmungsschlauch zum Abbruch des Versuches zwangen.

7.1.5 Diagramme Tie-Temperatur über die Zeit bei gleicher Einstellung

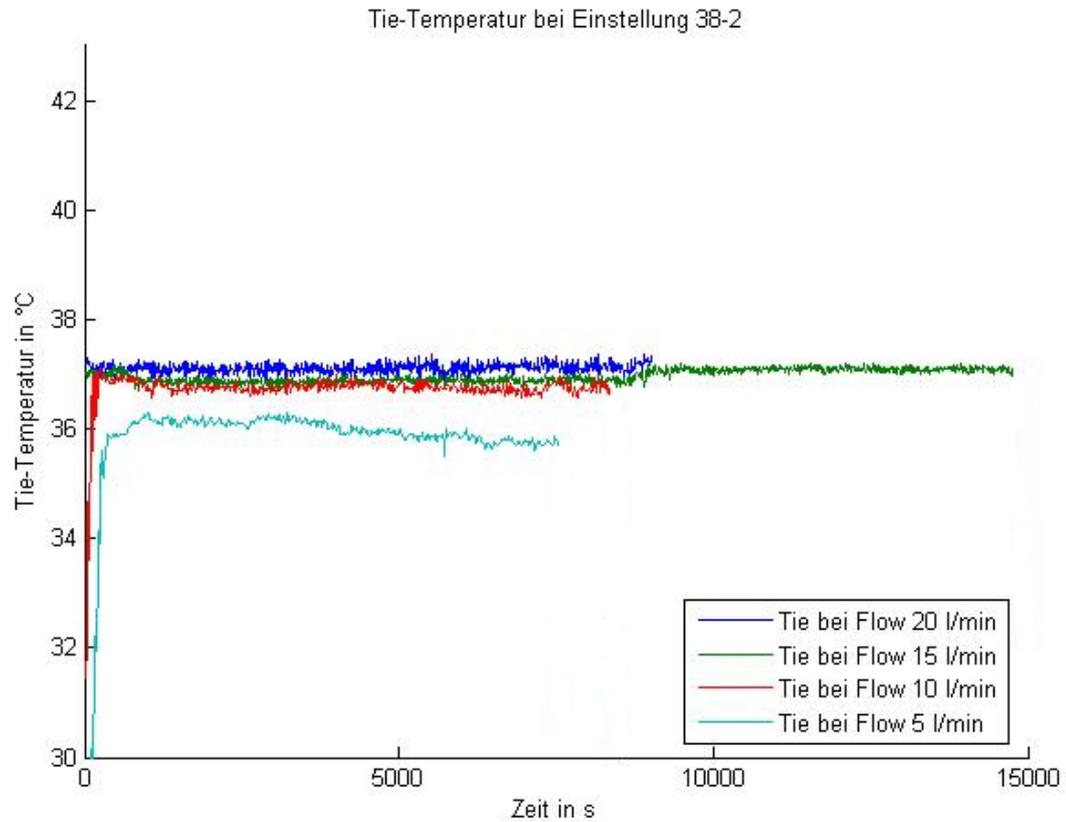


Abbildung 59: Tie-Temperatur über die Zeit bei Einstellung 38-2 und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tie-Temperatur vom Flow. Die bei Flow 15 l/min längere Messung wurde durchgeführt, um das Verhalten der Kurve nach einer Auffüllung der Befeuchterkammer zu untersuchen.

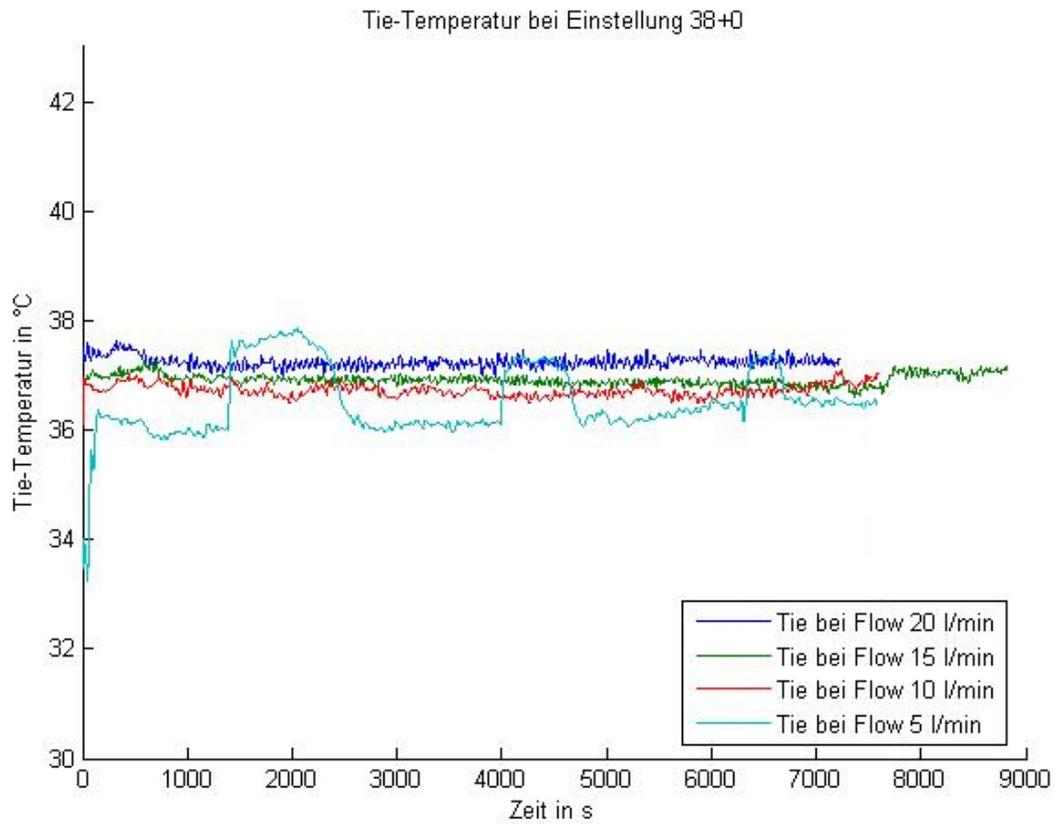


Abbildung 60: Tie-Temperatur über die Zeit bei Einstellung 38+0 und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tie-Temperatur vom Flow. Die Ursache der Störungen bei Flow 5 l/min konnte nicht geklärt werden.

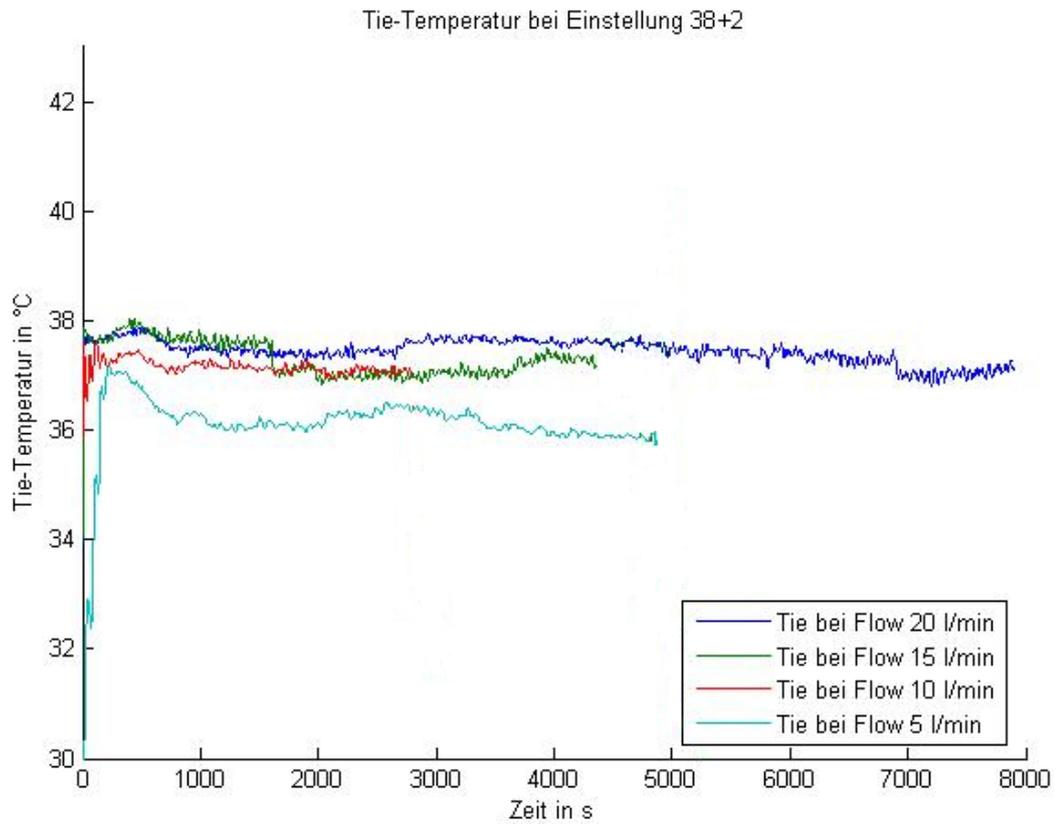


Abbildung 61: Tie-Temperatur über die Zeit bei Einstellung 38+2 und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tie-Temperatur vom Flow. Die unterschiedliche Länge der Kurven kommt dadurch zustande, dass große Wasseransammlungen im Beatmungsschlauch zum Abbruch des jeweiligen Versuches zwangen.

7.1.6 Diagramme Tie-Temperatur über die Zeit bei gleichem Flow

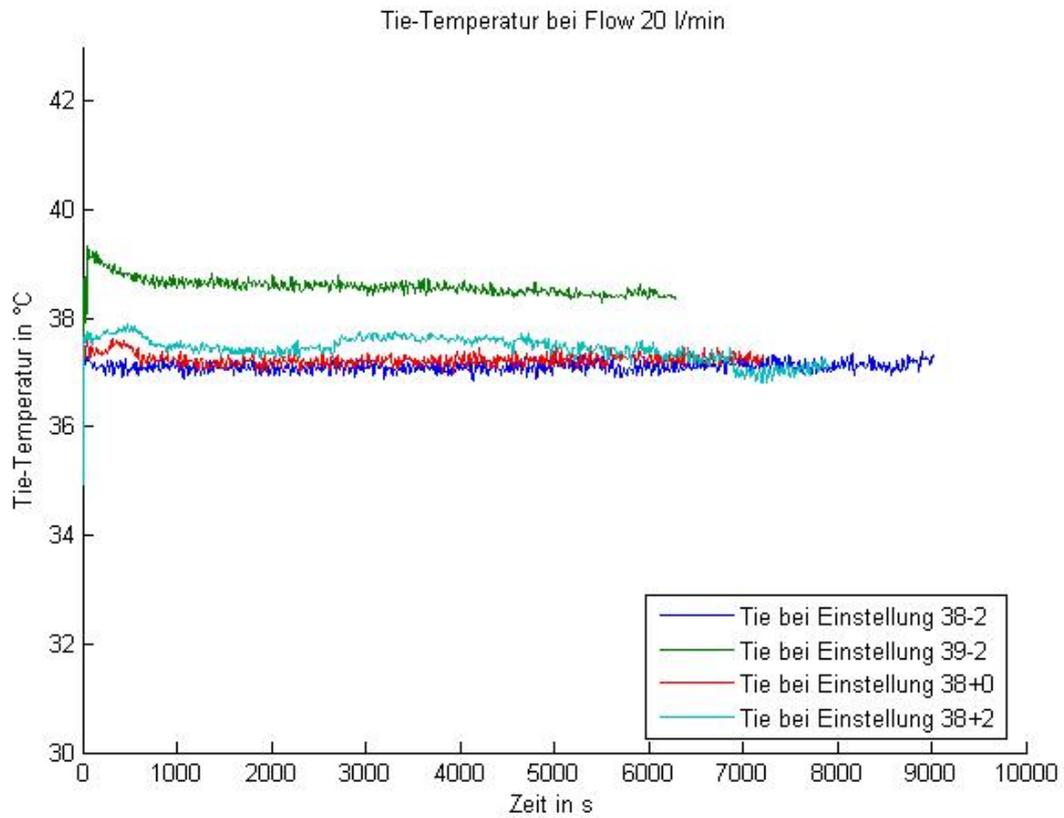


Abbildung 62: Tie-Temperatur über die Zeit bei Flow 20 l/min und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tie-Temperatur von der Einstellung.

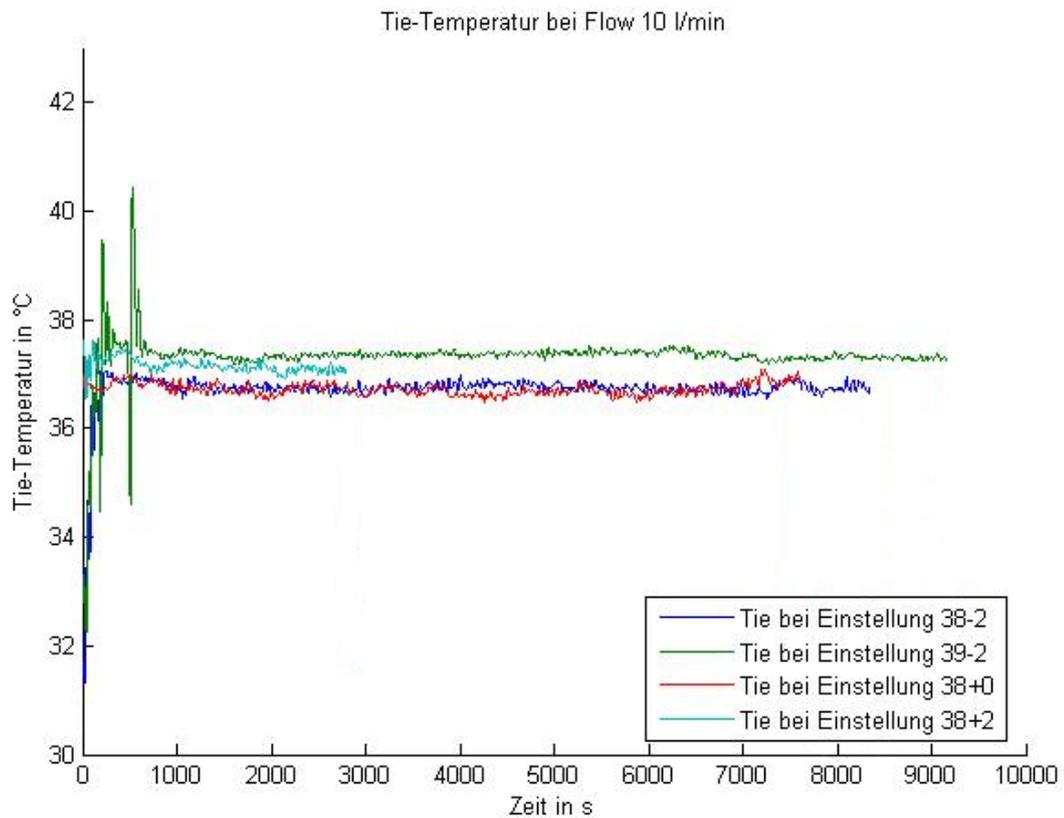


Abbildung 63: Tie-Temperatur über die Zeit bei Flow 10 l/min und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tie-Temperatur von der Einstellung. Die Ursache der extremen Schwankungen zu Beginn der Messung bei Flow 10 l/min konnte nicht geklärt werden. Die bei Messung 38+2 kürzere Messdauer kommt dadurch zustande, dass massive Wasseransammlungen im Beatmungsschlauch zum Abbruch des Versuches zwangen.

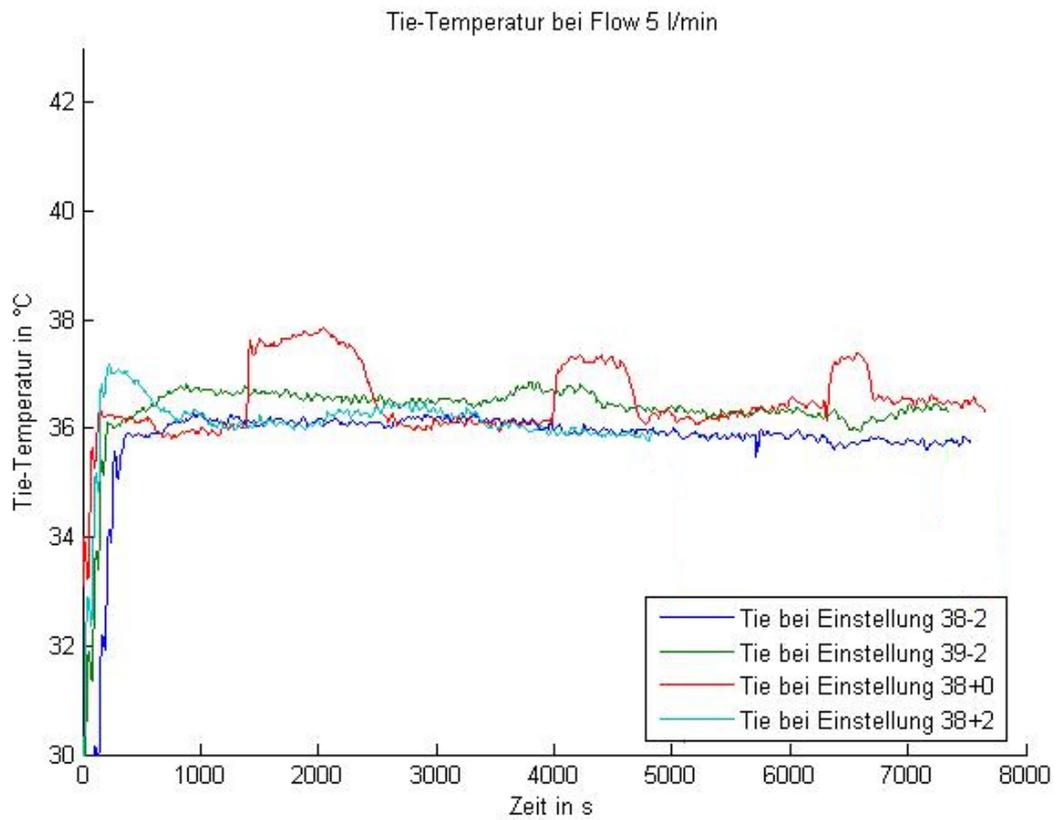


Abbildung 64: Tie-Temperatur über die Zeit bei Flow 5 l/min und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tie-Temperatur von der Einstellung. Die bei Messung 38+2 kürzere Messdauer kommt dadurch zustande, dass massive Wasseransammlungen im Beatmungsschlauch zum Abbruch des Versuches zwangen. Die Ursache der Störungen bei Einstellung 38+0 konnte nicht geklärt werden.

7.1.7 Diagramme Tpr-Temperatur über die Zeit bei gleicher Einstellung

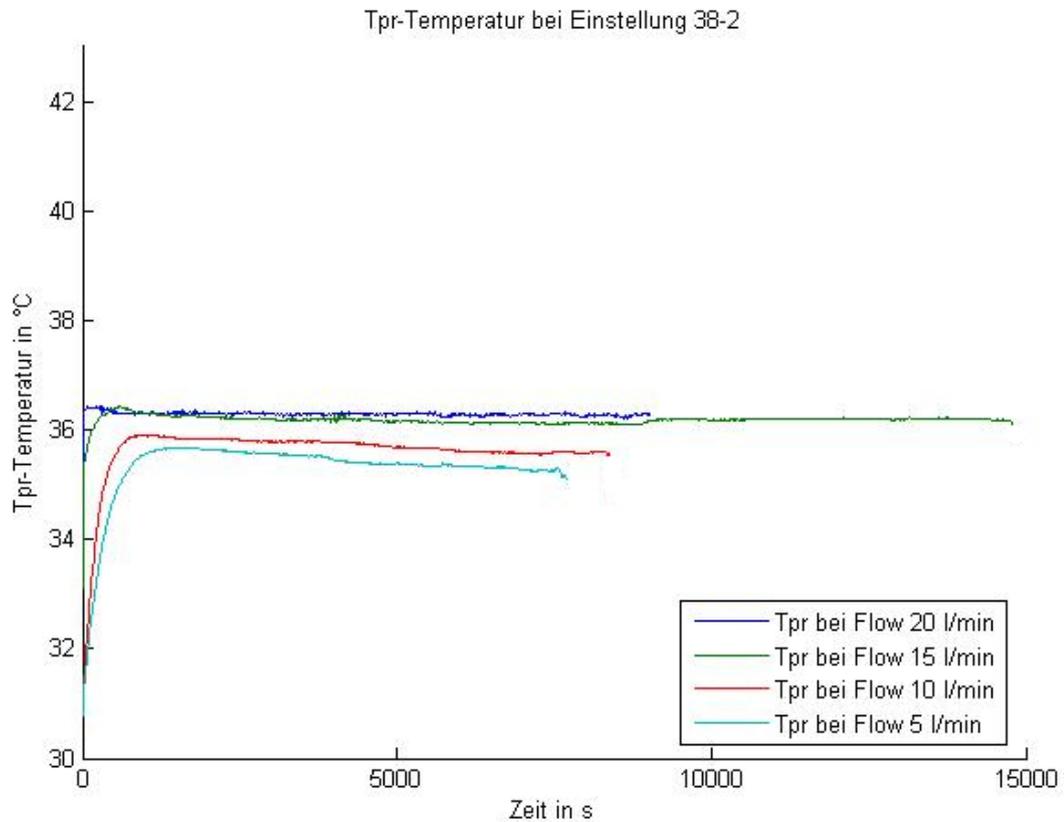


Abbildung 65: Tpr-Temperatur über die Zeit bei Einstellung 38-2 und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tpr-Temperatur vom Flow. Die bei Flow 15 l/min längere Messung wurde durchgeführt, um das Verhalten der Kurve nach einer Auffüllung der Befeuchterkammer zu untersuchen.

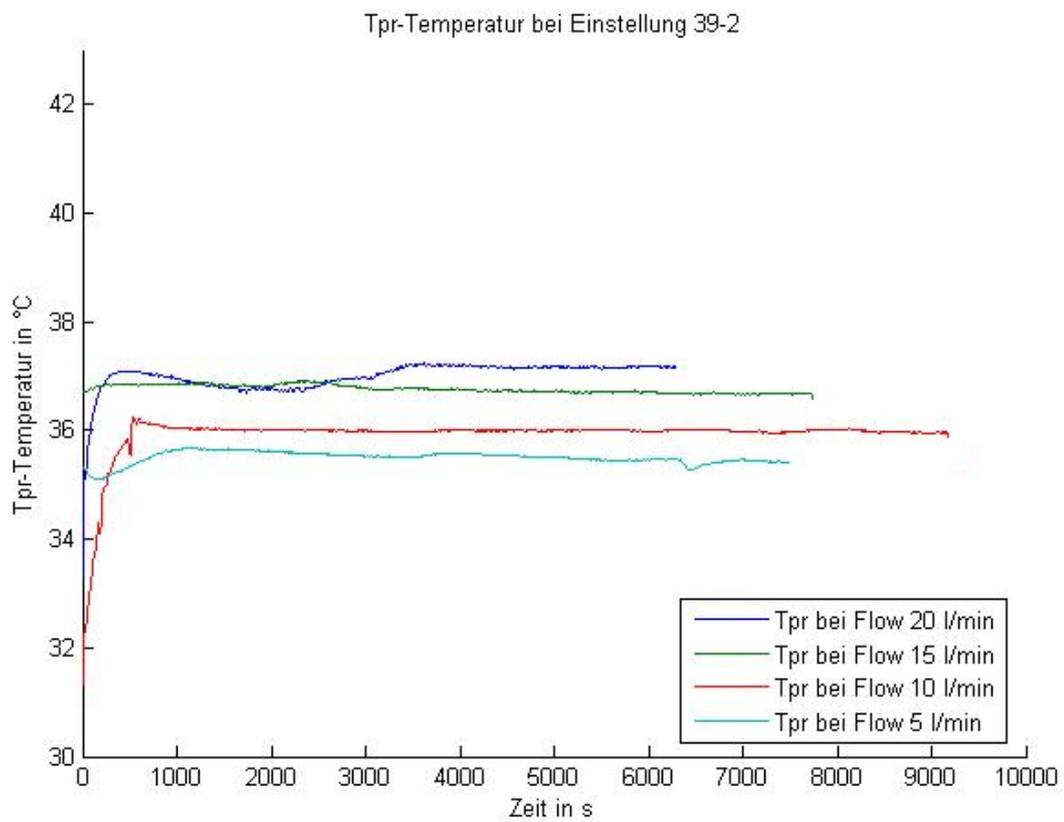


Abbildung 66: Tpr-Temperatur über die Zeit bei Einstellung 39-2 und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tpr-Temperatur vom Flow.

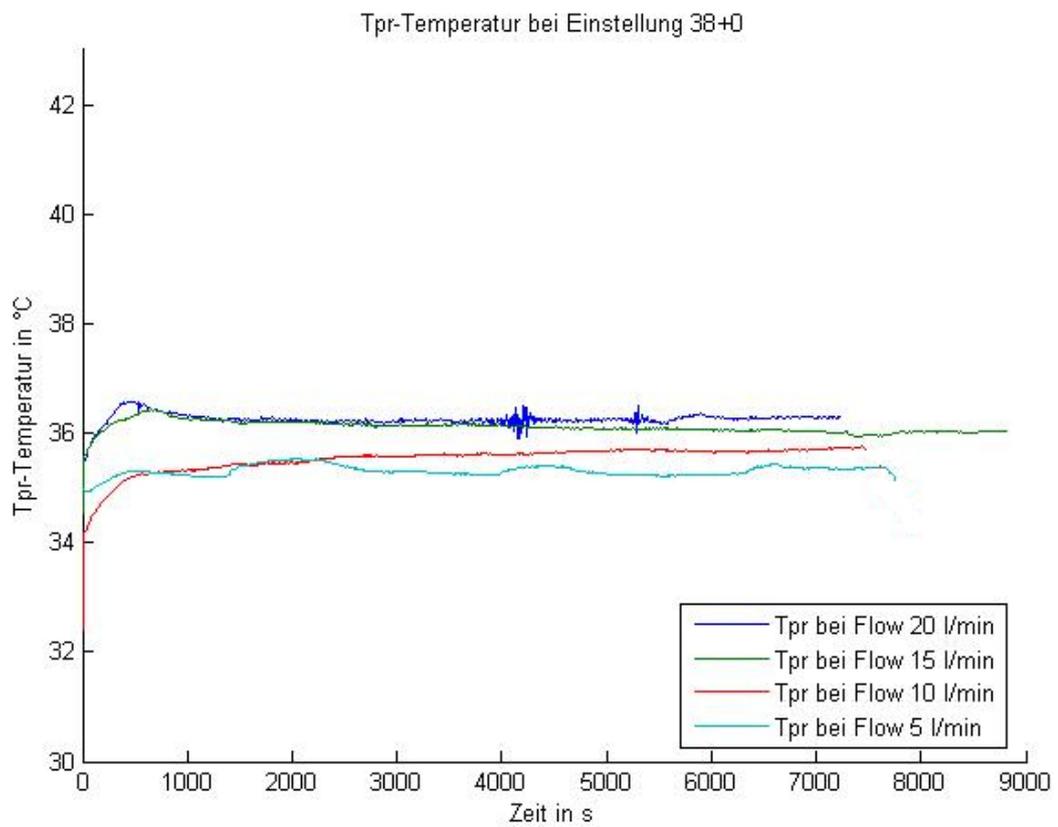


Abbildung 67: Tpr-Temperatur über die Zeit bei Einstellung 38+0 und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tpr-Temperatur vom Flow.

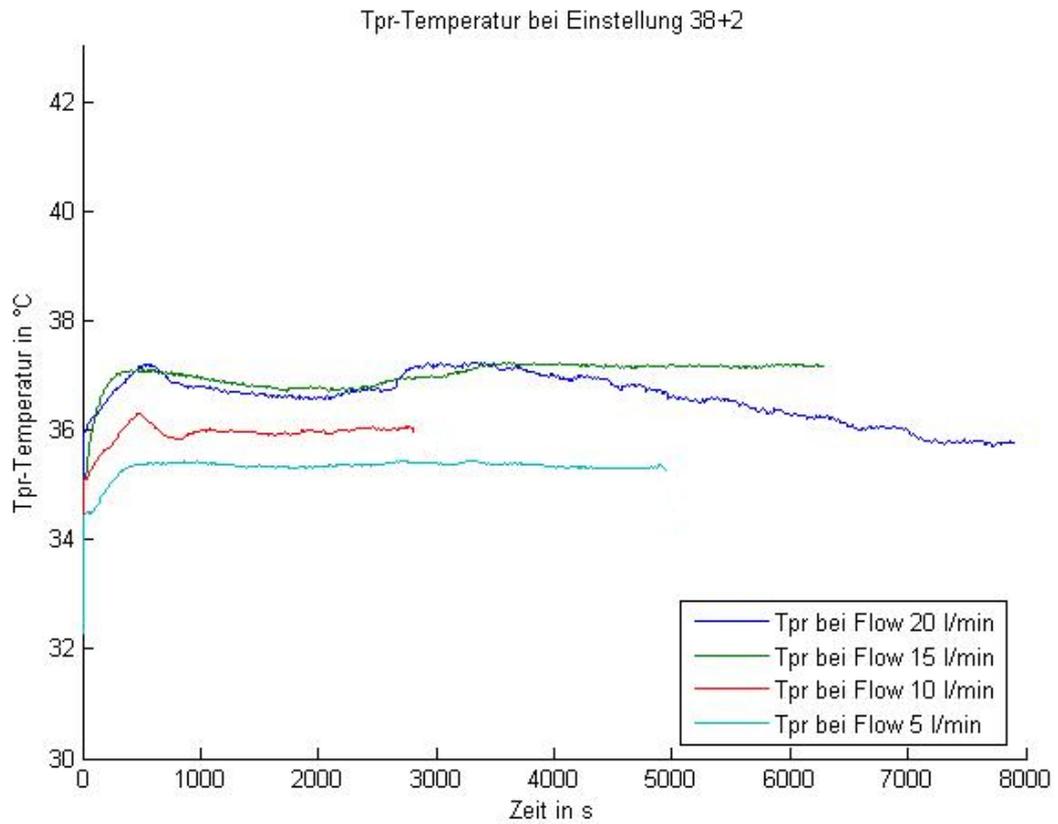


Abbildung 68: Tpr-Temperatur über die Zeit bei Einstellung 38+2 und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tpr-Temperatur vom Flow. Die unterschiedliche Länge der Kurven kommt dadurch zustande, dass massive Wasseransammlungen im Beatmungsschlauch zum Abbruch des jeweiligen Versuches zwangen.

7.1.8 Diagramme Tpr-Temperatur über die Zeit bei gleichem Flow

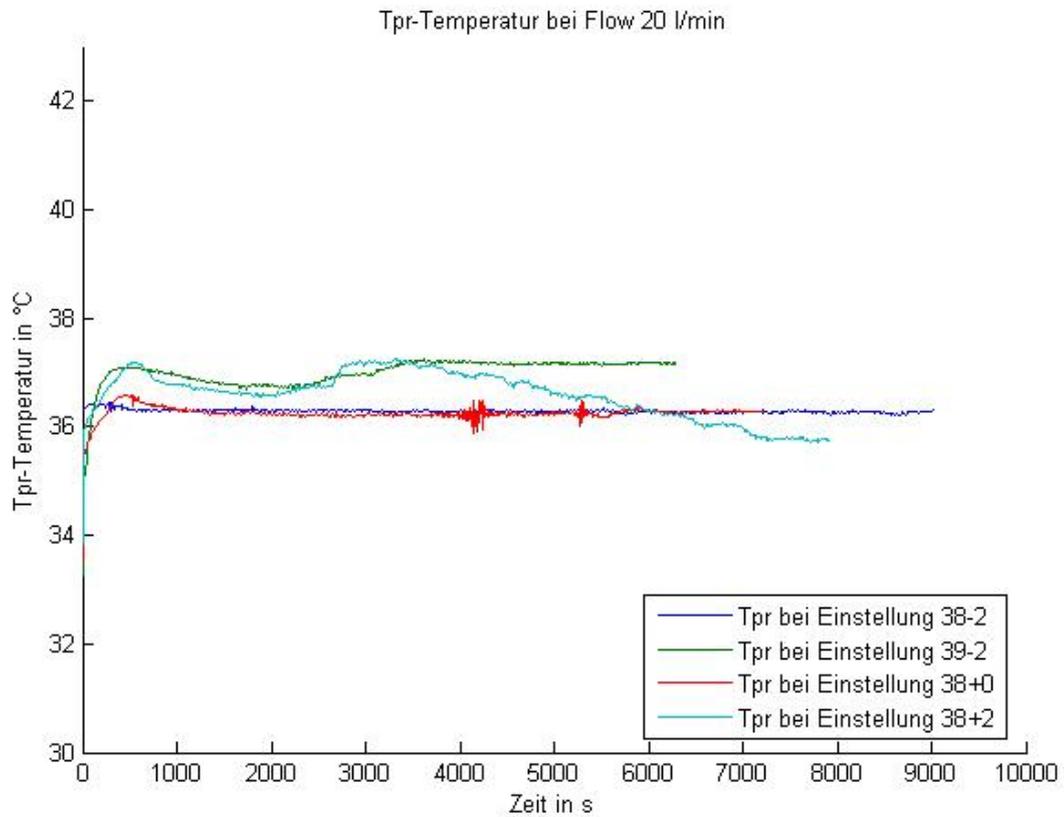


Abbildung 69: Tpr-Temperatur über die Zeit bei Flow 20 l/min und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tpr-Temperatur von der Einstellung.

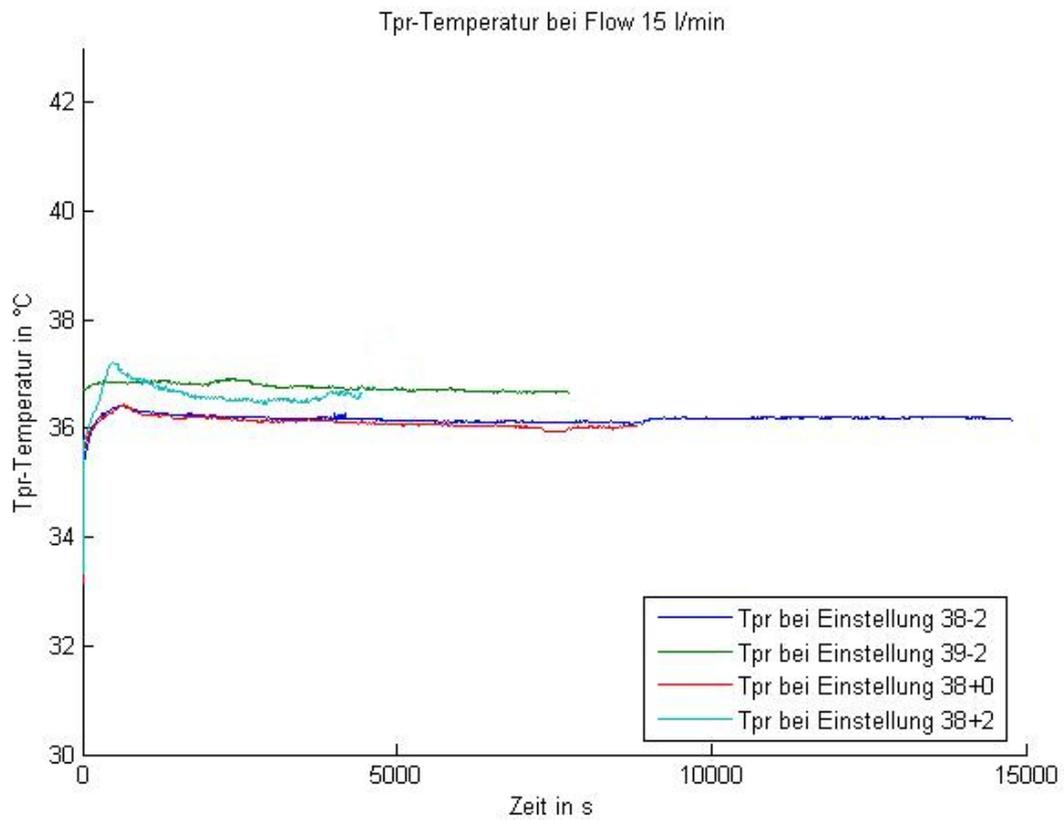


Abbildung 70: Tpr-Temperatur über die Zeit bei Flow 15 l/min und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tpr-Temperatur von der Einstellung. Die bei Einstellung 38-2 längere Messung wurde durchgeführt, um das Verhalten der Kurve nach einer Auffüllung der Befeuchterkammer zu untersuchen. Die bei Messung 38+2 kürzere Messdauer kommt dadurch zustande, dass große Wasseransammlungen im Beatmungsschlauch zum Abbruch des Versuches zwangen.

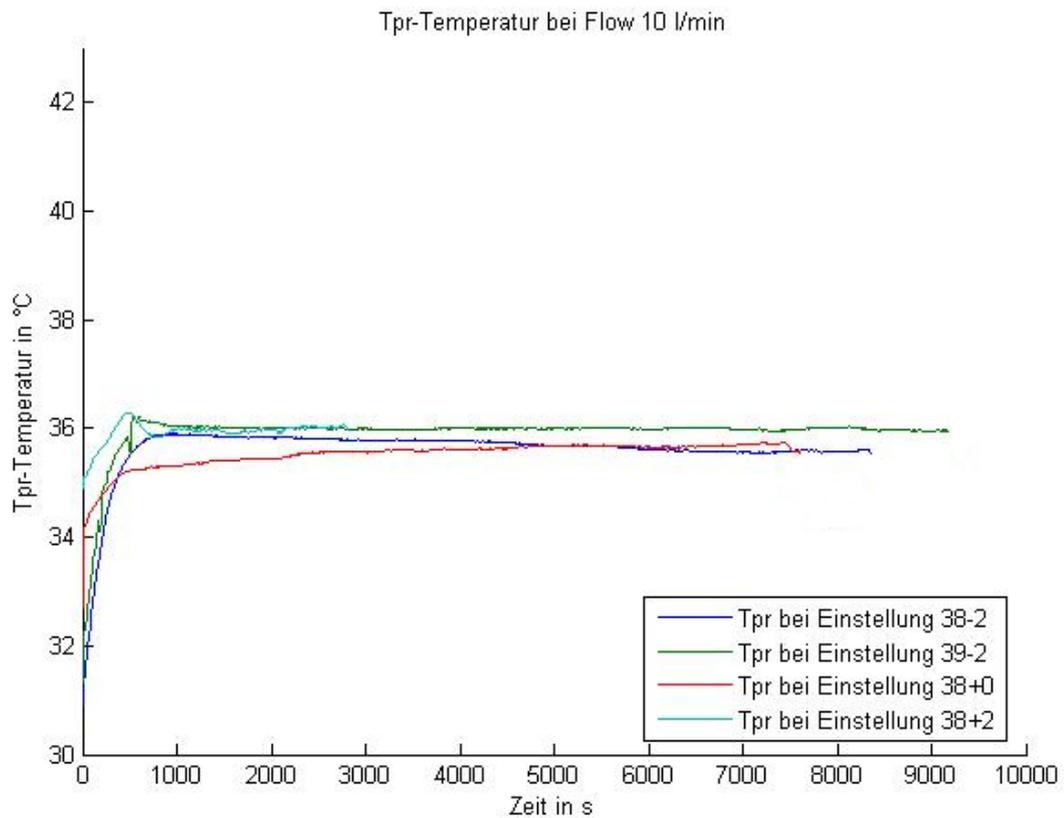


Abbildung 71: Diagramm Tpr-Temperatur über die Zeit bei Flow 10 l/min und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tpr-Temperatur von der Einstellung. Die bei Messung 38+2 kürzere Messdauer kommt dadurch zustande, dass massive Wasseransammlungen im Beatmungsschlauch zum Abbruch des Versuches zwangen.

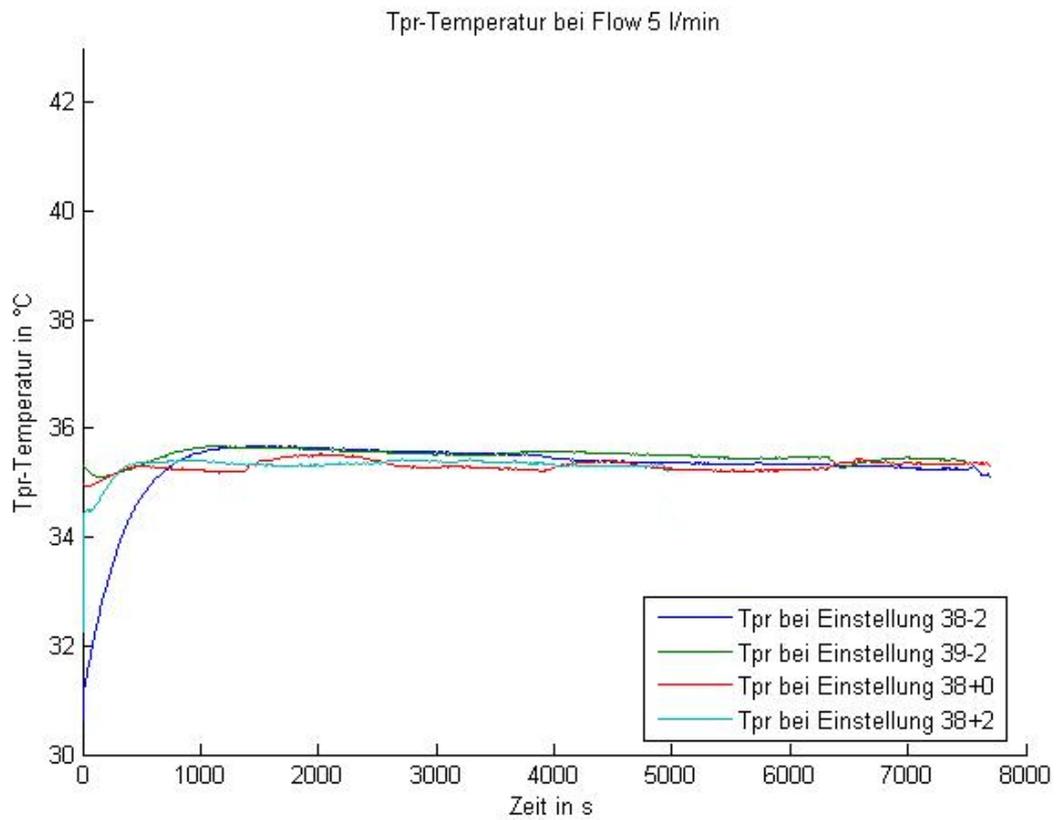


Abbildung 72: Tpr-Temperatur über die Zeit bei Flow 5 l/min und distaler Feuchtemessung zur Darstellung der Abhängigkeit der Tpr-Temperatur von der Einstellung. Die bei Messung 38+2 kürzere Messdauer kommt dadurch zustande, dass große Wasseransammlungen im Beatmungsschlauch zum Abbruch des Versuches zwangen.

7.1.9 Diagramm Tpr-Temperatur über die Zeit bei gleichem Flow und verschiedenen Inkubortemperaturen

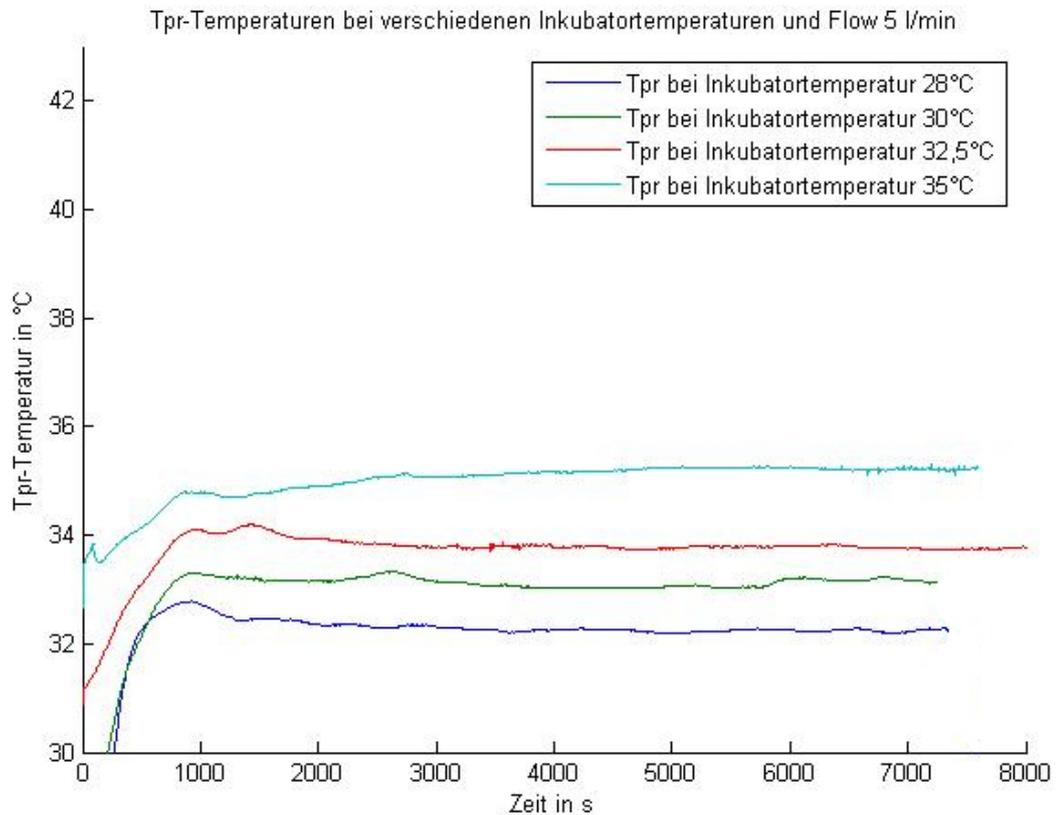


Abbildung 73: Tpr-Temperatur über die Zeit bei Flow 5 l/min, proximaler Feuchtemessung und Einstellung 39-2 mit Variation der Inkubortemperatur zur Darstellung der Abhängigkeit der Tpr-Temperatur von der Inkubortemperatur.

7.1.10 Diagramme Tpr-Temperatur über die Zeit bei gleicher Inkubortemperatur und verschiedenem Flow

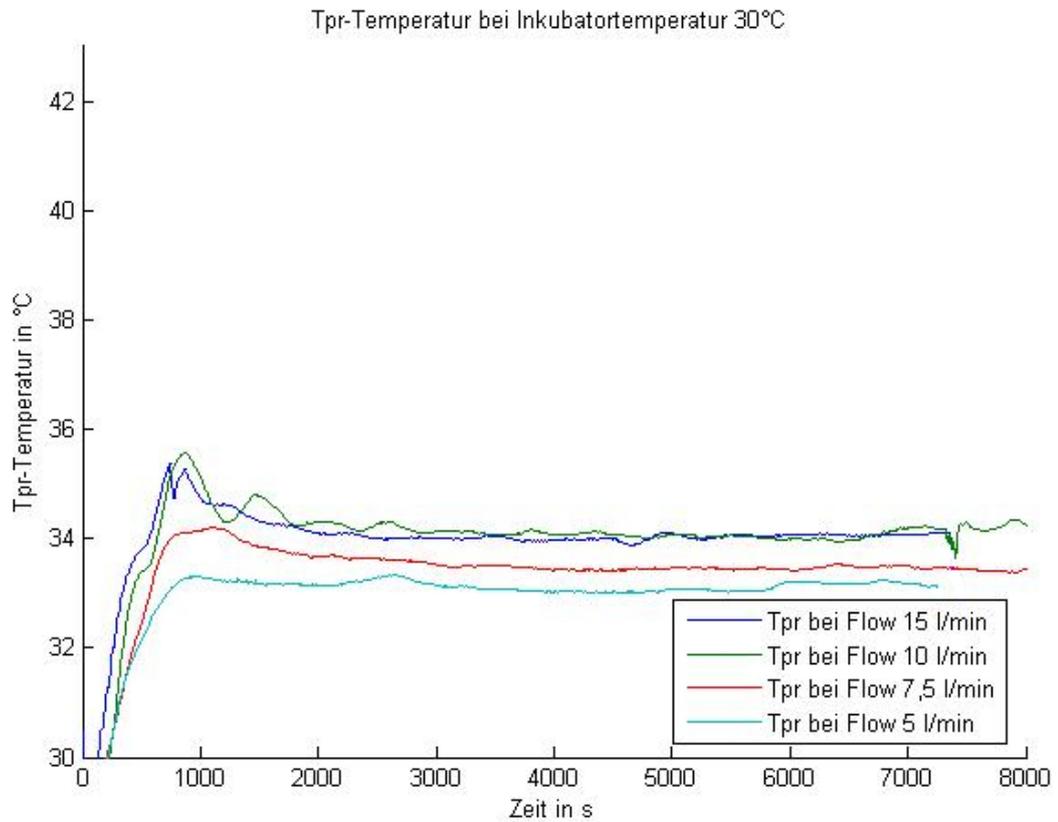


Abbildung 74: Tpr-Temperatur über die Zeit bei Inkubortemperatur 30°C, proximaler Feuchtemessung und Einstellung 39-2 mit Variation des Flows zur Darstellung der Abhängigkeit der Tpr-Temperatur vom Flow.

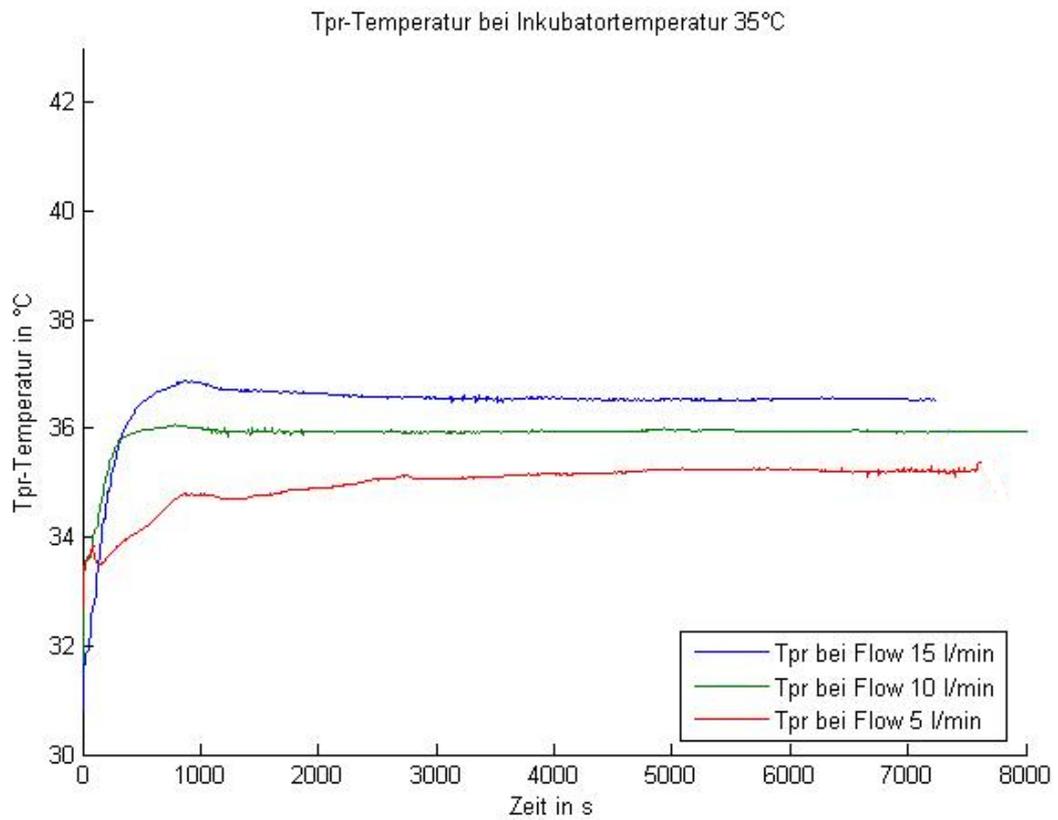


Abbildung 75: Tpr-Temperatur über die Zeit bei Inkubator Temperatur 35°C, proximaler Feuchtemessung und Einstellung 39-2 mit Variation des Flows zur Darstellung der Abhängigkeit der Tpr-Temperatur vom Flow.

7.1.11 Diagramm Tpr-Temperatur über die Zeit bei Einstellung 39-1 und Inkubortemperatur 30°C

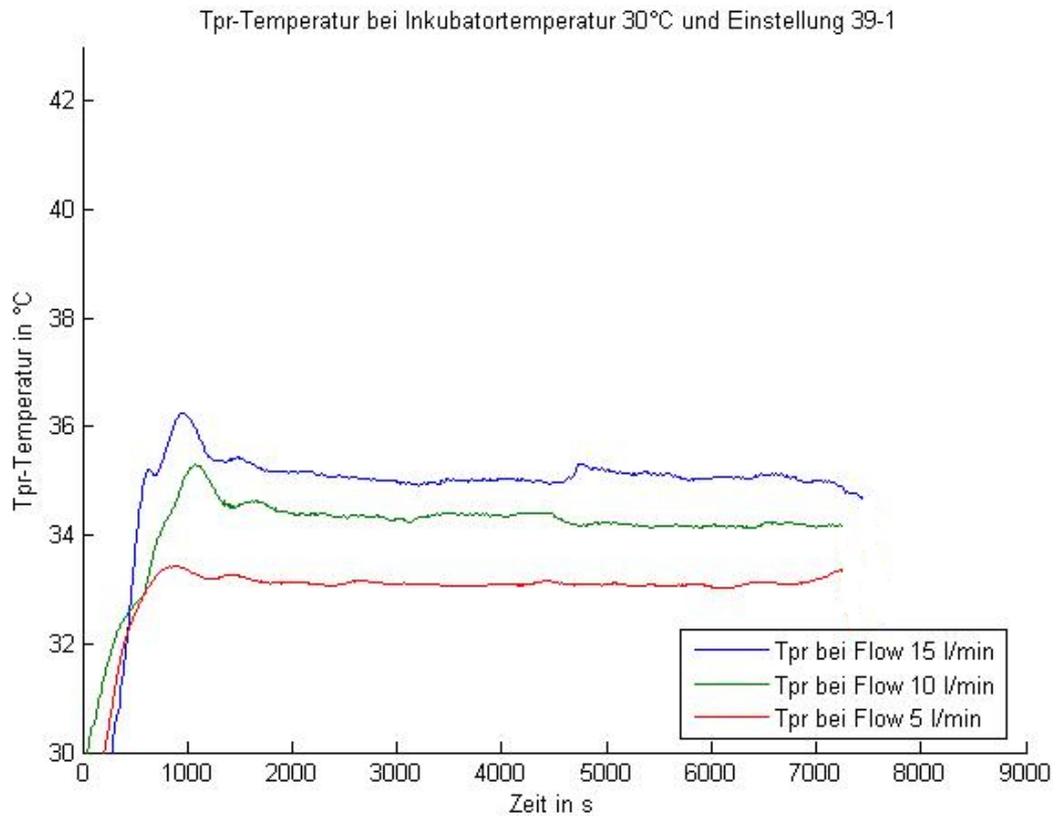


Abbildung 76: Tpr-Temperatur über die Zeit bei Inkubortemperatur 30°C, proximaler Feuchtemessung und Einstellung 39-1 mit Variation des Flows zur Darstellung der Abhängigkeit der Tpr-Temperatur vom Flow.

7.1.12 Diagramme absolute Feuchte über die Zeit bei gleicher Inkubator­temperatur und verschiedenem Flow

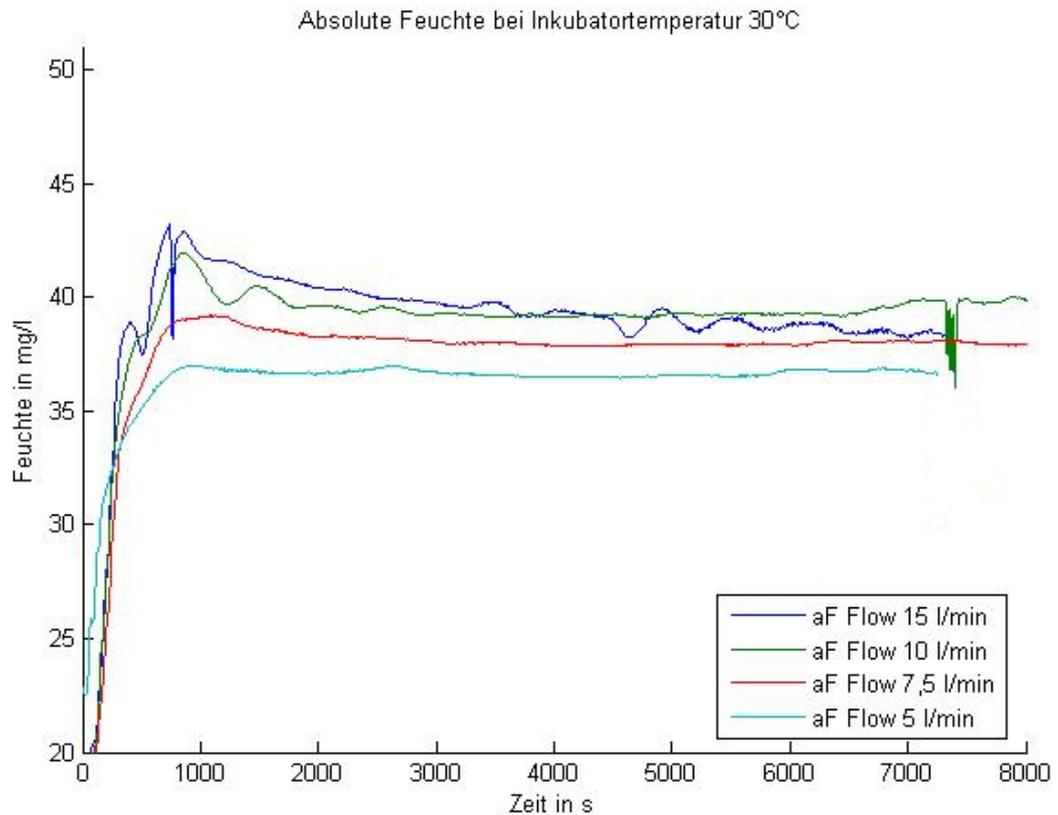


Abbildung 77: Absolute Feuchte über die Zeit bei Inkubator­temperatur 30°C, proximaler Feuchtemessung und Einstellung 39-2 mit Variation des Flows zur Darstellung der Abhängigkeit der absoluten Feuchte vom Flow. Die Ursache für die extremen Schwankungen gegen Ende der Messung bei Flow 10 l/min konnte nicht geklärt werden.

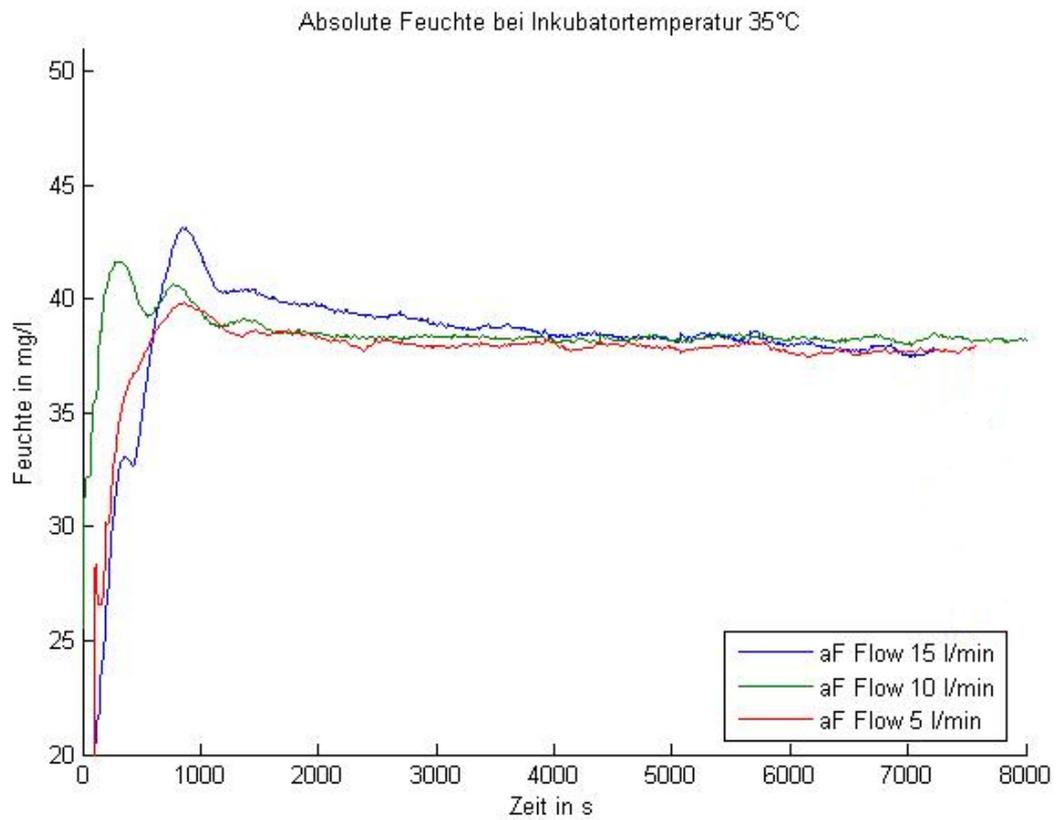


Abbildung 78: Absolute Feuchte über die Zeit bei Inkubator Temperatur 35°C, proximaler Feuchtemessung und Einstellung 39-2 mit Variation des Flows zur Darstellung der Abhängigkeit der absoluten Feuchte vom Flow.

7.1.13 Diagramm absolute Feuchte über die Zeit bei Einstellung 39-1 und 30°C Inkubator Temperatur

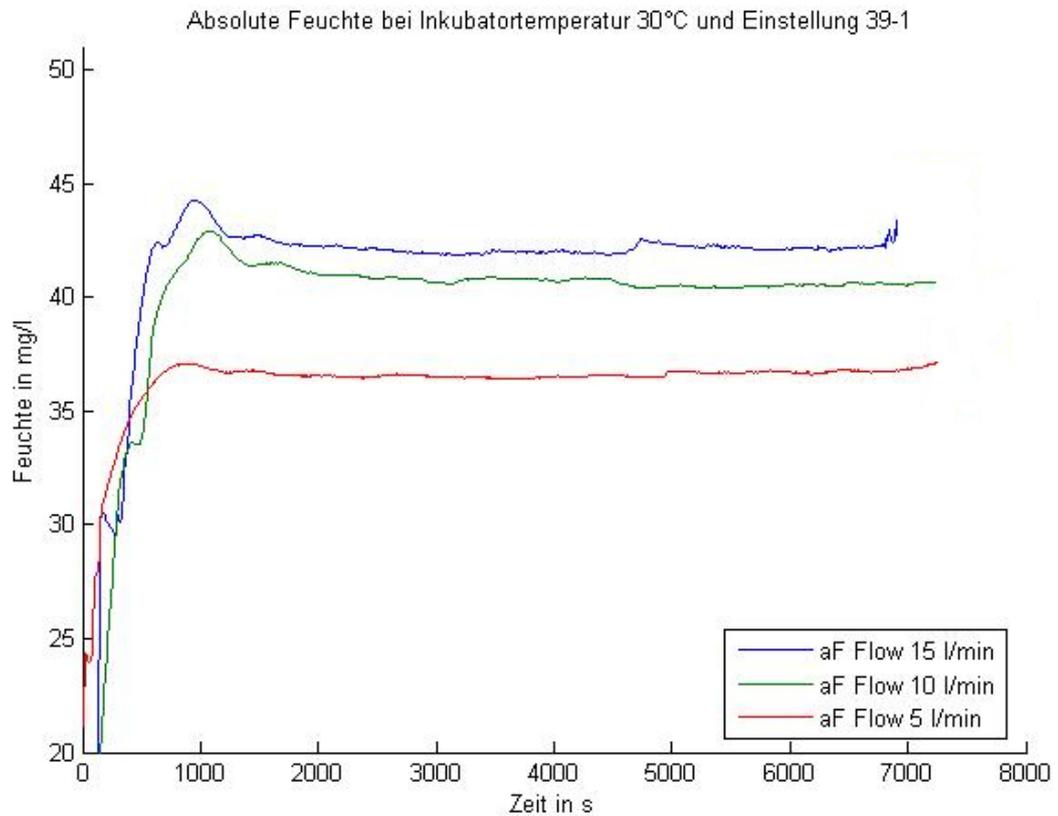


Abbildung 79: Absolute Feuchte über die Zeit bei Inkubator Temperatur 30°C, proximaler Feuchtemessung und Einstellung 39-1 mit Variation des Flows zur Darstellung der Abhängigkeit der absoluten Feuchte vom Flow.

7.1.14 Diagramme zur Reproduzierbarkeit

7.1.14.1 Diagramme zur Tdi-Temperatur

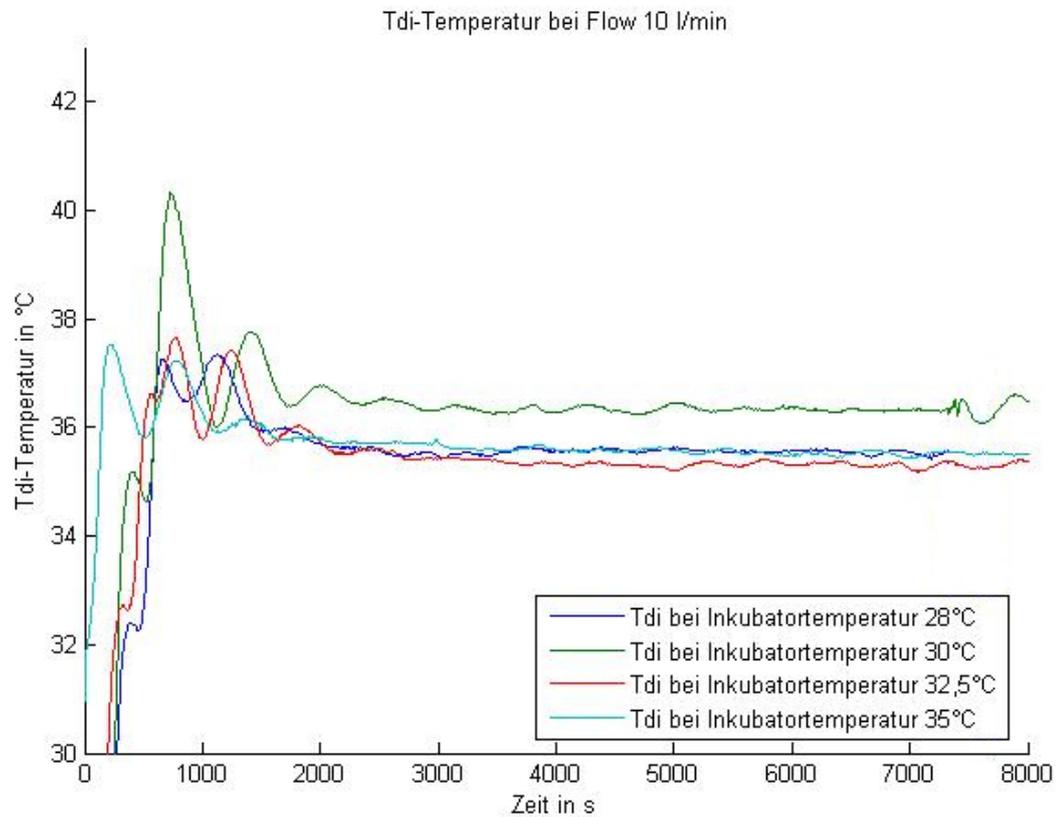


Abbildung 80: Tdi-Temperatur über die Zeit bei Flow 10 l/min, proximaler Feuchtemessung und Einstellung 39-2 als Anhalt für die Reproduzierbarkeit.

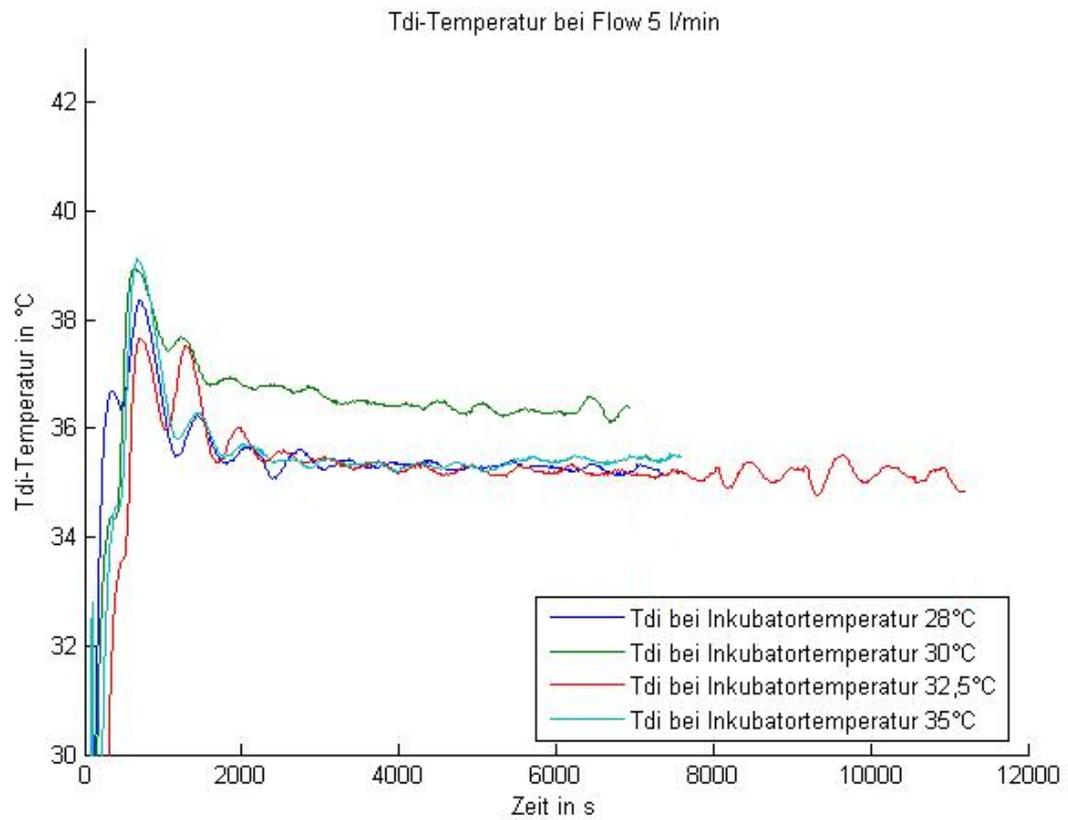


Abbildung 81: Tdi-Temperatur über die Zeit bei Flow 5 l/min, proximaler Feuchtemessung und Einstellung 39-2 als Anhalt für die Reproduzierbarkeit.

7.1.14.2 Diagramme zur Tie-Temperatur

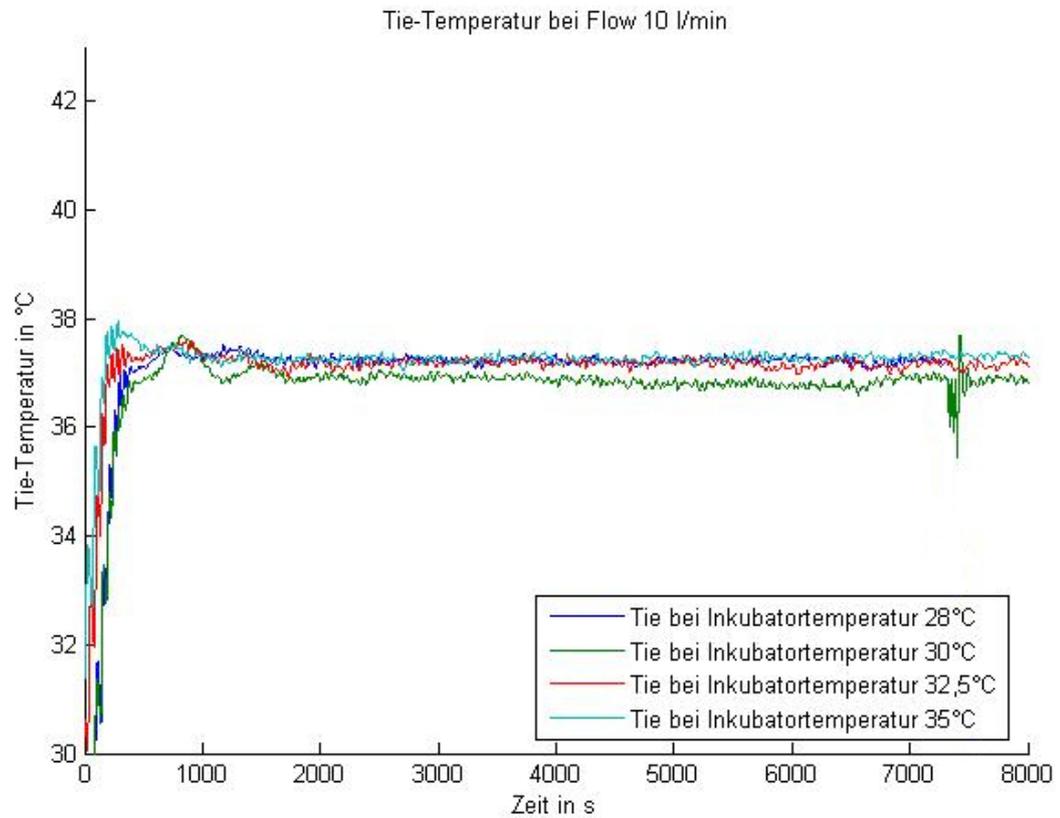


Abbildung 82: Tie-Temperatur über die Zeit bei Flow 10 l/min, proximaler Feuchtemessung und Einstellung 39-2 als Anhalt für die Reproduzierbarkeit. Die Ursache für die extremen Schwankungen gegen Ende der Messung bei Inkubator Temperatur 30 °C konnte nicht geklärt werden.

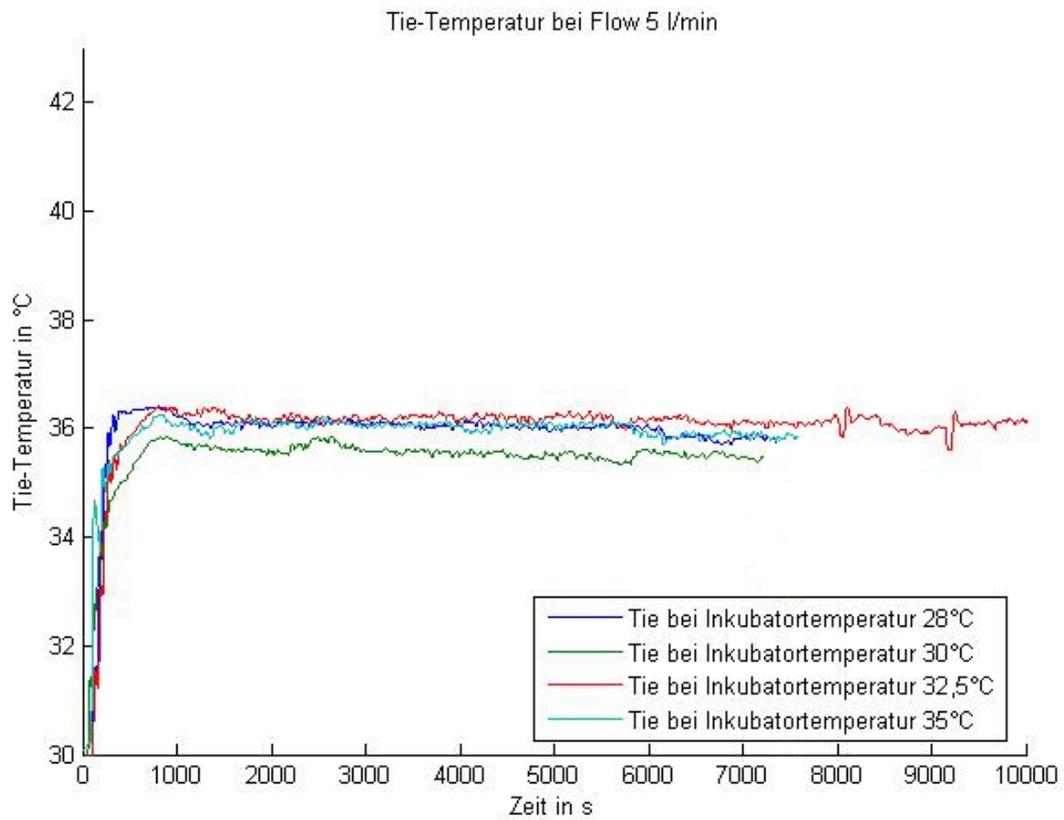


Abbildung 83: Tie-Temperatur über die Zeit bei Flow 5 l/min, proximaler Feuchtemessung und Einstellung 39-2 als Anhalt für die Reproduzierbarkeit.

7.1.15 Wiegemessungen zum Wasserverlust im Lungenmodell

Tabelle 10: Wasserverlust im Lungenmodell beim MR 730 (Teil1). Freibleibende Felder entsprechen fehlenden Messungen.

Wasserverlust im Lungenmodell: Ergebnisse aus den Wiegemessungen beim MR 730						
Werte aus der Messung direkt hinter dem Befeuchter						
Einstellung						
	Flow in l/min	Gewicht am Anfang in g	Gewicht am Ende in g	Differenz in g	Zeit in s	Differenz/Zeit in g/s
38-2	5	639,8	639,4	0,3	7512	3,99361E-05
	10	641,4	641,2	0,2	8328	2,40154E-05
	15	645,2	644,9	0,3	14740	2,03528E-05
	20	651,9	651	0,9	9021	9,97672E-05
39-2	5				7332	
	10	644,6	644	0,6	9163	6,54807E-05
	15	647,4	646,7	0,7	7722	9,06501E-05
	20	649,2	649,5	-0,3	6281	-4,77631E-05
38+0	5	640,7	640,5	0,2	7650	2,61438E-05
	10	642,1	641,8	0,3	7592	3,95153E-05
	15	645,4	645,9	-0,5	8808	-5,67666E-05
	20				7906	
38+2	5	640,5	640,3	0,2	4901	4,0808E-05
	10	641,2	641,1	0,1	2806	3,56379E-05
	15	649,5	649,5	0	4931	0
	20	650,1	650,1	0	7887	0

Tabelle 11: Wasserverlust im Lungenmodell beim MR 730 (Teil2). Freibleibende Felder entsprechen fehlenden Messungen.

Werte aus proximaler Messung						
Einstellung		Inkubator Temperatur 28°C				
39-2	Flow in l/min	Gewicht am Anfang in g	Gewicht am Ende in g	Differenz in g	Zeit in s	Differenz/Zeit in g/s
	5	681,7	681,7	0	7302	0
	10	681,2	681,3	-0,1	7311	-1,3678E-05
		Inkubator Temperatur 30°C				
39-2	Flow in l/min	Gewicht am Anfang in g	Gewicht am Ende in g	Differenz in g	Zeit in s	Differenz/Zeit in g/s
	5	634,1	634	0,1	7227	1,3837E-05
	7,5	633,5	633,4	0,1	8112	1,23274E-05
	10	634,2	634,3	-0,1	8069	-1,23931E-05
	15	633,7	633,6	0,1	7362	1,35833E-05
		Inkubator Temperatur 32,5°C				
39-2	Flow in l/min	Gewicht am Anfang in g	Gewicht am Ende in g	Differenz in g	Zeit in s	Differenz/Zeit in g/s
	5	679,8	679,7	0,1	11160	8,96057E-06
	10	679,6	679,2	0,4	11160	3,58423E-05
		Inkubator Temperatur 35°C				
39-2	Flow in l/min	Gewicht am Anfang in g	Gewicht am Ende in g	Differenz in g	Zeit in s	Differenz/Zeit in g/s
	5	681,3	681	0,3	7581	3,95726E-05
	10	680,3	680	0,3	8667	3,46141E-05
		Inkubator Temperatur 30°C				
39-1	Flow in l/min	Gewicht am Anfang in g	Gewicht am Ende in g	Differenz in g	Zeit in s	Differenz/Zeit in g/s
	5	633,4	633,4	0	7246	0
	10	681,9	681,6	0,3	7227	4,1511E-05
	15	633,9	634	-0,1	7497	-1,33387E-05
Werte aus den HFOV-Messungen						
HFOV bei Frequenz 10 Hz und Flow 12-16 l/min						
39-2	Amplitude	Gewicht am Anfang in g	Gewicht am Ende in g	Differenz in g	Zeit in s	Differenz/Zeit in g/s
	50%				7591	
	100%	637,1	636,4	0,7	7592	9,22023E-05
Werte aus den Messungen zur Untersuchung des Feuchteabfalls bei in etwa konst. Tdi-Temperatur						
		Gewicht am Anfang in g	Gewicht am Ende in g	Differenz in g	Zeit in s	Differenz/Zeit in g/s
Selbstbef. Kammer		668	667,3	0,7	7258	9,64453E-05
Kontin. Nachfüllung		636,2	636	0,2	7407	2,70015E-05

7.1.16 Wasserverbrauch des Befeuchters

Tabelle 12: Wasserverbrauch des Befeuchters. Freibleibende Felder entsprechen fehlenden Messungen.

Wasserverbrauch bei den Messungen mit der Kammer MR 340E beim MR 730				
Werte aus der Messung direkt hinter dem Befeuchter				
Einstellung				
38-2	Flow in l/min	Wasserverbrauch in ml	Zeit in s	Wasserverbrauch/Zeit in ml/s
	5	30	7512	0,00399361
	10	55	8328	0,006604227
	15		14740	
	20		9021	
39-2	Flow in l/min	Wasserverbrauch in ml	Zeit in s	Wasserverbrauch/Zeit in ml/s
	5	27	7332	0,003682488
	10		9163	
	15		7722	
	20		6281	
38+0	Flow in l/min	Wasserverbrauch in ml	Zeit in s	Wasserverbrauch/Zeit in ml/s
	5	30	7650	0,003921569
	10	50	7592	0,00658588
	15		8808	
	20		7906	
38+2	Flow in l/min	Wasserverbrauch in ml	Zeit in s	Wasserverbrauch/Zeit in ml/s
	5	20	4901	0,0040808
	10	20	2806	0,007127584
	15		4931	
	20		7887	
Werte aus proximaler Messung				
		Inkubator temperatur 28°C		
39-2	Flow in l/min	Wasserverbrauch in ml	Zeit in s	Wasserverbrauch/Zeit in ml/s
	5	20	7302	0,002738976
	10	40	7311	0,005471208
		Inkubator temperatur 30°C		
39-2	Flow in l/min	Wasserverbrauch in ml	Zeit in s	Wasserverbrauch/Zeit in ml/s
	5	35	7227	0,00484295
	7,5	40	8112	0,004930966
	10	75	8069	0,009294832
	15	70	7362	0,009508286
		Inkubator temperatur 32,5°C		
39-2	Flow in l/min	Wasserverbrauch in ml	Zeit in s	Wasserverbrauch/Zeit in ml/s
	5	30	11160	0,002688172
	10	60	11160	0,005376344
		Inkubator temperatur 35°C		
39-2	Flow in l/min	Wasserverbrauch in ml	Zeit in s	Wasserverbrauch/Zeit in ml/s
	5	25	7581	0,003297718
	10	70	8667	0,008076612
	15	75	7221	0,010386373
Werte aus den HFOV-Messungen				
HFOV bei Frequenz 10 Hz und Flow 12-16 l/min				
39-2	Amplitude	Wasserverbrauch in ml	Zeit in s	Wasserverbrauch/Zeit in ml/s
	50%	70	7591	0,009221446
	100%	80	7592	0,010537408

3.1.18 Messung zur Untersuchung des Feuchteabfalls bei in etwa konstanter Tdi-Temperatur

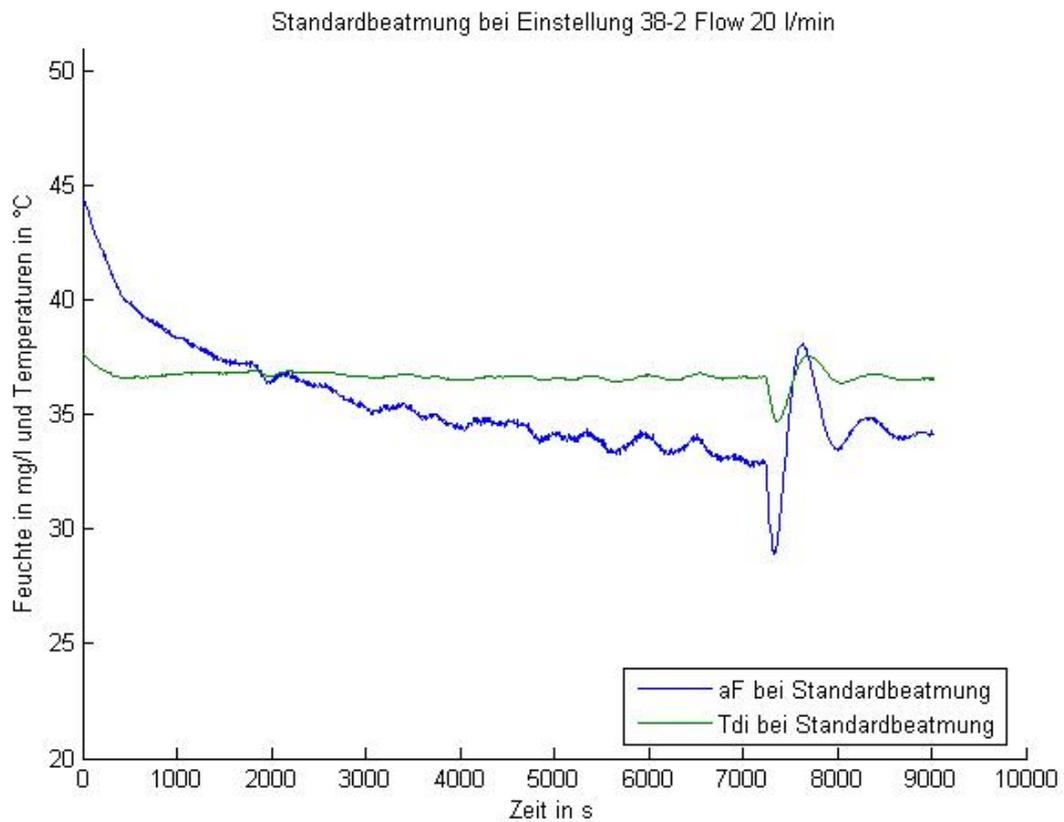


Abbildung 84: Tdi-Temperatur und absolute Feuchte über die Zeit bei Messung mit der Kammer MR 340E Flow 20 l/min, distaler Feuchtemessung und Einstellung 38-2 zur Untersuchung des Feuchteabfalls bei in etwa konstanter Tdi-Temperatur. Die Störung bei etwa 7200 s war durch Nachfüllen von Wasser in die Befeuchterkammer bedingt.

7.2 Daten für den MR 850

7.2.1 Diagramm Tpr-Temperatur über die Zeit bei gleichem Flow

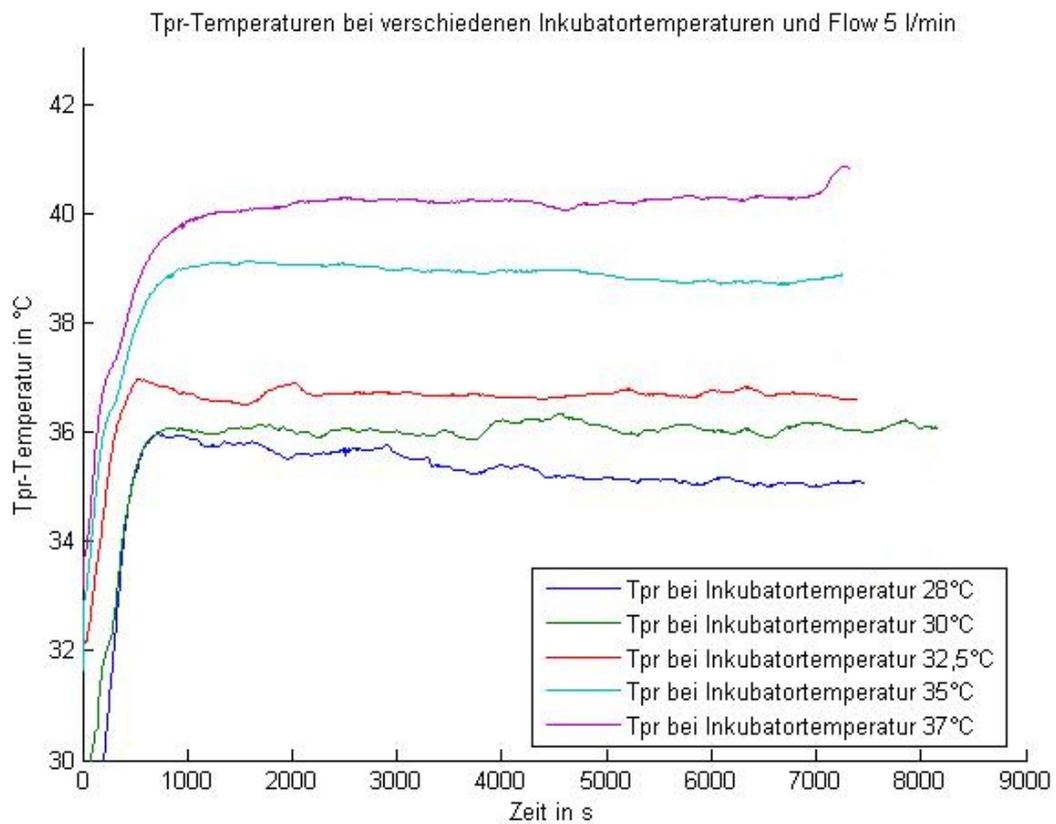


Abbildung 85: Tpr-Temperatur über die Zeit bei Flow 5 l/min, proximaler Feuchtemessung und Variation der Inkubatortemperatur zur Darstellung der Abhängigkeit der Tpr-Temperatur von der Inkubatortemperatur.

7.2.2 Diagramme Tpr-Temperatur über die Zeit bei gleicher Inkubortemperatur und verschiedenem Flow

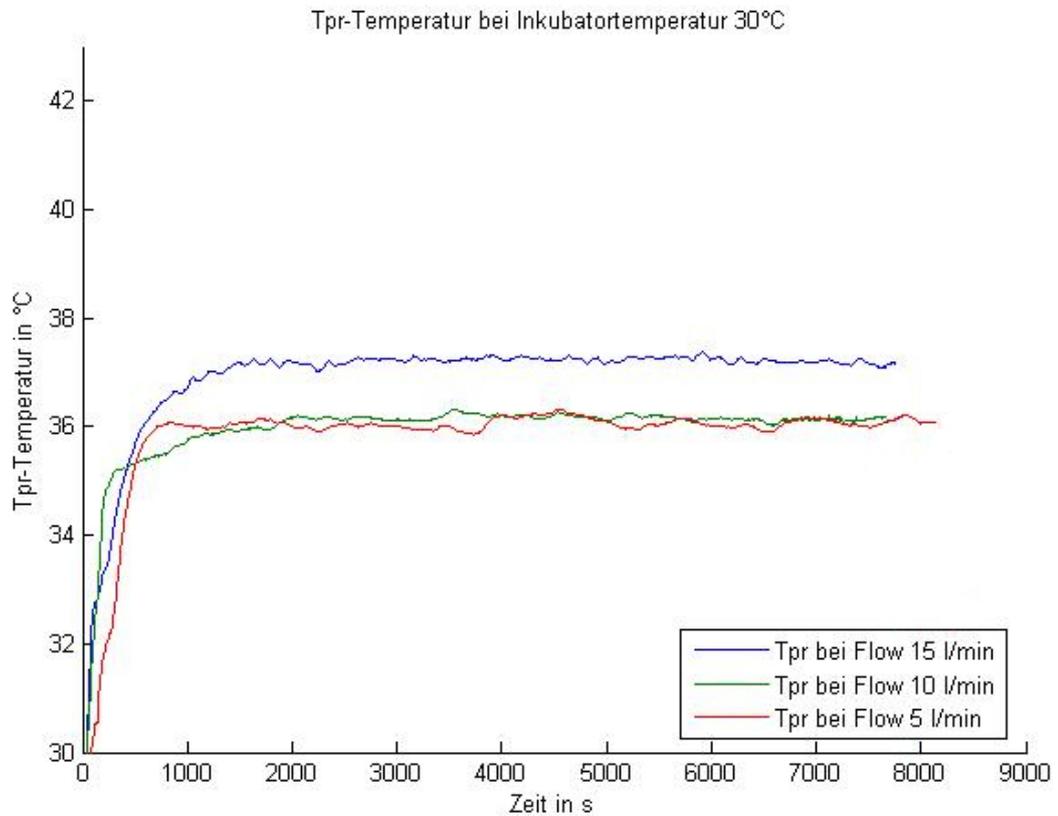


Abbildung 86: Tpr-Temperatur über die Zeit bei Inkubortemperatur 30°C, proximaler Feuchtemessung und Variation des Flows zur Darstellung der Abhängigkeit der Tpr-Temperatur vom Flow.

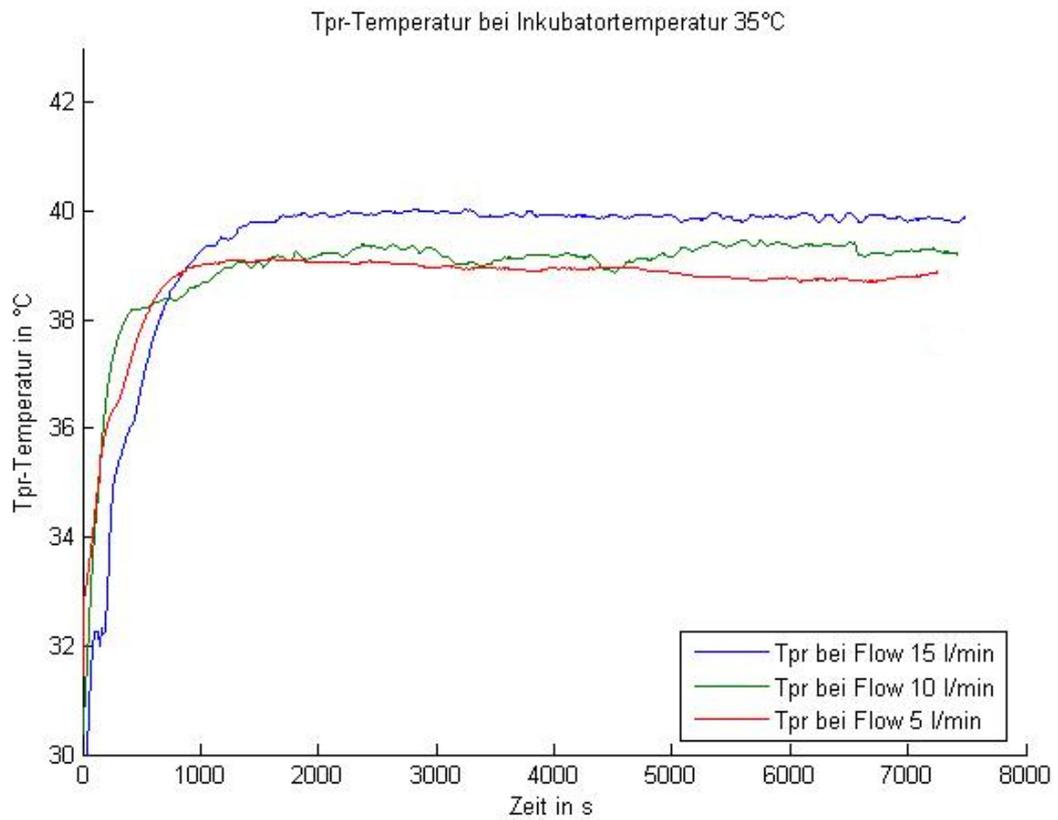


Abbildung 87: Tpr-Temperatur über die Zeit bei Inkubortemperatur 35°C, proximaler Feuchtemessung und Variation des Flows zur Darstellung der Abhängigkeit der Tpr-Temperatur vom Flow.

7.2.3 Diagramme absolute Feuchte über die Zeit, bei gleicher Inkubator­temperatur und verschiedenem Flow

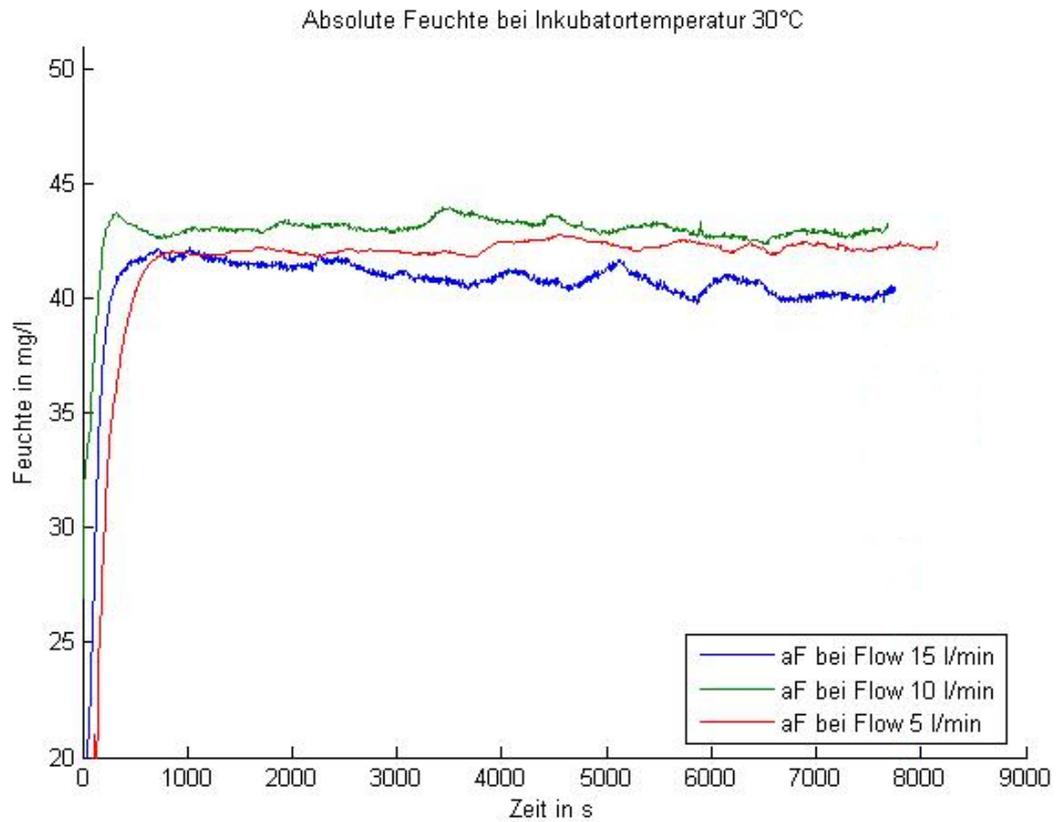


Abbildung 88: Absolute Feuchte über die Zeit bei Inkubator­temperatur 30°C, proximaler Feuchtemessung und Variation des Flows zur Darstellung der Abhängigkeit der absoluten Feuchte vom Flow.

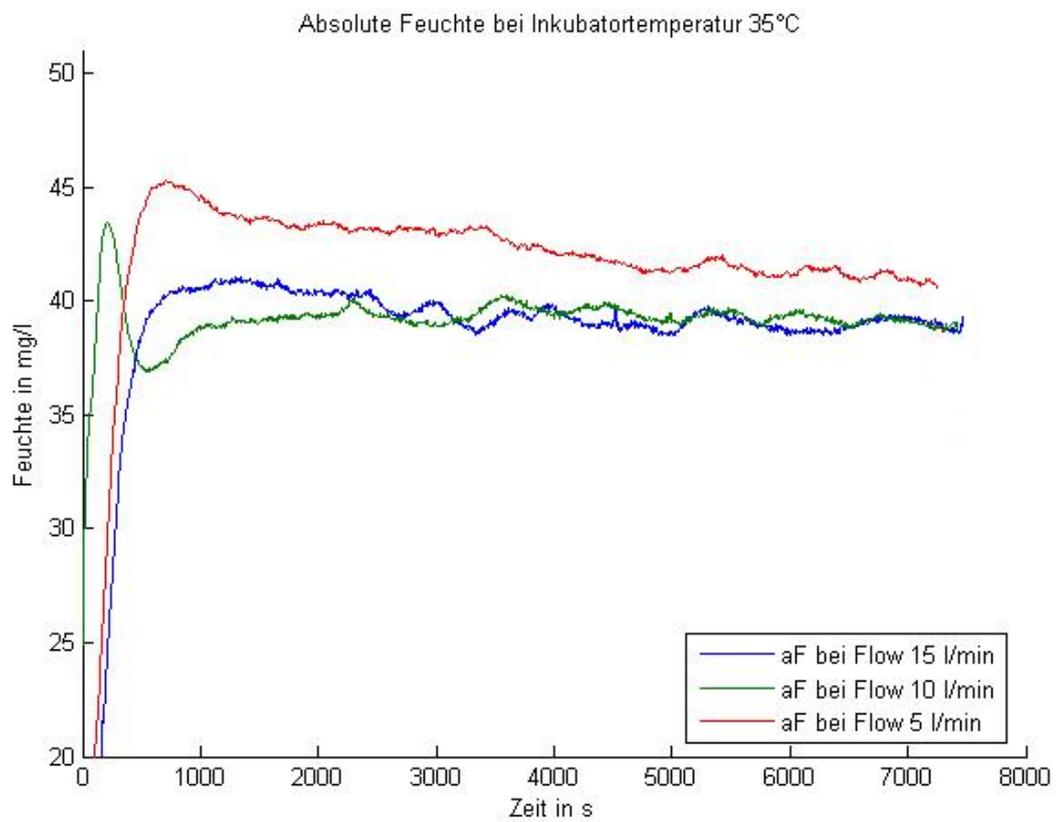


Abbildung 89: Absolute Feuchte über die Zeit bei Inkubator Temperatur 35°C, proximaler Feuchtemessung und Variation des Flows zur Darstellung der Abhängigkeit der absoluten Feuchte vom Flow.

7.2.4 Diagramme zur Reproduzierbarkeit

7.2.4.1 Diagramme zur Heizleistung der Kammer

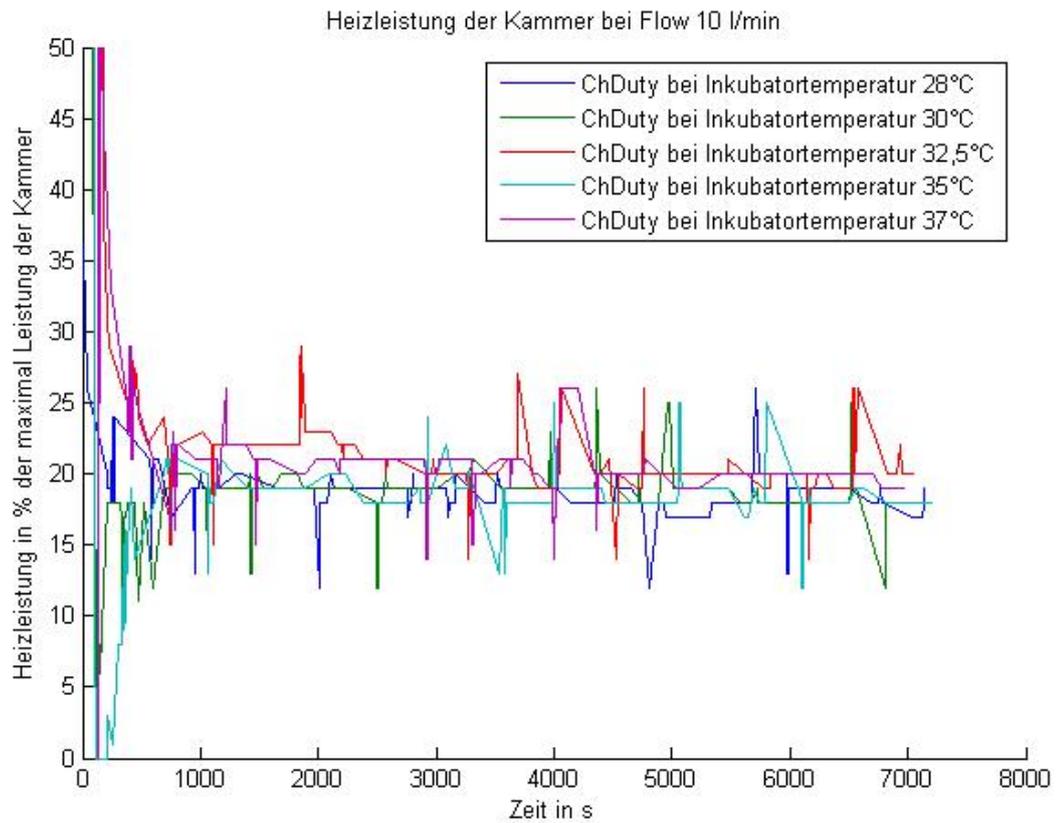


Abbildung 90: Heizleistung in Prozent der maximalen Heizleistung der Kammer (ChDuty) über die Zeit bei Flow 10 l/min und proximaler Feuchtemessung als Anhalt für die Reproduzierbarkeit. Der zackelige Kurvenverlauf ist vermutlich durch kurzfristige starke Korrekturen der Kammerheizungssteuerung bedingt.

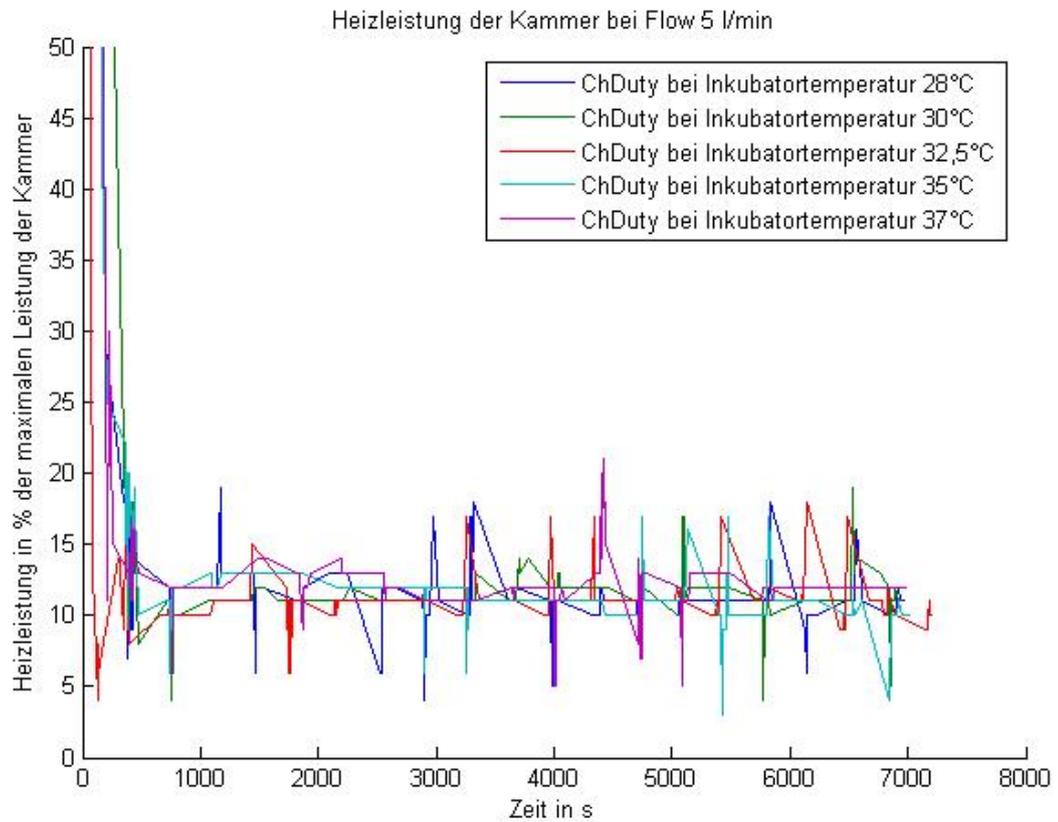


Abbildung 91: Heizleistung in Prozent der maximalen Heizleistung der Kammer (ChDuty) über die Zeit bei Flow 5 l/min und proximaler Feuchtemessung als Anhalt für die Reproduzierbarkeit. Der zackelige Kurvenverlauf ist vermutlich durch kurzfristige starke Korrekturen der Kammerheizungssteuerung bedingt.

7.2.4.2 Diagramme zur Heizplattentemperatur

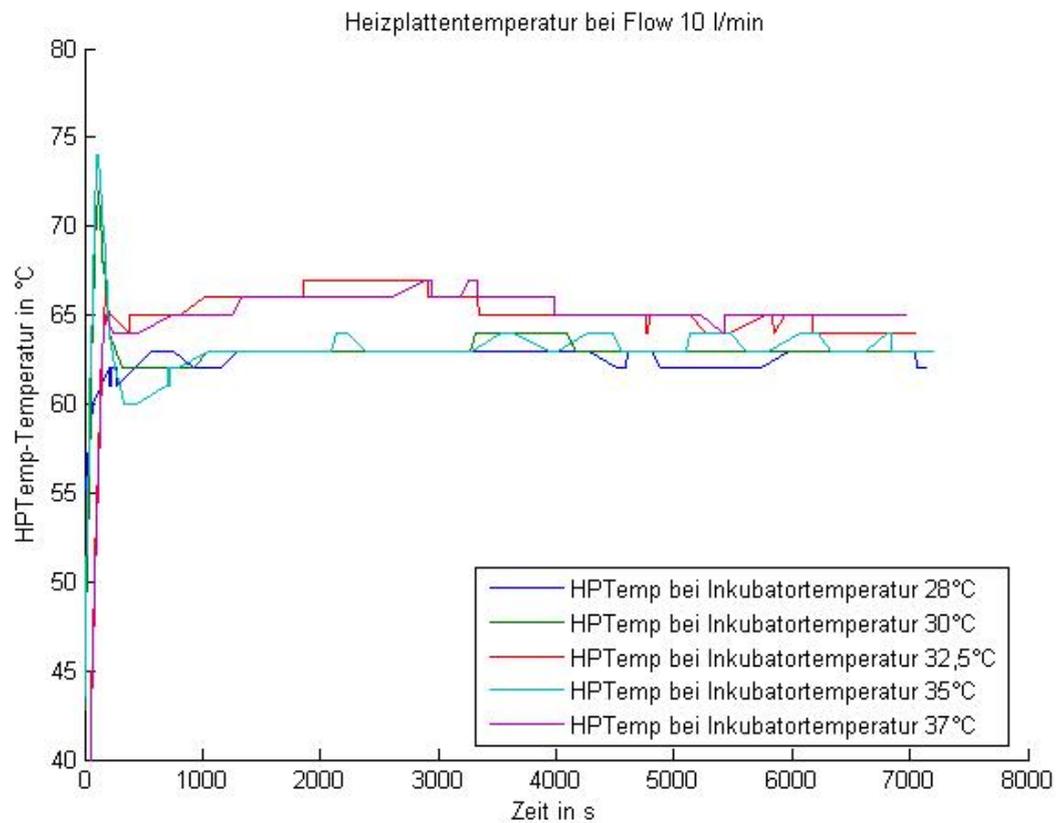


Abbildung 92: Heizplattentemperatur (HPTemp) über die Zeit bei Flow 10 l/min und proximaler Feuchtemessung als Anhalt für die Reproduzierbarkeit.

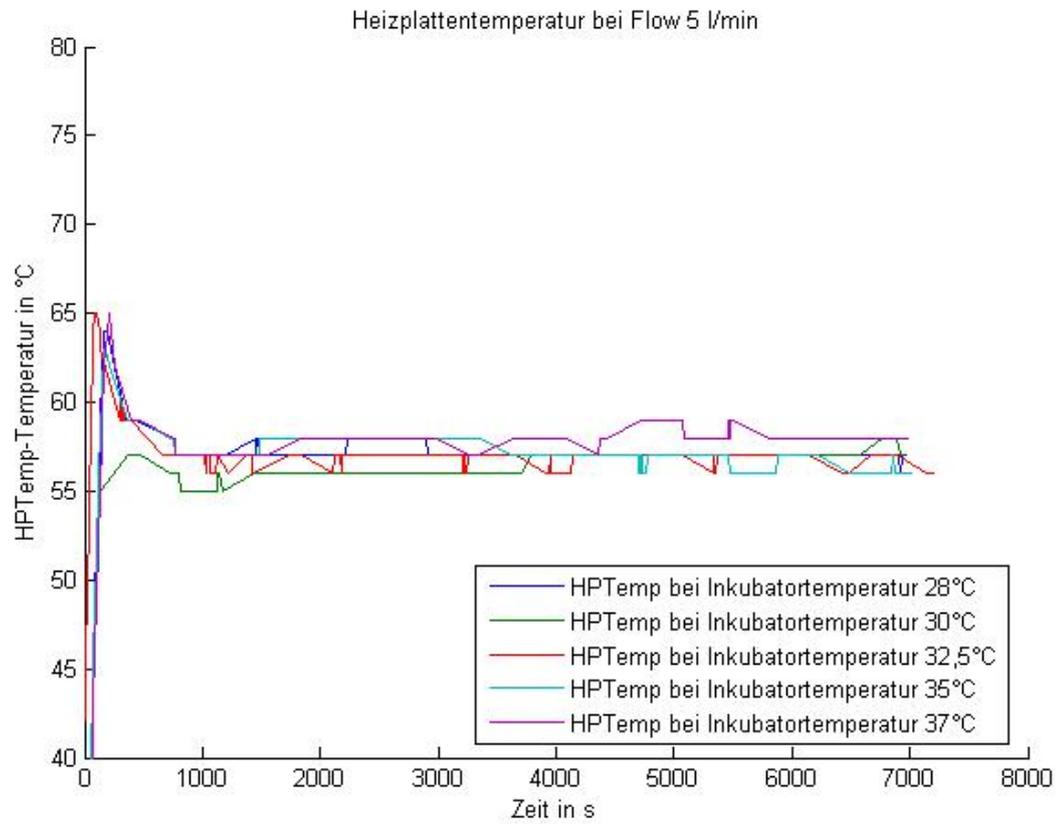


Abbildung 93: Heizplattentemperatur (HPTemp) über die Zeit bei Flow 5 l/min und proximaler Feuchtemessung als Anhalt für die Reproduzierbarkeit.

7.2.4.3 Diagramme zur Tdi-Temperatur

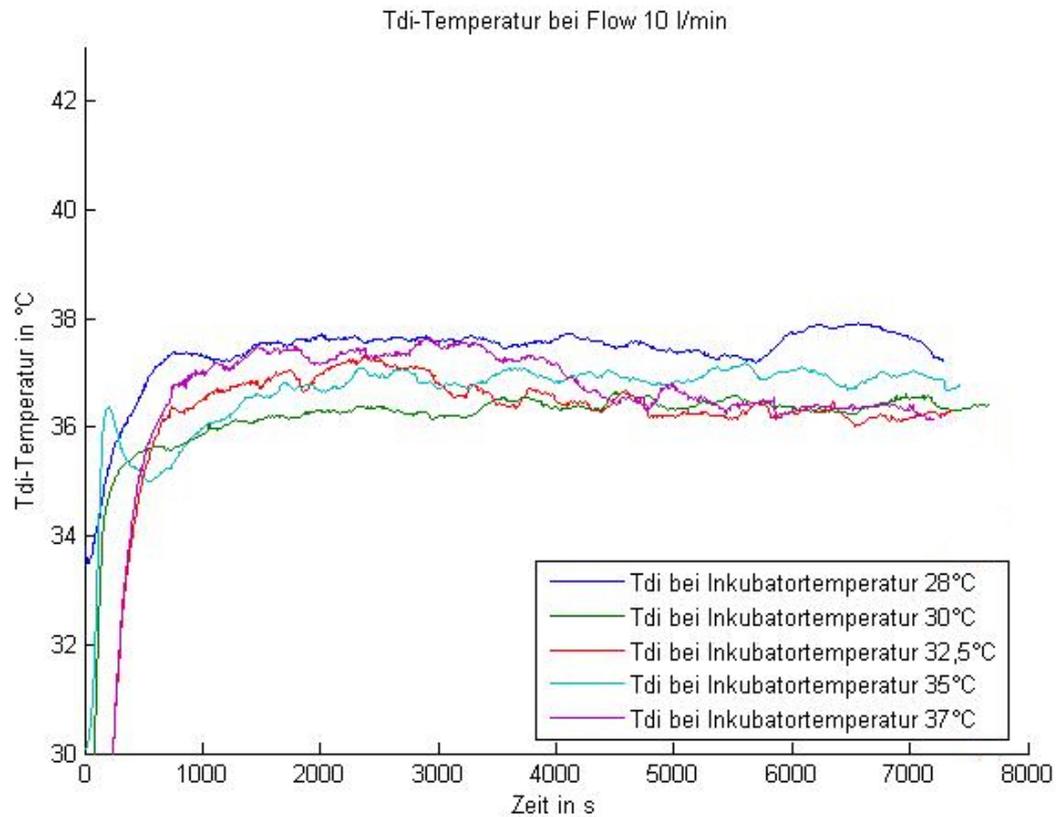


Abbildung 94: Tdi-Temperatur über die Zeit bei Flow 10 l/min und proximaler Feuchtemessung als Anhalt für die Reproduzierbarkeit.

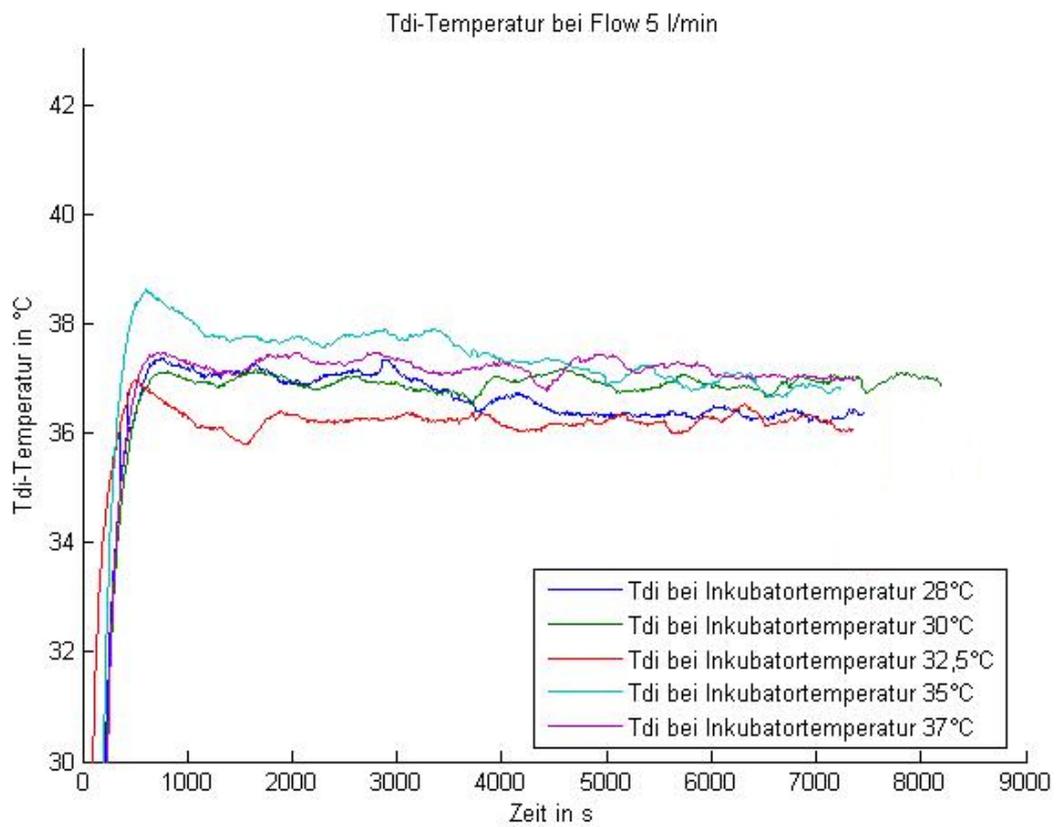


Abbildung 95: Tdi-Temperatur über die Zeit bei Flow 5 l/min und proximaler Feuchtemessung als Anhalt für die Reproduzierbarkeit.

7.2.4.4 Diagramme zur ChTemp-Temperatur

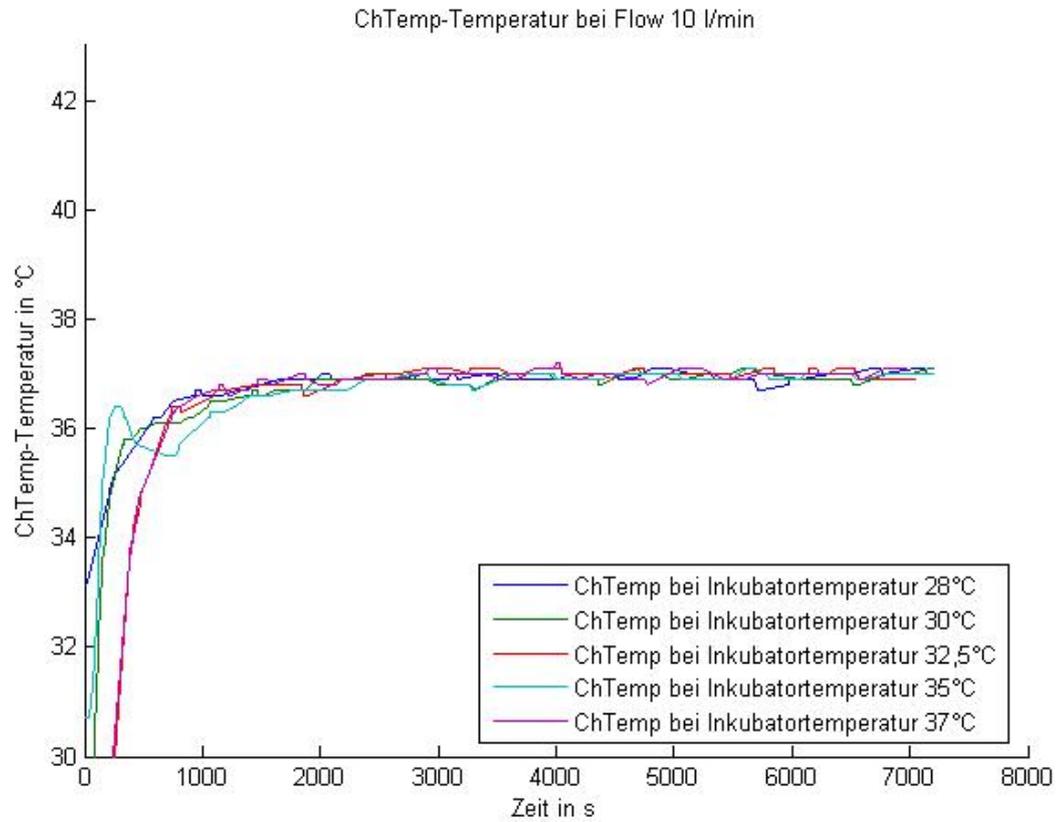


Abbildung 96: ChTemp-Temperatur über die Zeit bei Flow 10 l/min und proximaler Feuchtemessung als Anhalt für die Reproduzierbarkeit.

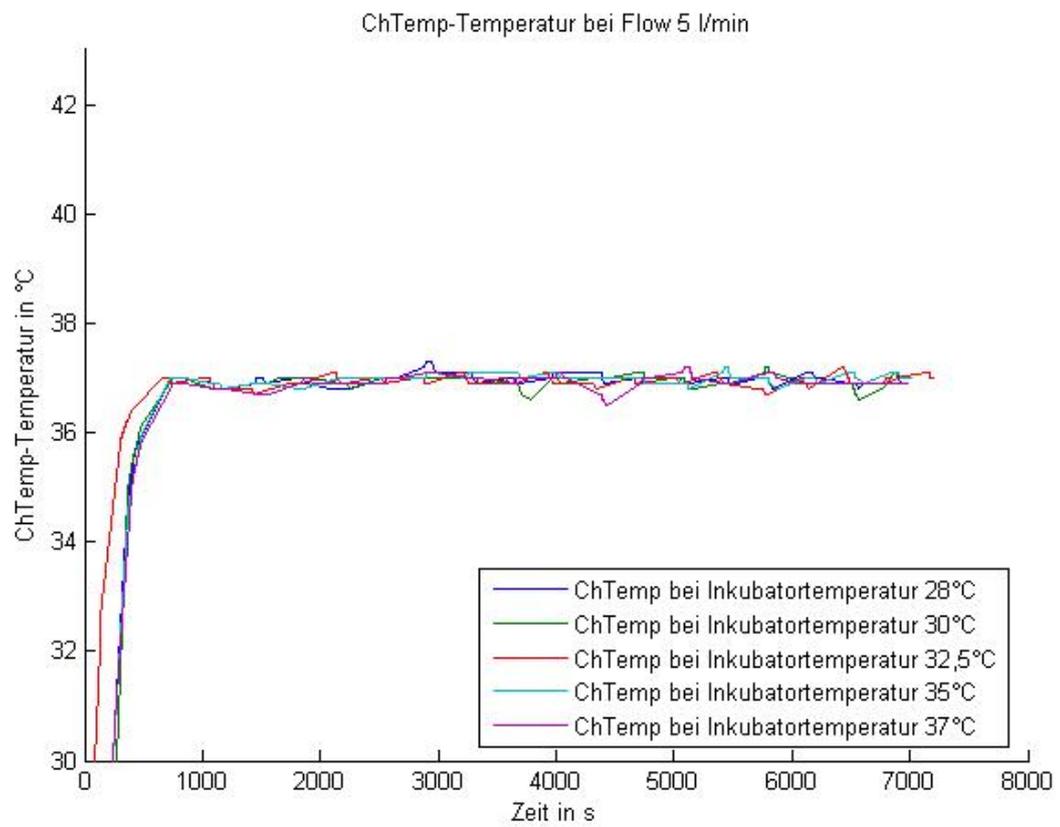


Abbildung 97: ChTemp-Temperatur über die Zeit bei Flow 5 l/min und proximaler Feuchtemessung als Anhalt für die Reproduzierbarkeit.

7.2.4.5 Diagramme zur Schlauchheizungsleistung

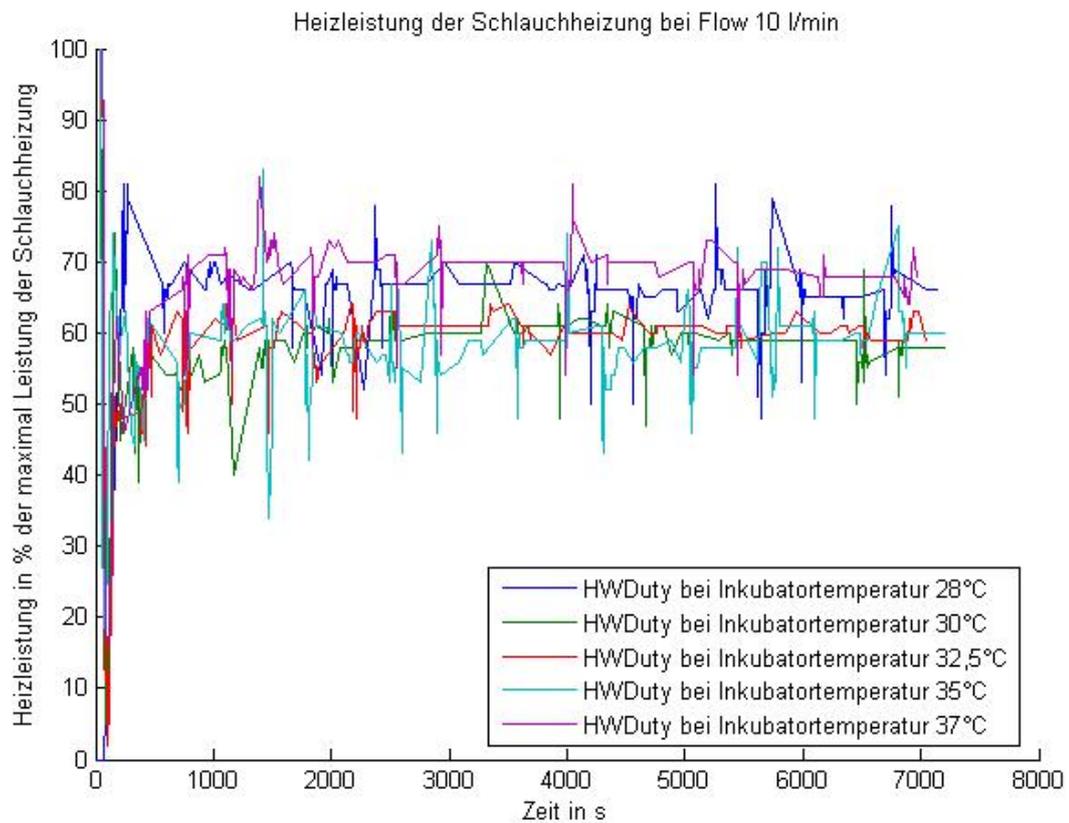


Abbildung 98: Schlauchheizungsleistung in Prozent der maximalen Heizleistung der Schlauchheizung (HWDuty) über die Zeit bei Flow 10 l/min und proximaler Feuchtemessung als Anhalt für die Reproduzierbarkeit. Der zackelige Kurvenverlauf ist vermutlich durch kurzfristige starke Korrekturen der Schlauchheizungssteuerung bedingt.

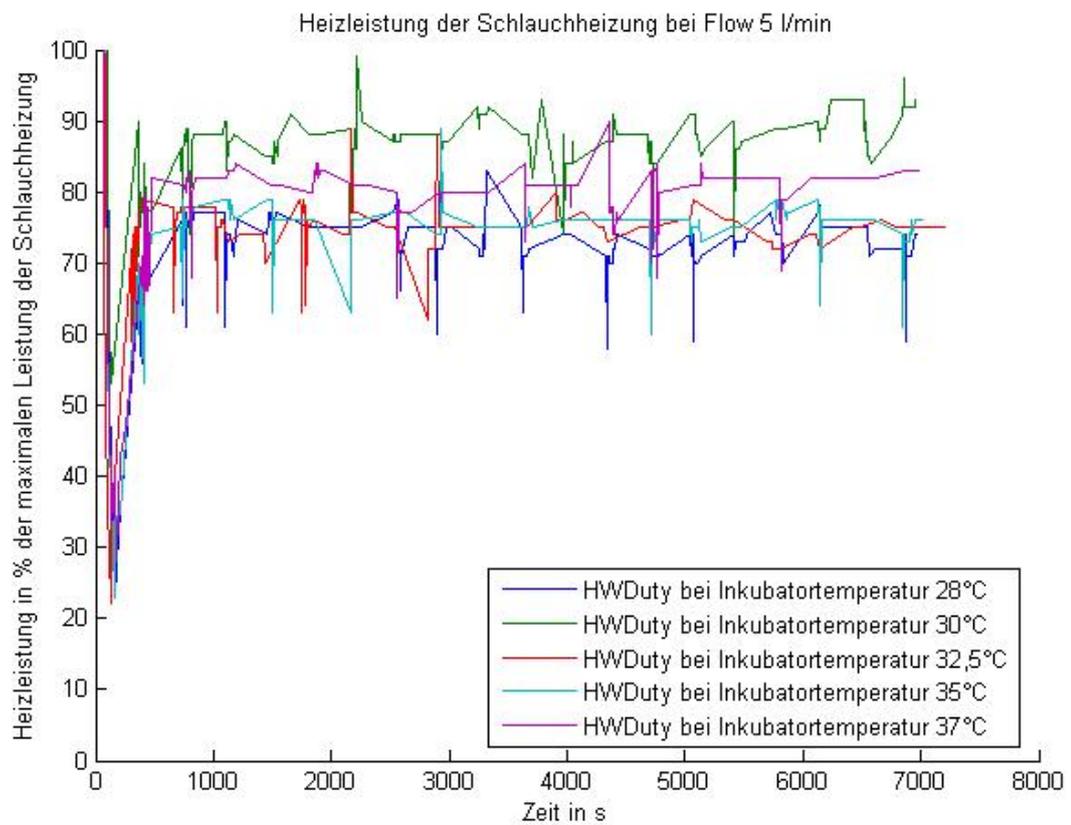


Abbildung 99: Schlauchheizungsleistung in Prozent der maximalen Heizleistung der Schlauchheizung (HWDuty) über die Zeit bei Flow 5 l/min und proximaler Feuchtemessung als Anhalt für die Reproduzierbarkeit. Der zackelige Kurvenverlauf ist vermutlich durch kurzfristige starke Korrekturen der Schlauchheizungssteuerung bedingt.

7.2.4.6 Diagramme zur Tie-Temperatur

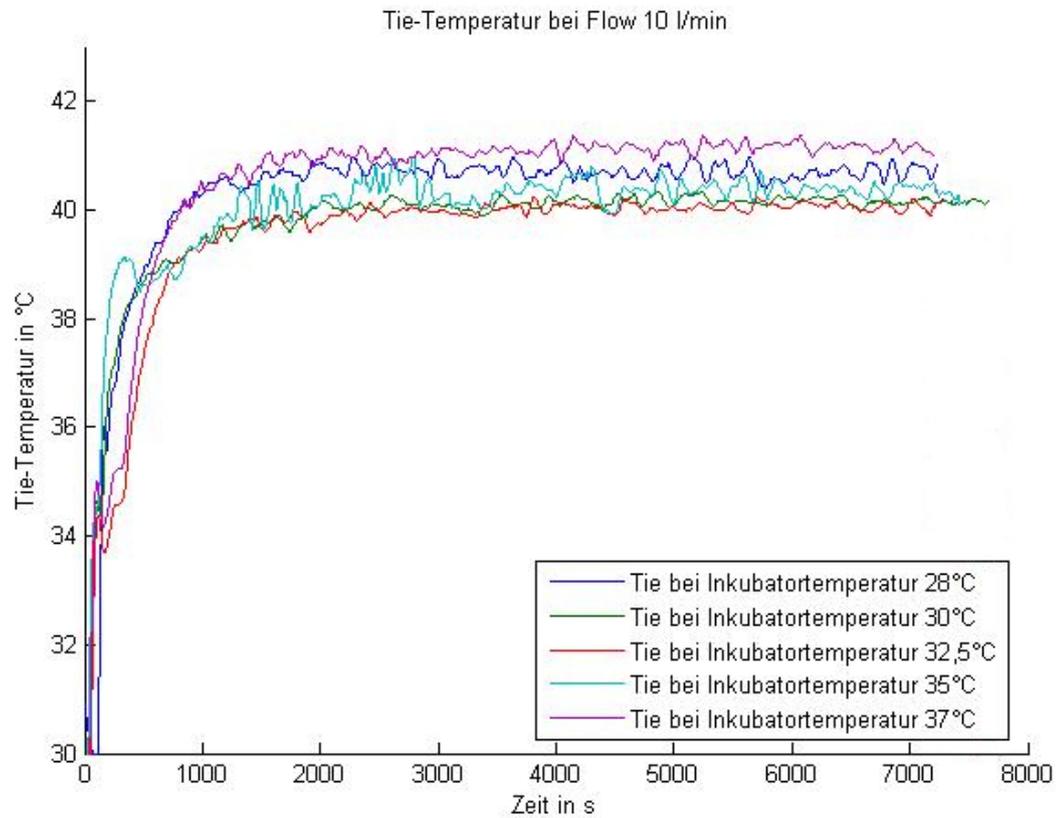


Abbildung 100: Tie-Temperatur über die Zeit bei Flow 10 l/min und proximaler Feuchtemessung als Anhalt für die Reproduzierbarkeit.

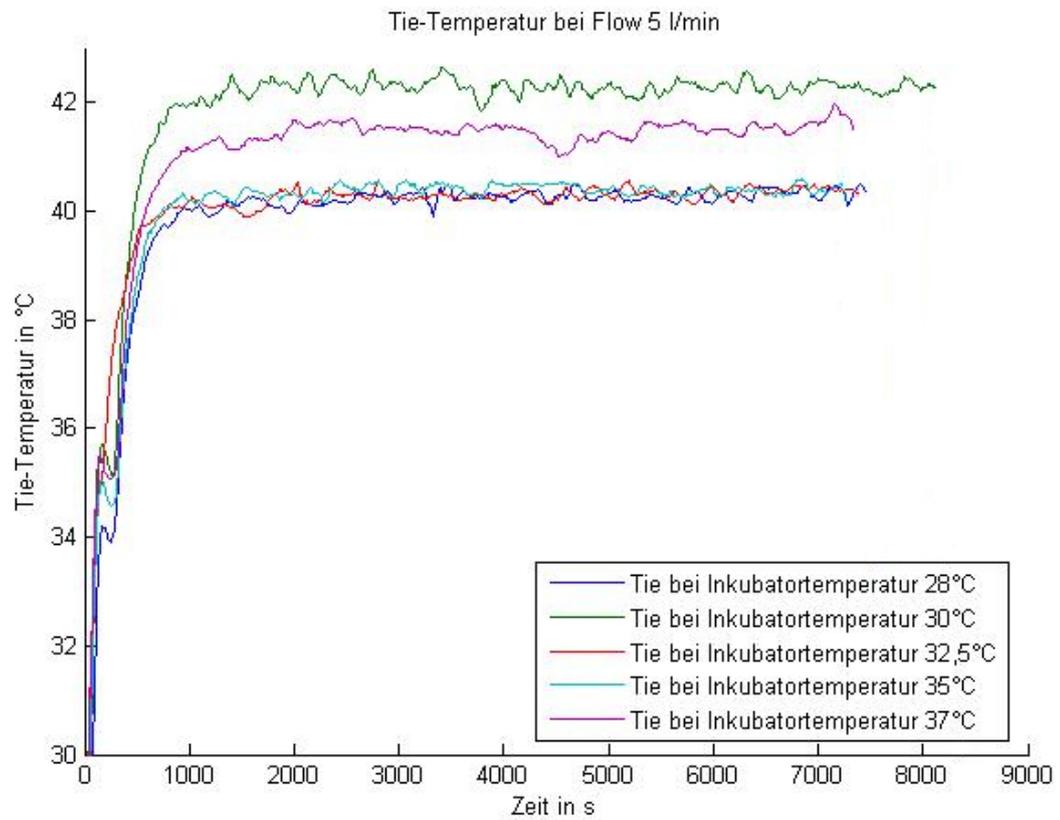


Abbildung 101: Tie-Temperatur über die Zeit bei Flow 5 l/min und proximaler Feuchtemessung als Anhalt für die Reproduzierbarkeit.

7.2.4.7 Diagramme zur AirTemp-Temperatur

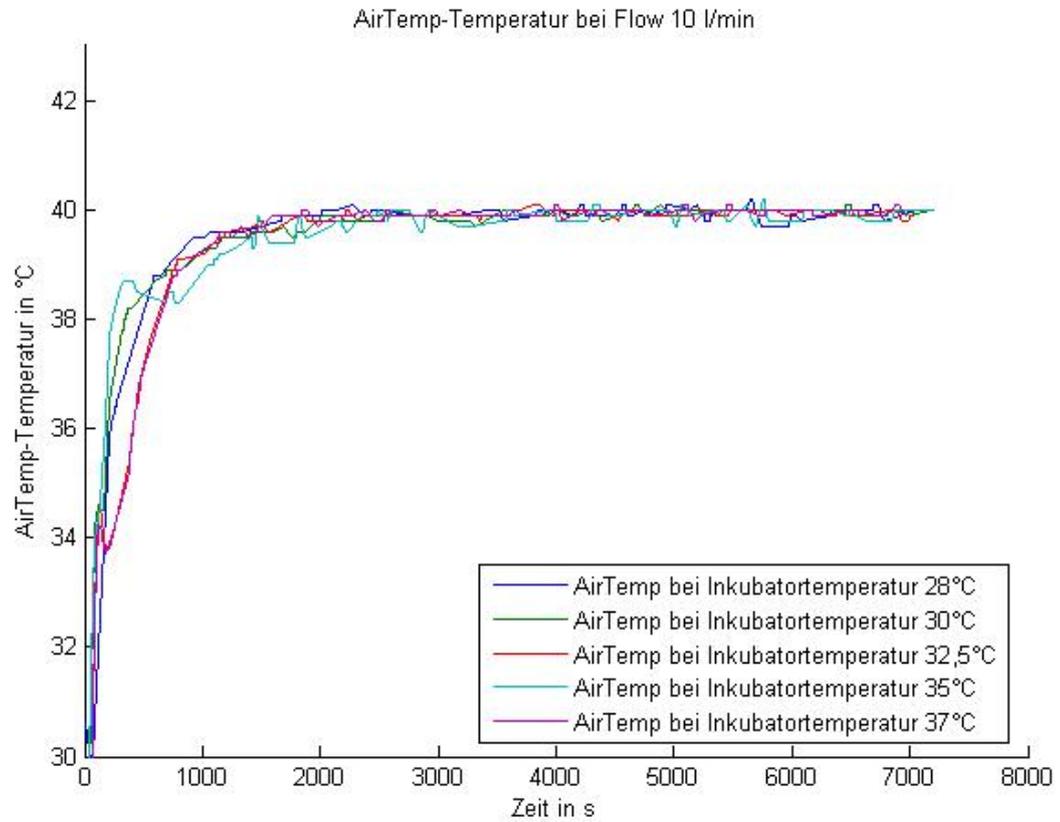


Abbildung 102: AirTemp-Temperatur über die Zeit bei Flow 10 l/min und proximaler Feuchtemessung als Anhalt für die Reproduzierbarkeit.

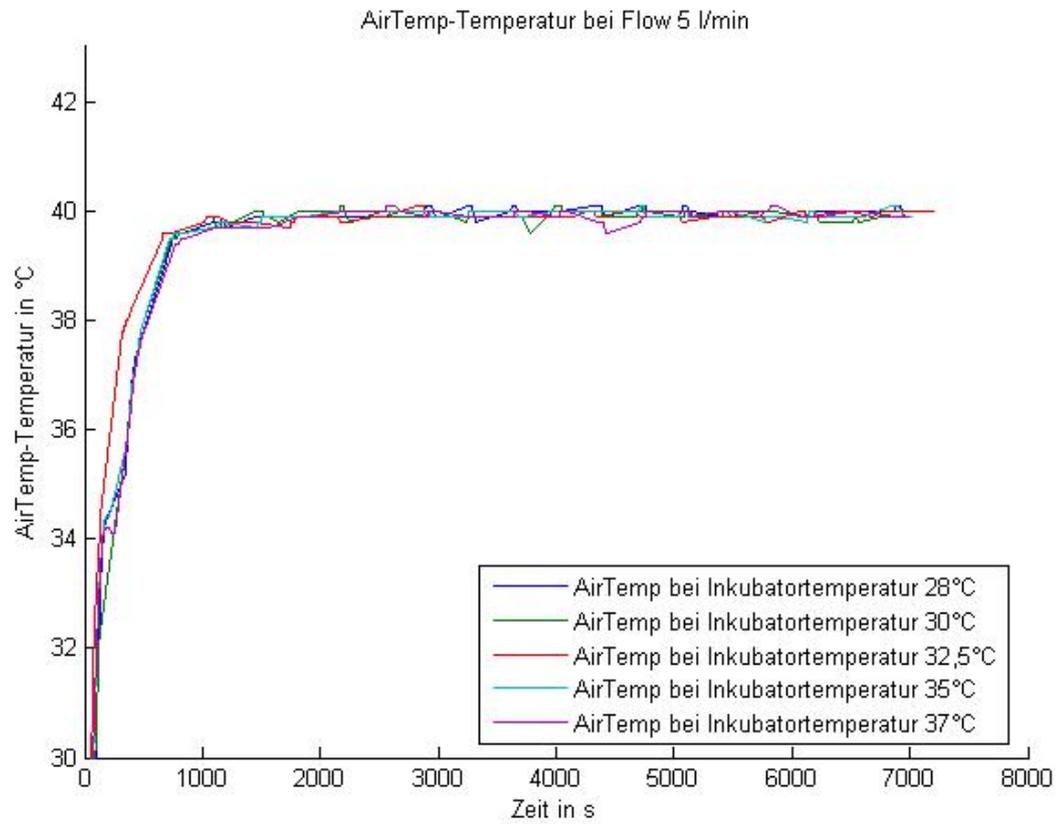


Abbildung 103: AirTemp-Temperatur über die Zeit bei Flow 5 l/min und proximaler Feuchtemessung als Anhalt für die Reproduzierbarkeit.

7.2.5 Wiegemessungen zum Wasserverlust im Lungenmodell

Tabelle 13: Wasserverlust im Lungenmodell beim MR 850. Freibleibende Felder entsprechen fehlenden Messungen

Wasserverlust im Lungenmodell: Ergebnisse aus den Wiegemessungen beim MR 850					
Werte aus der Messung direkt hinter dem Befeuchter					
Flow in l/min	Gewicht am Anfang in g	Gewicht am Ende in g	Differenz in g	Zeit in s	Differenz/Zeit in g/s
5	672	671,9	0,1	7232	1,38274E-05
10	671,9	671,7	0,2	7303	2,7386E-05
15	671,6	671,2	0,4	7492	5,33903E-05
20	670,9	670,2	0,7	7620	9,18635E-05
Werte aus proximaler Messung					
Inkubator Temperatur 28°C					
Flow in l/min	Gewicht am Anfang in g	Gewicht am Ende in g	Differenz in g	Zeit in s	Differenz/Zeit in g/s
5	678,9	678,9	0	7477	0
10	679	679,2	-0,2	7279	-2,74763E-05
Inkubator Temperatur 30°C					
Flow in l/min	Gewicht am Anfang in g	Gewicht am Ende in g	Differenz in g	Zeit in s	Differenz/Zeit in g/s
5				7227	
10	678,5	678,5	0	7677	0
15	678,5	678,4	0,1	7762	1,28833E-05
Inkubator Temperatur 32,5°C					
Flow in l/min	Gewicht am Anfang in g	Gewicht am Ende in g	Differenz in g	Zeit in s	Differenz/Zeit in g/s
5	678,2	678,4	-0,2	7407	-2,70015E-05
10	678,2	678,2	0	7392	0
Inkubator Temperatur 35°C					
Flow in l/min	Gewicht am Anfang in g	Gewicht am Ende in g	Differenz in g	Zeit in s	Differenz/Zeit in g/s
5	678	678	0	7256	0
10	677,9	677,7	0,2	7428	2,69251E-05
15	673,8	673,5	0,3	7488	4,00641E-05
Inkubator Temperatur 28°C					
Flow in l/min	Gewicht am Anfang in g	Gewicht am Ende in g	Differenz in g	Zeit in s	Differenz/Zeit in g/s
5	672,2	672	0,2	7351	2,72072E-05
10	673,4	673,3	0,1	7211	1,38677E-05
Werte aus den HFOV-Messungen					
HFOV bei Frequenz 10 Hz und Flow 12-16 l/min					
Amplitude	Gewicht am Anfang in g	Gewicht am Ende in g	Differenz in g	Zeit in s	Differenz/Zeit in g/s
50%	670,1	669,9	0,2	7327	2,72963E-05
100%	669,9	669,6	0,3	7654	3,91952E-05

7.2.6 Kondensatmengenbeurteilung für die Kaltstrecke

Tabelle 14: Kondensatmengenbeurteilung für den MR 850

Kondensatmengenbeurteilung für die Kaltstrecke bei den proximalen Messungen des MR 850				
Inkubatortemperatur 28°C				
Flow in l/min	Kondensatmengenbeurteilung			
5	Kondensat in gesamter inspiratorischer Kaltstrecke			
10	Kondensat in der Kaltstrecke bis etwa zu deren Hälfte			
Inkubatortemperatur 30°C				
Flow in l/min	Kondensatmengenbeurteilung			
5	Kondensat in gesamter inspiratorischer Kaltstrecke			
10	Geringe Kondensatmenge in der Kaltstrecke bis etwa zu deren Hälfte			
15	Kein Kondensat in der Kaltstrecke/Y-Stück sichtbar			
Inkubatortemperatur 32,5°C				
Flow in l/min	Kondensatmengenbeurteilung			
5	Geringe Kondensatmenge am Y-Stück und auf den letzten 10 cm der Kaltstrecke			
10	Geringe Kondensatmenge nur am Y-Stück, kein Kondensat in der Kaltstrecke			
Inkubatortemperatur 35°C				
Flow in l/min	Kondensatmengenbeurteilung			
5	Kein Kondensat in der Kaltstrecke/Y-Stück			
10	Kein Kondensat in der Kaltstrecke/Y-Stück			
15	Kein Kondensat in der Kaltstrecke/Y-Stück			
Inkubatortemperatur 37°C				
Flow in l/min	Kondensatmengenbeurteilung			
5	Kein Kondensat in der Kaltstrecke/Y-Stück			
10	Kein Kondensat in der Kaltstrecke/Y-Stück			

Danksagung

Für eine solche Doktorarbeit sind wie immer nicht nur die fleißigen Hände und das rege Interesse eines Doktoranden gefragt, sondern es braucht dazu die Erfahrung und Unterstützung von anderen. Da ich sonst nur wenig Gegenleistung für diese Unterstützung bringen konnte möchte ich nun wenigstens allen denen Danken, die mir geholfen haben diese Arbeit zu bewältigen.

An dieser Stelle möchte ich zuerst Herrn Dr. Müller-Hansen für die hervorragende Betreuung danken. Er war immer erreichbar und stand gerne mit Rat und Tat zur Seite. Dann möchte ich natürlich Herrn Prof. Dr. Poets als meinem Doktorvater für seine Betreuung danken. Bei der Firma Fisher & Paykel und vor allem deren Mitarbeitern möchte ich mich für das kostenlose zur Verfügung Stellen des MR 850 und des Programms view850, sowie die Beratung bezüglich Bedienung etc. bedanken. Viel Unterstützung durch neue Ideen bei verschiedenen Besuchen lieferten auch Herr Dr. Züchner von der Universität Göttingen und Herr Dr. Schaller aus Dresden. Dann gab es natürlich die vielen „kleinen Helfer“ die mir zur Seite standen, wie Herr Barth von der Medizintechnik, die Schwestern der Neo3 oder die Sekretärin im Oberarztsekretariat Frau Bay.

Zum Schluss möchte ich noch meiner Freundin Daniela danken für die Unterstützung während des Schreibens der Doktorarbeit, die mich immer wieder neu motiviert hat.

Vielen Dank!

Tabellarischer Lebenslauf von Michael Hoffmann

9.5.1980 geboren in Riethem-Weilheim in der BRD als 3. Sohn von Paul und Barbara Hoffmann von insgesamt 3 Söhnen und einer Tochter
1986-1990 Grundschule Mötzingen (Baden-Württemberg)
1990-6/1999 Gymnasium in Nagold mit Abschluss des Abiturs
10/1999 Beginn eines Studiums der Germanistik, Philosophie und Indologie an der Universität Tübingen
4/2000 Beginn eines Doppelstudienganges mit Germanistik und Philosophie und Geologie an der Universität Tübingen
3/2001 Wechsel zum Studium der Humanmedizin an der Universität Tübingen
3/2003 Physikum
2/2006-1/2007 Praktisches Jahr im Städtischen Krankenhaus Sindelfingen in den Fächern Neurologie, Innere Medizin und Chirurgie
28.11.2007 Ärztliche Prüfung (2. Staatsexamen)
7/2008 Assistenzarztstelle in der Inneren Medizin in Schorndorf