

Der Medizinischen Fakultät der Georg-August-Universität Göttingen
eingereicht von Prof. Dr. med. J. Rathgeber

**Untersuchung zur Praxis der Atemgasklimatisierung
auf deutschen Intensivstationen
Eine nationale Studie**

INAUGURAL – DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizinischen Fakultät
der Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von
Tobias Michael Glismann
aus Barmstedt

Göttingen 2011

Diese Dissertation wurde am Albertinen-Krankenhaus in Hamburg im Jahre 2007 bis 2011 unter der Leitung von Prof. Dr. med. J. Rathgeber erstellt.

Dekan: Prof. Dr. med. C. Frömmel

- I. Berichterstatter: Prof. Dr. med. J. Rathgeber
- II. Berichterstatter/in:
- III. Berichterstatter/in:

Tag der mündlichen Prüfung:

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Grundlagen	2
2.1	Anatomisch-physiologische Grundlagen der Atemgaskonditionierung beim Menschen	2
2.2	Reinigung der Inspirationsluft	3
2.3	Befeuchtung der Inspirationsluft	3
2.4	Anwärmung der Inspirationsluft	4
2.5	Schädigung durch Beatmung mit unzureichend klimatisierten Atemgasen	4
2.6	Klimatisierung der Atemgase	6
2.7	Risiken der Atemgasklimatisierung	8
2.8	Beatmungssysteme als Quelle nosokomialer Infektionen	9
3	Material und Methoden	12
3.1	Datenerfassung	12
3.2	Fragebogen	12
3.3	Datenverarbeitung	12
4	Ergebnisse	13
4.1	Krankenhaus- und Intensive Care Unit-Struktur	13
4.2	Atemgasbefeuchtungssysteme	15
4.3	Gründe für oder gegen den Einsatz von passiven Befeuchtern (HME)	17
4.4	Atemgasbefeuchtungssysteme bei Tracheostoma und Silberkanülen	20
4.5	Praktisches Vorgehen bei Verwendung von passiven Befeuchtern (HME)	21
4.6	Praktisches Vorgehen bei Verwendung von aktiven Befeuchtern (HH)	22
4.7	Persönliche Einschätzung zum Thema Atemgasklimatisierung	24
5	Diskussion	28
6	Zusammenfassung	41
7	Anhang	43

7.1 Fragebogen	43
7.2 Tabellen	48
8 Literaturverzeichnis	54

Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildungen

Abb. 4.1	13	Tab. 4.12	50
Abb. 4.2	14	Tab. 4.13	50
Abb. 4.3	14	Tab. 4.14	16
Abb. 4.4	15	Tab. 4.15	17
Abb. 4.5	16	Tab. 4.16	20
Abb. 4.6	17	Tab. 4.17	21
Abb. 4.7	18	Tab. 4.18	22
Abb. 4.8	18	Tab. 4.19	50
Abb. 4.9	19	Tab. 4.20	50
Abb. 4.10	20	Tab. 4.21	51
Abb. 4.11	21	Tab. 4.22	51
Abb. 4.12	22	Tab. 4.23	51
Abb. 4.13	23	Tab. 4.24	51
Abb. 4.14	24	Tab. 4.25	51
Abb. 4.15	25	Tab. 4.26	51
Abb. 4.16	26	Tab. 4.27	52
Abb. 4.17	26	Tab. 4.28	52
Abb. 4.18	27	Tab. 4.29	52
		Tab. 4.30	52

Tabellen

		Tab. 4.31	52
Tab. 4.1	48	Tab. 4.32	52
Tab. 4.2	48	Tab. 4.33	53
Tab. 4.3	48	Tab. 4.34	53
Tab. 4.4	48	Tab. 4.34	53
Tab. 4.5	48	Tab. 4.35	53
Tab. 4.6	49	Tab. 4.36	53
Tab. 4.7	49	Tab. 4.37	25
Tab. 4.8	49	Tab. 4.38	27
Tab. 4.9	49		
Tab. 4.10	49		
Tab. 4.11	50		

Abkürzungsverzeichnis

AARC	American Association for Respiratory Care
ARDS	Acute Respiratory Distress Syndrom
BAL	Bronchoalveoläre Lavage
CO ₂	Kohlenstoffdioxid
COPD	Chronic obstructive pulmonary disease
CPAP	Continuous Positive Airway Pressure
HH	Heated Humidifier
HME	Heat and Moisture Exchanger
ICU	Intensive Care Unit
NIV	Noninvasive Ventilation
paCO ₂	Alveolärer CO ₂ -Partialdruck
VAP	Ventilator-associated Pneumonie

1 Einleitung

Unter physiologischen Bedingungen wird die Atemluft befeuchtet, erwärmt und gereinigt. Dieser Vorgang wird auch als Konditionierung der Atemluft bezeichnet. Die Schleimhäute der Atemwege geben dabei Wasser und Wärme an die Inspirationsluft ab, so dass diese körperwarm und wasserdampfgesättigt die Lunge erreicht. Die Klimatisierung der Atemluft erfolgt vorwiegend in den oberen Luftwegen (Nase und Nasopharynx). Werden diese durch endotracheale Intubation, Tracheotomie oder Larynxmaske überbrückt, ist die Klimatisierung der Atemgase weitgehend ausgeschaltet. Es resultiert unter anderem ein Wärme- und Feuchtigkeitsverlust, welcher sich auf den Gesamtorganismus auswirken und zu einer Schädigung der Atemwege und der Lunge führen kann.

Über die Notwendigkeit zur Klimatisierung der Atemgase bei intubierten Patienten in der Intensivmedizin und während der Anästhesie besteht daher heute kein Zweifel. Grundsätzlich stehen zwei verschiedene Methoden der Atemgasklimatisierung zur Verfügung: die aktive und die passive Klimatisierung. Bei der aktiven Atemgasklimatisierung wird der Inspirationsluft Feuchtigkeit und Wärme aus beheizten und temperaturregulierten Wasserreservoirs zugesetzt (Heated Humidifier, HH). Passive Systeme arbeiten als Wärme- und Feuchtigkeitstauscher (Heat and Moisture Exchanger, HME), bei denen die Feuchte und Wärme der Expirationsluft reversibel gespeichert und der Inspirationsluft wieder zugeführt werden. Galt früher die aktive Befeuchtung der Atemgase als *state of the art*, werden stattdessen in den letzten Jahren zunehmend passive Systeme eingesetzt, deren Befeuchtungsleistung gleichwertig sein soll und die hinsichtlich der Inzidenz nosokomialer Pneumonien bei langzeitbeatmeten Patienten sogar Vorteile bieten sollen. Offizielle Leitlinien für die Atemgasklimatisierung gibt es derzeit jedoch noch nicht. In vielen Abteilungen bestehen noch generelle Vorbehalte gegen den Einsatz von HME. Untersuchungen in anderen Ländern haben gezeigt, dass die Gründe hierfür vielfältig sind.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, im Rahmen einer nationalen Befragung Kenntnisse über den aktuellen Stand der Atemgasklimatisierung auf Intensivstationen in Deutschland zu gewinnen. Neben der Anwendung und Handhabung der verschiedenen Formen der Atemgasklimatisierung im klinischen Alltag wurden u. a. die Gründe für oder gegen deren Einsatz erfragt. Dabei wurde auch erfasst, ob die persönlichen Kenntnisse und Einschätzungen zum Thema der Atemgasklimatisierung oder die unterschiedlichen Krankenhaus- und Stationsstrukturen die Wahl des Klimatisierungssystems beeinflussen.

2 Grundlagen

Die wichtige Funktion der oberen Luftwege zur Klimatisierung der Atemluft wurde erst spät erkannt. Magendi vermutete zwar schon 1829, dass die Nase die Inspirationsluft anfeuchtet und erwärmt (in: Heetderks 1927), erste Studien zu diesem Thema wurden jedoch erst in den Jahren 1886 und 1887 von Aschenbrand und Kayser durchgeführt (in: Perwitzschky 1928, Kayser 1887). Goodale wies 1896 auf die wichtige Funktion der Nase zum Schutz des Tracheobronchialbaumes und der Lunge vor schädigenden Einflüssen sowie auf die Bedeutung der Rückgewinnung von Feuchtigkeit und Energie aus der Expirationsluft für den Wasser- und Wärmehaushalt des Körpers hin (Goodale 1896). Grundlegende Untersuchungen zur Konditionierung der Atemluft im Respirationstrakt wurden in der Mitte des letzten Jahrhunderts von Ingelstedt vorgenommen (Ingelstedt 1956, Ingelstedt 1970).

2.1 Anatomisch-physiologische Grundlagen der Atemgaskonditionierung beim Menschen

Der Respirationstrakt stellt die Gesamtheit der Atemwege von der Nase bis zu den Alveolen der Lunge dar. Er unterteilt sich in luftleitende (Cavum nasi, Pharynx, Larynx, Trachea, Bronchi, Bronchioli) und respiratorische Abschnitte (Bronchioli respiratorii und alle Teile des Alveolarbaumes). Das Luftleitsystem bezeichnet man auch als anatomischen Totraum, da es nicht am Austausch von Atemgasen beteiligt ist. Sein Wandaufbau setzt sich aus einem mehrreihigen Flimmerepithel, glatter Muskulatur, elastischen Fasern und Knorpel zusammen. Zwischen Nasenhöhle und Pharynxende gibt es Gebiete, in denen statt des Flimmerepithels mehrschichtiges unverhorntes Plattenepithel vorkommt. Dieses hat vor allem eine Schutzfunktion. Der Bereich von Trachea und Bronchien ist mit mehrreihigem Flimmerepithel ausgekleidet, welches sechs verschiedene Zellarten aufweist (kinozilientragende Zellen, Becherzellen, Epithelzellen mit Mikrovilli, Sinneszellen, Basalzellen, endokrine Zellen). Das Flimmerepithel ist in Funktionseinheit mit zahlreichen mukösen und serösen Drüsen sowie dem dichten Gefäßnetz der Schleimhaut zu sehen. Die zahlreichen Becherzellen enthalten Schleimtröpfchen, die nach Abgabe einen zusammenhängenden Film auf der Epitheloberfläche bilden. Nach distal hin, in den Verzweigungen der Luftwege, ändert sich das mehrreihige Epithel in ein einschichtiges Flimmerepithel. Durch diese Struktur des Luftleitsystems ist gesichert, dass die Atemluft gereinigt, angefeuchtet und angewärmt die Alveolen erreicht.

2.2 Reinigung der Inspirationsluft

Die Reinigung der Inspirationsluft wird durch zwei wesentliche Mechanismen erreicht. Es sind zum einen die mukoziliare Clearance und zum anderen die Atemreflexe. Erstere wird von dem Schleimhautfilm auf der Epitheloberfläche vermittelt. Inhalierte Partikel lagern sich je nach Größe durch Stoß (Trägheit), Sedimentation (Schwerkraft) oder Diffusion (Brown'sche Bewegung) auf dem Schleimfilm ab. Die Kinozilien befördern dann diese Mischung aus Sekret und Fremdpartikel in der Nase in Richtung der Choanen zum Hypopharynx. Dort wird das Sekret verschluckt oder ausgehustet. Aus der Trachea wird das Sekret ebenfalls rachenwärts befördert. Somit erfolgt der Sekrettransport in der Nase mit dem Inspirationsstrom und in der Trachea mit dem Expirationsstrom. Die Atemwegsreflexe werden durch den Nervus vagus vermittelt. Zwei wesentliche Funktionen spielen hierbei eine Rolle, das Niesen und der Hustenreflex. Dadurch werden größere Partikel aus den oberen Luftwegen sehr wirksam entfernt. Der Hustenreflex ist ein elementarer Schutzreflex. Er dient neben der mukoziliaren Clearance dazu, größere Sekretmengen aus dem Tracheobronchialbaum zu eliminieren.

2.3 Befeuchtung der Inspirationsluft

Die Befeuchtung der Inspirationsluft erfolgt durch Verdunstung von Flüssigkeit, die von den serösen Drüsenanteilen des Flimmerepithels produziert wird. Vor allem der Nase mit ihrer großen inneren Oberfläche durch die Conchae nasales kommt dabei eine besondere Bedeutung zu. Wenige Zentimeter unterhalb der Carina liegt die isothermische Sättigungsgrenze. Dort erreicht die Atemluft bereits 100% relative Feuchtigkeit bei Körpertemperatur. Bei forcierter Atmung und auch bei Mundatmung kann die Grenze weiter in Richtung Lungenperipherie verschoben werden. Durch die Verdunstung des Wassers während der Inspiration kühlen sich die Nasenschleimhäute auf ca. 31°C ab.

Während der Expiration verläuft der Wasser- und Wärmeaustausch in entgegengesetzter Richtung. Die Temperatur der Expirationsluft nimmt durch den Kontakt mit der während der Inspiration abgekühlten Nasenschleimhaut ab, wodurch sich deren Wasserbindungskapazität reduziert; es kommt zur Kondensation von Wasser auf der Mukosa. Dabei wird ein Teil der in der wasserdampfgesättigten Alveolarluft gespeicherten Wärmeenergie an die Schleimhaut zurückgegeben. In der Inspiration steht das Kondensat zur Verdunstung und Anfeuchtung wieder zur Verfügung. Aktive Mechanismen der Sekretion erbringen die restliche Feuchtezufuhr.

2.4 Anwärmung der Inspirationsluft

Auch bei der Anwärmfunktion nehmen die Conchae nasales eine Schlüsselfunktion ein. Auf den Conchae unter der Nasenschleimhaut befinden sich venöse Schwellkörper. Diese sind ausgezeichnet durchblutet und ermöglichen in kurzer Zeit eine suffiziente Wärmeabgabe an die vorbeiströmende Inspirationsluft. Umgekehrt wird während der Expiration durch die in der Nase stattfindende Kondensation Wärme zurückgewonnen. Durch die enorme Leistungsfähigkeit des Flimmerepithels wird selbst bei extremen Temperatur- und Feuchtigkeitsverhältnissen die Inspirationsluft auf physiologische Werte temperiert und befeuchtet. Dass die Nase selbst auch bei Einatmung extrem kalter Luft keinen Schaden nimmt, beruht auf dem hohen Wassergehalt der Mukosa und der darin gespeicherten Wärmemenge. Auf der anderen Seite kühlt sich die Mukosa selbst in heißer und trockener Umgebung während der Inspiration durch Wasserverdunstung ab. Bei Menschen, die über einen längeren Zeitraum kalter trockener Luft ausgesetzt sind (0°C kalte Luft mit 50% relativer Feuchte), kann die benötigte Wasser- und Wärmemenge zur Klimatisierung der Luft soweit zunehmen, dass die Leistungsfähigkeit des Flimmerepithels überschritten wird. Es kommt trotz Zunahme der expiratorisch rückgeführten Wärme und Feuchtigkeit zu Symptomen der Dehydratation. Ist die Inspirationsluft dagegen wasserdampfgesättigt und heiß, kann ein umgekehrter Effekt eintreten. Die Schleimhaut nimmt während der Inspiration Wärmeenergie durch Konvektion und Kondensation auf, die auch während der Expiration nicht abgegeben werden kann. Daraus resultiert ein Nettozuwachs an Wärme und Feuchtigkeit, der zur Überwärmung des Organismus beitragen kann.

2.5 Schädigung durch Beatmung mit unzureichend klimatisierten Atemgasen

Durch endotracheale Intubation, Tracheotomie oder verwendete Larynxmasken wird die wichtige Funktion der oberen Luftwege für die Klimatisierung der Atemgase weitgehend ausgeschaltet. Dies bewirkt eine Beeinflussung der Zilientätigkeit, eine unphysiologische Steigerung der Klimatisierungsleistung im unteren Respirationstrakt und die direkte Schädigung des respiratorischen Epithels in diesem Bereich. Bei Beatmung mit trockenen Atemgasen wird die isothermische Sättigungsgrenze dabei weit in Richtung Lungenperipherie verschoben. Die Befeuchtung der Atemluft muss somit in Bereichen erfolgen, die normalerweise nicht bzw. nicht für längere Zeiträume trockener Luft

ausgesetzt sind. Da hier eine dieser Funktion entsprechende Epithelisierung inklusive sekretproduzierender Zellen nicht vorhanden ist, sind bei längerer Exposition schwerwiegende Schäden des Epithels unausweichlich. Die Veränderungen reichen von erhöhter Irritabilität der Schleimhaut mit Verstärkung der Histaminliberation bis hin zu morphologisch nachweisbaren Schädigungen mit Abflachung und Desorganisation des gesamten mehrreihigen Flimmerepithels, Schädigung der Basalmembran mit Elastizitätsverlust und Bronchiolenkollaps, vermehrter Zelldesquamation, Verlust von Zilien und Becherzellen, großflächigen submukösen Entzündungen sowie Epithelulzerationen. (Burton und Lond 1962, Chalon 1980, Correll und Beattie 1957, Kleemann 1989, Kleemann und Jantzen 1992, Marfatia et al. 1975, Van Oostdam et al. 1986).

In Abhängigkeit von der Dauer der Exposition nimmt die Sekretviskosität bei konsekutiver Verlangsamung des Mukusflows ab, wodurch die Zilienfunktion ebenfalls beeinträchtigt wird (Anger et al. 1990, Burton und Lond 1962, Chalon et al. 1972, Chalon et al. 1979, Dalhamn 1956, Eckerbohm et al. 1991, Fonkalsrud et al. 1975, Forbes 1973, Forbes 1974, Horstmann et al. 1977, Man et al. 1979, Mercke 1975, Toremalm 1961).

Durch die Abnahme der Sekretviskosität können akut und vital bedrohliche Komplikationen hervorgerufen werden, da diese mit einer erhöhten Inzidenz von Tubusokklusionen durch eingetrocknetes Sekret einhergeht (Cohen et al. 1988, Martin et al. 1990, Misset 1991, Roustan et al. 1992). Dieses Risiko ist besonders hoch bei Säuglingen und Kleinkindern, bei denen zusätzlich erhebliche Flüssigkeitsverluste durch trockene Atemgase drohen. Das Ausmaß der Schädigungen korreliert nicht nur mit dem Wassergehalt der Luft, sondern auch mit der Dauer der Beatmung. Trockene Luft, die im Bereich der proximalen Atemwege nicht mehr ausreichend befeuchtet werden kann, führt langfristig zu Schäden und Sekretretention auch im Bereich der kleineren Bronchien. Beschrieben sind Beeinträchtigungen des pulmonalen Gasaustauschs mit Zunahme des Rechts-Links-Shunts und der alveolo-arteriellen O₂-Druckdifferenz durch Atelektasen, Veränderungen der funktionellen Residualkapazität und der Resistance (Dalhamn 1956, Josenhans et al. 1969, Modell et al. 1967, Modell et al. 1968). Diskutiert wird auch eine Surfactant-Verminderung, die als eine mögliche Erklärung für den von Rashad nachgewiesenen Abfall der statischen Lungencapazität angesehen wird (Rashad et al. 1967). Die Restitution der Schäden am respiratorischen Epithel, die aus den undifferenzierten Zellen der Basalzellschicht erfolgen muss, kann bis mehrere Wochen erfordern (Elwany u. Merkhamer 1987, Todd u. John 1989). In dieser Phase dauert die

Einschränkung der mukoziliären Funktion an, so dass auch nach Ausschaltung der schädigenden Noxen pulmonale Komplikationen begünstigt werden.

Schon 1961 hatte Chase darauf hingewiesen, dass bei Narkosen ohne Rückatmung im Vergleich zu Narkosen mit vollständiger Rückatmung der Atemgase mit einem vierfach höheren pulmonalen Wasserverlust und damit erheblichen Energieverlusten gerechnet werden muss (Chase et al. 1961), die sich zu den perioperativen Wärmeverlusten addieren. Der intubierte Patient expiriert nahezu wasserdampfgesättigte Luft entsprechend seiner Körpertemperatur. Als Folge verdreifacht sich der Wasserverlust durch Verdunstung aus den unteren Luftwegen gegenüber den Bedingungen der Nasenatmung, welcher sich auch auf den Gesamtorganismus insbesondere bei Säuglingen und Kleinkindern auswirken kann. Der Wärmeverlust kann eine allgemeine perioperative Hypothermie verstärken, wodurch verlängerte Aufwachphasen nach der Narkose beobachtet wurden.

2.6 Klimatisierung der Atemgase

Aus den geschilderten Zusammenhängen wird die Notwendigkeit der künstlichen Anwärmung und Anfeuchtung sowie eine zusätzliche Reinigung des Atemgases im Rahmen von endobronchialer Intubation oder Tracheotomie ersichtlich. Diese wird als Atemgaskonditionierung bezeichnet. Grundsätzlich stehen heute hierfür zwei verschiedene Methoden zur Verfügung: Aktive und passive Systeme sowie die Kombination beider Methoden. Die aktive Atemgasklimatisierung erfordert die externe Zufuhr von Wasser und Wärme zur Atemluft, bei der passiven Atemgasklimatisierung wird die Feuchte und Wärme der Expirationsluft gespeichert und der Inspirationsluft wieder zugeführt.

Aktive Befeuchter (Heated Humidifier, HH), die der Inspirationsluft Feuchtigkeit und Wärme aus beheizten und temperaturregulierten Wasserreservoirs zusetzen, werden vor allem bei intubierten Patienten in der Intensivmedizin eingesetzt. Vernebler fügen der Atemluft Wassertröpfchen zu, während Verdunster die Atemluft mit Wasserdampf anreichern.

Bei *Verneblern* wird das Wasser durch Zuführung von Bewegungsenergie, zum Beispiel durch Ultraschallquarze, in Tröpfchen umgewandelt. Die Erwärmung des Atemgases muss durch eine zusätzliche Heizung erfolgen. Aufgrund des technischen Aufwandes sowie der Gefahr der pulmonalen Überwässerung werden Vernebler nicht mehr zur Atemgasanfeuchtung bei beatmeten Patienten eingesetzt.

Bei *Atemgasanfeuchtern* nach dem Verdunsterprinzip bestehen mehrere Möglichkeiten, das Atemgas mit Wasserdampf anzureichern:

Bei *Kaskadenverdampfern* wird der Flow unterhalb der Wasseroberfläche eines beheizten Wasserbades eingeleitet. Der Wassergehalt der Atemluft wird durch Veränderungen der Wasserbadtemperatur variiert. Wasserdampfsättigung vorausgesetzt, ist die Abschätzung des Wassergehalts der Inspirationsluft patientenunabhängig allein durch tubusnahe Bestimmung der Atemgastemperatur möglich. Durch das Sprudlerprinzip nehmen die Atemwegswiderstände flowabhängig zu (Frankenberg und Schulze 1995).

Bei *Oberflächen-Kontaktanfeuchtern* werden die Atemgase über das beheizte Wasserbad geleitet. Bei *Dochtverdampfern* wird zusätzlich die wirksame Verdunstungsoberfläche vergrößert, z.B. durch saugfähiges Vlies aus Papier. Der Inspirationsflow muss nicht mehr unter der Wasseroberfläche geleitet werden, so dass die Atemwegswiderstände, insbesondere bei Spontanatmung, gegenüber Kaskadenverdampfern geringer sind. Zudem erlaubt die große Verdunstungsoberfläche bei gleicher Leistung die Reduktion der Wassertemperatur. Durch Verwendung von Schlauchheizungen können bei aktiven Systemen zusätzlich Wasserverluste durch Kondensation im Beatmungssystem reduziert werden.

Als Alternative haben sich *Wärme- und Feuchtigkeitsaustauscher (Heat and Moisture Exchanger HME)* etabliert (Chalon et al. 1984, Chiaranda et al. 1992, Cigada et al. 1990, Conti et al. 1992, Eckerbohm und Lindholm 1990a, Eckerholm und Lindholm 1990b, Fechner et al. 1987, Fritz et al. 1992, Gedeon et al. 1987, Jackson und Webb 1992, Koller 1989, Martin et al. 1990, Martin et al. 1992, Martin et al. 1995, Misset et al. 1991, Myer et al. 1988, Shelly et al. 1986, Sottiaux et al. 1993, Turtle et al. 1987, Venturino et al. 1992, Weeks 1981, Weeks 1983, Weeks 1986). Tubusnah im Gasstrom angebracht, speichern sie Wärme und Feuchtigkeit aus dem Expirationsvolumen und führen diese der Inspirationsluft teilweise wieder zu (Toremalm 1960). Exspiratorische Wasserverluste können dadurch erheblich reduziert werden (Primiano et al. 1984). Bereits nach wenigen Atemzügen erreichen HME nahezu ihre volle Effektivität, nach wenigen Minuten stellt sich ein steady state ein. Anders als die Nasenschleimhaut können die sogenannten „künstlichen Nasen“ der Luft jedoch nur soviel Wasser und Wärme zusetzen, wie in der vorangegangenen Expirationsphase reversibel deponiert wurde (Ogino et al. 1985, Revenäs und Lindholm 1980, Walker und Bethune 1976). Die maximal mögliche inspiratorische Feuchte wird somit einerseits durch den Wasser- und Wärmegehalt der Expirationsluft und damit die Patiententemperatur definiert, andererseits durch die

thermodynamischen Eigenschaften des HME-Materials. Diese wiederum werden zusätzlich durch die Umgebungstemperaturen beeinflusst (Rathgeber et al. 1996b, Schroeder et al. 1987). Zur Verbesserung der wärme- und feuchtigkeitsspeichernden Eigenschaften von HME-Materialien (Spezialpapiere, Zellstoffschwamm, Polyurethan- oder Polyethylen-schaumstoffe o. ä.) werden hygroskopische Substanzen wie z.B. Magnesium-, Kalzium- oder Lithiumchlorid verwendet. Diese Salze binden reversibel Wassermoleküle und steigern über die Erhöhung der Wasserspeicherkapazität die Leistungsfähigkeit des HME. Der expiratorische Wasserverlust ist geringer, dementsprechend steigt die effektive Befeuchtungsleistung während der folgenden Inspiration (Rathgeber et al. 1992, Shelly et al. 1988). Durch Kombination mit zusätzlichen Filtermedien ist eine effektive Atemgasfiltration möglich (Borghi et al. 1992, Dreyfuss et al. 1995, Hedley und Allt-Graham 1992, Hedlay und Allt-Graham 1994, Hogarth 1996, Johansson 1994, Lee et al. 1992, Luttrupp und Berntman 1993, Mebius 1992, Runti et al. 1994).

2.7 Risiken der Atemgasklimatisierung

Ebenso wie durch zu trockenes Sekret kann die Clearancefunktion auch durch Installation von Wasser oder Beatmung mit übersättigten (aerosolhaltigen) und/oder überkörperwarmen Atemgasen beeinträchtigt werden (Mercke 1974, Mercke 1975). Degeneration und Adhäsion der Zilien in Bronchien zweiter und weiterer Ordnung, frustrane Flimmerbewegungen, Veränderungen der Oberfläche der Schleimtröpfchen und erhöhtes Sekretvolumen bei verminderter Viskosität erleichtern das unerwünschte Abschwemmen kontaminierten Sekretes aus dem oberen Trachealbereich in die peripheren Lungenabschnitte (Noguchi et al. 1973, Tsuda et al. 1977). Mikroatelektasen, erhöhtes Shuntvolumen, Abfall der Compliance und Zunahme der Resistance sind die Folgen (Graff und Benson 1969, Josenhans et al. 1969). Der Abfall der Surfactantaktivität soll sogar häufiger und ausgeprägter sein als bei Beatmung mit trockenen Atemgasen (Finley 1963, Harris und Riley 1967, Huber und Finley 1965, Modell et al. 1967). Beatmung mit überkörperwarmen aerosolhaltigen Atemgasen kann darüber hinaus zu Überwässerung und Überwärmung bis hin zu thermischen Schädigungen der Atemwege und der Lunge führen. Beschrieben sind auch gefährliche Komplikationen durch Gerätefehlfunktionen, Fehlbedienungen und unzureichende Funktionsüberwachung (Clarke et al. 1954, Graff 1975, Harris und Riley 1967, Klein und Graves 1974, Mercke 1975).

Im Gegensatz zu aktiven Systemen werden HME sowohl von der Inspirations- als auch von der Expirationsluft durchströmt. Neben der Zunahme des funktionellen Totraums wird dadurch die Atemmechanik des Patienten während des gesamten Atemzyklus beeinflusst. Aufgrund der tubusnahen Positionierung besteht zudem das Risiko der unbemerkten partiellen oder totalen Obstruktion des HME durch Wasserakkumulation, Sputum, Medikamentenaerosole usw. Beschrieben sind Gerätefehlfunktionen sowie Einschränkungen der pulmonalen und kardialen Funktionen durch dynamische Hyperinflation bis hin zu vital bedrohlichen Komplikationen, wie z.B. beidseitige Spannungspneumothoraces (Buckley 1984, Chiaranda et al. 1993, Geyer et al. 1985, Hedley und Allt-Graham 1992, Janda et al. 1985, Kopmann und Glaser 1976, McEwan et al. 1993, Prasad und Chen 1990, Smith et al. 1991).

2.8 Beatmungssysteme als Quelle nosokomialer Infektionen

Die Überbrückung der oberen Luftwege durch den Tubus führt zur Beeinträchtigung der physiologischen Reinigungs- und Schutzmechanismen durch Husten, Niesen und Schlucken, zur Störung der mukoziliären Clearancefunktion und u. a. zu Veränderungen der Immunabwehr. Mechanische Schädigung des Epithels durch den Tubus sowie endotracheale Absaugmanöver begünstigen zusätzlich die Besiedlung mit pathogenen Keimen. Intubierte/tracheotomierte Patienten sind daher besonders pneumoniegefährdet. Untersuchungen bei langzeitbeatmeten Patienten haben gezeigt, dass nahezu jeder intubierte Patient im Verlauf seiner Erkrankung wegen Komplikationen durch bronchopulmonale Infekte unterschiedlichen Schweregrades antibiotisch behandelt werden muss. Die Erreger nosokomialer Pneumonien stammen dabei überwiegend vom Patienten selbst, der zugleich potentielle Keimquelle und wichtigstes Keimreservoir ist (Cross und Roup 1981, Flournoy et al. 1980, Im et al. 1982, Sanderson 1986). In der Mehrzahl der Fälle wird die Keimbesiedlung der Atemwege durch Keimeintrag aus dem Oropharynx infolge (Mikro-) Aspiration verursacht, wobei der Tubus als Leitschiene dient (Atherton und White 1978). Daneben spielt die hämatogene Streuung aus infizierten Organen oder Körperhöhlen eine wesentliche Rolle bei der Entstehung nosokomialer Pneumonien. Sehr viel geringer ist demgegenüber das Risiko der pulmonalen Infektion durch Übertragung von Keimen aus kontaminierten Beatmungsgeräten, Schlauch- und Befeuchtungssystemen. Die Möglichkeit der Übertragung von Keimen von einem Patienten zum nächsten besteht vor allem bei Narkosegeräten, da diese nacheinander bei mehreren Patienten eingesetzt

werden. In mehreren Untersuchungen wurden bereits nach kurzer Beatmungsdauer Trachealkeime des Patienten im Narkosesystem nachgewiesen, wobei patientennahe Teile am häufigsten betroffen waren (Christopher et al. 1983, Craven et al. 1982, Grote et al. 1995, Leijten et al. 1992, Murphy et al. 1991, Shiotani et al. 1971). Offenbar wird die Migration von Keimen aus dem Patienten in das Schlauchsystem und umgekehrt durch feuchte Schlauchsysteme erleichtert, in denen sich Mikroorganismen in kürzester Zeit und auch entgegen der Gasströmungsrichtung ausbreiten können (Cadwallader et al. 1990, Craven et al. 1984, Mitscherlich und Marth 1984). Die Überlebensfähigkeit der meisten ins Beatmungssystem eingebrachten Keime ist jedoch gering (Du Moulin und Saubermann 1977, Jenkins und Edgar 1964, Nielson et al. 1978, Pandit et al. 1967). Es werden vor allem Infektionen mit Pseudomonaden, Staphylokokken, Enterokokken, Klebsiellen und Proteus (Cross und Roup 1981, Moffet und Allan 1967, Olds et al. 1972) beschrieben. Anders als in der Narkose ist das Risiko der Kreuzinfektion durch kontaminierte Beatmungssysteme bei langzeitbeatmeten Patienten vernachlässigbar. Es steht vielmehr die Gefährdung des einzelnen Patienten im Vordergrund. Nach Einführung von Düsen- und Ultraschallverneblern zur Erwärmung und Befeuchtung der Atemgase intubierter Patienten in den 50er und 60er Jahren kam es zu zahlreichen Berichten über eine Zunahme der Inzidenz bakterieller Infektionen der oberen Luftwege (Ahlgren et al. 1977, Hoffman und Finberg 1955, Moffet und Allan 1967, Redding und McWalther 1980, Reinartz et al. 1965, Seal und Stangeways 1981, Silverman 1964). Sie wurde u. a. auf kontaminierte Wasserreservoirs zurückgeführt. Da Aerosole, wie sie bei der Zerstäubung von Wasser entstehen, ebenso wie Sekretpartikel, Epithelreste oder Staub ideale Transportcarrier für Keime darstellen, muss von einem direkten pulmonalen Keimeintrag ausgegangen werden, der aufgrund der Partikelgröße bis weit in die Lungenperipherie reicht (Harris TM 1973, Vesley et al. 1979). Die Wasserreservoirs aktiver Befeuchtungssysteme, Wasserfallen und feuchte Schlauchsysteme besitzen in diesem Zusammenhang eine besondere Bedeutung (Craven et al. 1984). Abgesehen von dem Risiko des exogenen Keimeintrags ins System, z.B. durch unsteriles Nachfüllen, bieten sie ideale Lebensbedingungen für zahlreiche, klinisch relevante Problemkeime aus dem Patienten selbst oder seiner Umgebung, die über die aktive Befeuchtung der Atemluft in die Lungen des Patienten und zurück transportiert werden können (Vogel 1981).

Zur präventiven Ausschaltung einer Infektion durch das Beatmungssystem ist seit Jahren in der Intensivmedizin der Einsatz steriler Befeuchtungs- und Schlauchsysteme sowie deren Wechsel in regelmäßigen Abständen etabliert. In der Anästhesie wird die

Verwendung hygienisch aufbereiteter Systeme nach jedem Patienten empfohlen (Ahlbrecht und Dryden 1974, Bundesgesundheitsblatt 1985, Craven et al. 1982, Lumley 1976, Roberts 1973, Snowdon 1994, Wille 1989). Als alternatives Hygienekonzept zum täglichen Schlauchwechsel bei langzeitbeatmeten Patienten bzw. Aufbereitung des Narkosegerätes werden tubusnah installierte Beatmungfilter eingesetzt (Bery und Nolte 1991, Borghi et al. 1992, Gallagher et al. 1987, Gregorini et al. 1993, Koller 1989, Konrad 1995, Luttrupp und Berntman 1993). Sie sollen einerseits die Kontamination des Beatmungssystems mit Patientenkeimen verhindern und andererseits den Patienten vor möglichen Keimen aus dem Beatmungssystem und der Inspirationsluft schützen. Bei Verwendung von HME wird dabei eine effektive Atemgasklimatisierung mit einem hohen Maß hygienischer Sicherheit verknüpft, da im günstigsten Fall die Inspirationsluft wasserdampfgesättigt ist, jedoch kein aggregiertes Wasser in Tröpfchenform enthält (Saravolatz et al. 1986), womit der wichtigste Carriermechanismus für Keime entfällt. Zudem stellen HME - auch ohne zusätzliche Filter - eine Barriere für Keime aus dem Trachealsystem in das Schlauchsystem und umgekehrt dar. Von großer präventiver Bedeutung ist dabei, dass effektive HME mit gutem Wasserretentionsverhalten die in- und expiratorischen Beatmungsschläuche trocken halten, wodurch Keimwachstum und -ausbreitung endogen oder exogen in das Beatmungssystem eingebrachter Keime gehemmt wird.

3 Material und Methoden

3.1 Datenerfassung

Die nationale Befragung wurde 2008 nach Genehmigung durch die zuständige Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Georg-August-Universität Göttingen durchgeführt. Eingeschlossen wurden alle im deutschen Krankenhausadressbuch aufgeführten Intensivstationen. Das Schreiben wurde entweder namentlich an den ärztlichen Leiter der Abteilung gesendet oder, wenn dessen Name nicht bekannt war, an den „leitenden Arzt/ Ärztin der Intensivstation“.

3.2 Fragebogen

Für die Befragung wurde ein Fragebogen mit insgesamt sieben Fragenkomplexen entwickelt (vgl. Kapitel 7.1). Die ersten Fragenkomplexe erfassten die Krankenhausstruktur, den Einsatz der unterschiedlichen Atemgasbefeuchtungssysteme, die Indikationen und Gründe für oder gegen deren Einsatz sowie die Art der Atemgasklimatisierung bei Patienten mit Tracheostoma oder Silberkanülen. Ein weiterer Fragenkomplex erfasste einen eventuellen Wechsel des Befeuchtungssystems bei Langzeitbeatmung. Durch den fünften und sechsten Fragenkomplex wurde die praktische Durchführung der aktiven und passiven Atemgasklimatisierungssysteme im Detail erfragt. Der letzte Fragenkomplex erfasste die persönlichen Einschätzungen der Befragten zum Thema der Atemgasklimatisierung.

Der Fragebogen wurde in einem Probelauf auf Verständlichkeit, Verlässlichkeit und Gültigkeit geprüft und danach überarbeitet. Alle beantworteten Fragebögen wurden anonymisiert ausgewertet. Für die Berechnung der Daten wurde die Gesamtzahl aller beantworteten Fragebögen als hundert Prozent zugrunde gelegt. Einzelne Fragen wurden nicht von allen Kliniken beantwortet, in diesem Fall wurde abweichend die Gesamtsumme der eingegangenen Antworten als hundert Prozent zugrunde gelegt und mit „n“ angegeben. Da bei einigen Fragen auch Mehrfachnennungen möglich waren, kann die Summe der Antworten in diesen Fällen über hundert Prozent betragen.

3.3 Datenverarbeitung

Die Auswertung der Daten sowie die Erstellung der Diagramme erfolgte mit Hilfe des Programms Excel (Microsoft®).

4 Ergebnisse

4.1 Krankenhaus- und Intensive Care Unit-Struktur (ICU)

Der Fragebogen wurde an 1673 Intensivstationen in Deutschland versendet. 242 der Adressen waren dabei ohne direkten Ansprechpartner. Die Rücklaufquote betrug mit 508 beantworteten Fragebögen ca. 30%. Die Struktur der Kliniken, die den Fragebogen beantworteten, gliedert sich wie folgt auf: 140 Krankenhäuser der Grundversorgung, 265 der Regelversorgung, 101 der Maximalversorgung und 22 Universitätskliniken (Abbildung 4.1).

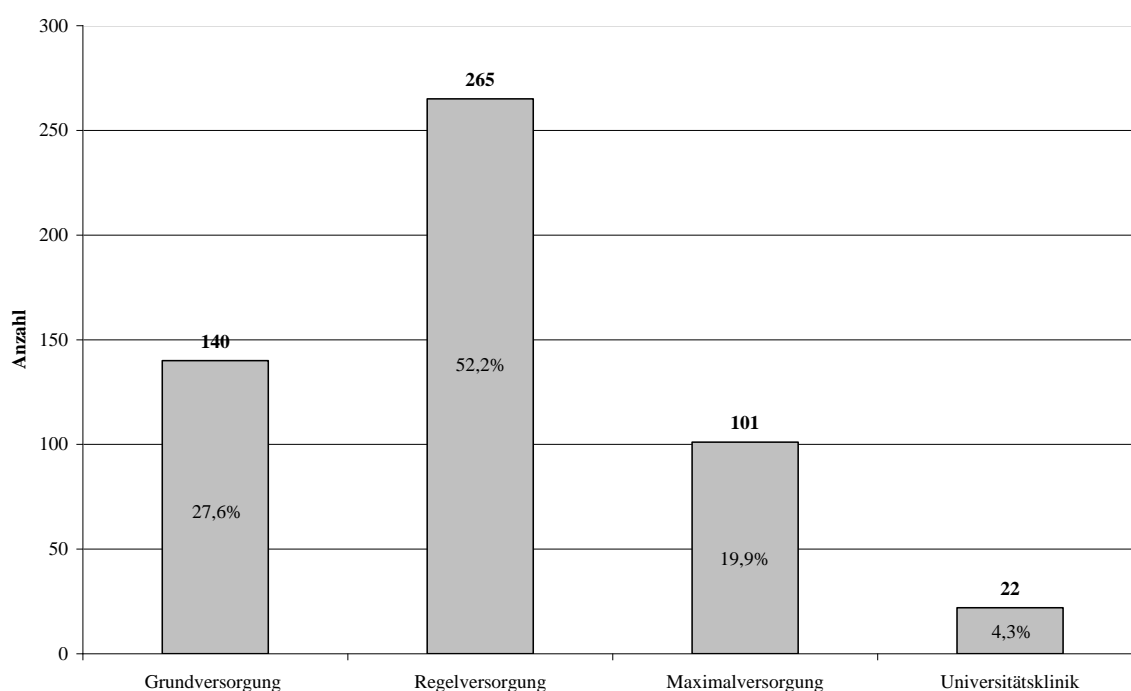


Abb. 4.1 Krankenhausstruktur. Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil der unterschiedlichen Krankenhausstrukturen.

Die ICU`s unterteilen sich in interdisziplinär (n=332), anästhesiologisch (n=108), internistisch (n=90) und chirurgisch (n=51), (Abbildung 4.2). Der weitaus größte Anteil der ICU`s (ca. 80%) wird anästhesiologisch geleitet (Abbildung 4.3).

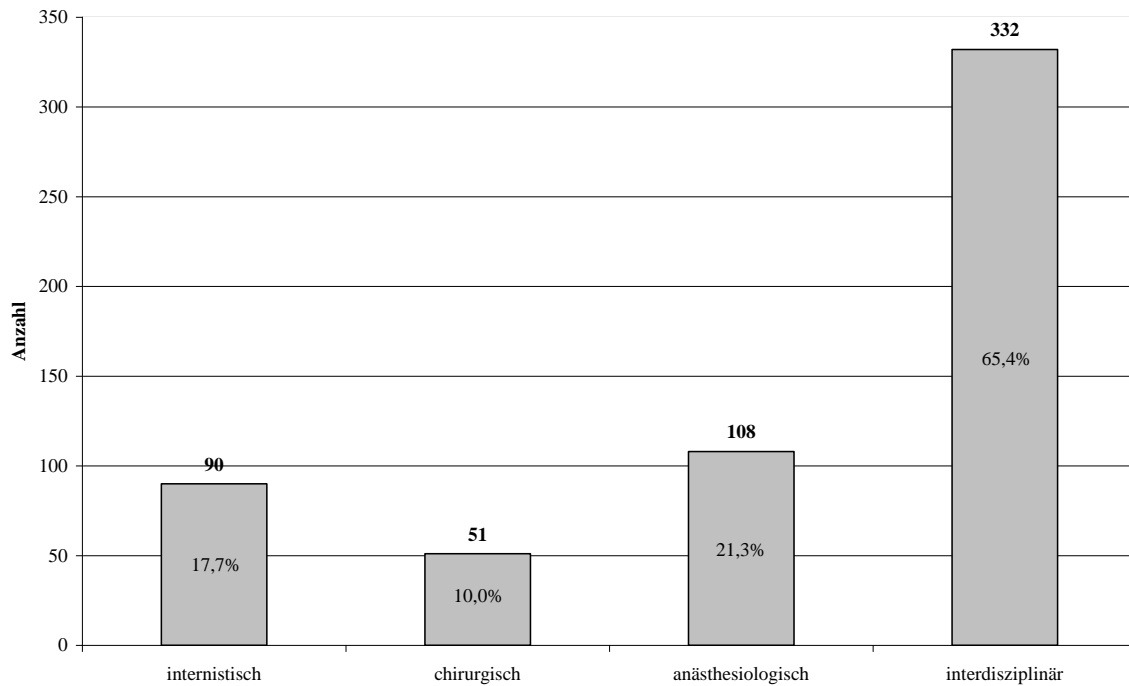


Abb. 4.2 ICU-Struktur. Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil der nach unterschiedlichen Fachrichtungen unterteilten ICU-Strukturen.

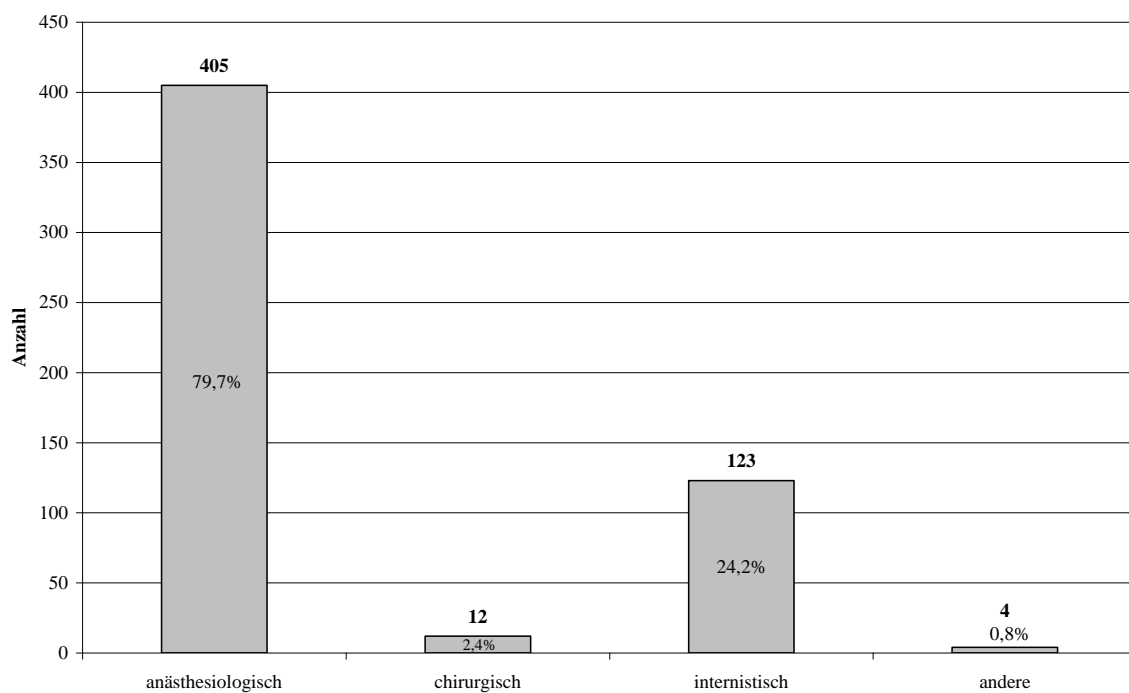


Abb. 4.3 ICU-Leitung. Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil der nach unterschiedlichen Fachrichtungen unterteilten ICU-Leitungen.

4.2 Atemgasbefeuchtungssysteme

Der überwiegende Anteil der Befragten hält die Atemgasklimatisierung für ein relevantes Thema (ca. 80%), lediglich 2,6 % geben an, sich noch nicht mit dem Thema beschäftigt zu haben (Tabelle 4.1 im Anhang).

Im Durchschnitt wird die passive Atemgasklimatisierung mit Heat and Moisture Exchangern (HME) auf der ICU seit 9,3 Jahren eingesetzt, wobei sich eine Zeitspanne von 1-20 Jahren ergibt (ohne Abbildung). Der weitaus größte Anteil der Befragten (ca. 96%) gibt an, HME als Atemgasbefeuchtungssystem auf der ICU einzusetzen, aktive Befeuchter (HH) werden von 34% verwendet, wobei ca. 24% beide Systeme einsetzen (Abbildung 4.4). Bevorzugt werden insgesamt HME mit hydrophobem Filter (55%); ca. 10% setzen HME ohne Filter ein, 9% mit Elektretfilter (Abbildung 4.4).

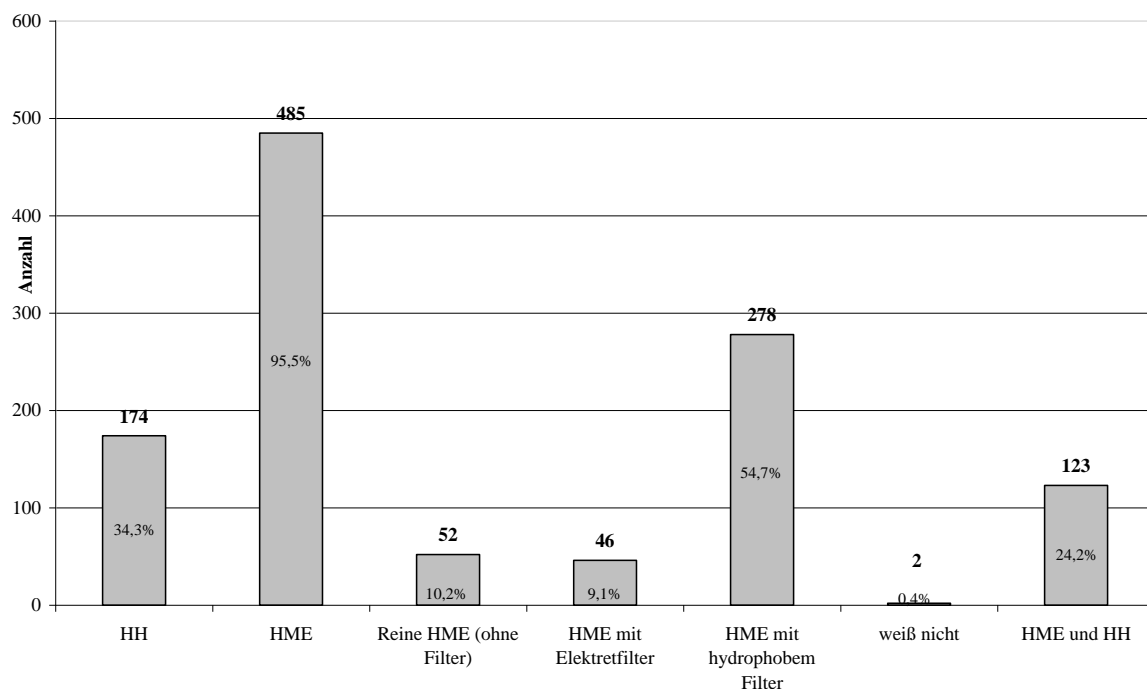


Abb. 4.4 Atemgasbefeuchtungssysteme auf der ICU. Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil der auf der ICU eingesetzten Atemgasbefeuchtungssysteme und unterschiedlichen HME.

Bei dieser Verteilung finden sich weder wesentliche Unterschiede zwischen den Krankenhäusern der Grund-, Regel- oder Maximalversorgung noch im Vergleich zu den Universitätskliniken (siehe Tabellen 4.2-4.5 im Anhang). ICU-Struktur und ICU-Leitung (anästhesiologische, chirurgische, internistische oder andere Leitungen) haben ebenso wenig einen relevanten Einfluss auf die Wahl des Atemgasbefeuchtungssystems (siehe Tabellen 4.6-4.13 im Anhang).

Den Angaben zufolge sind die meisten HME (ca. 76%) auf Anfeuchtung optimiert, ca. 54% auf Bakterienretention. Immerhin ca. 12% der Befragten wissen nicht, auf was die verwendeten HME optimiert sind (Abbildung 4.5).

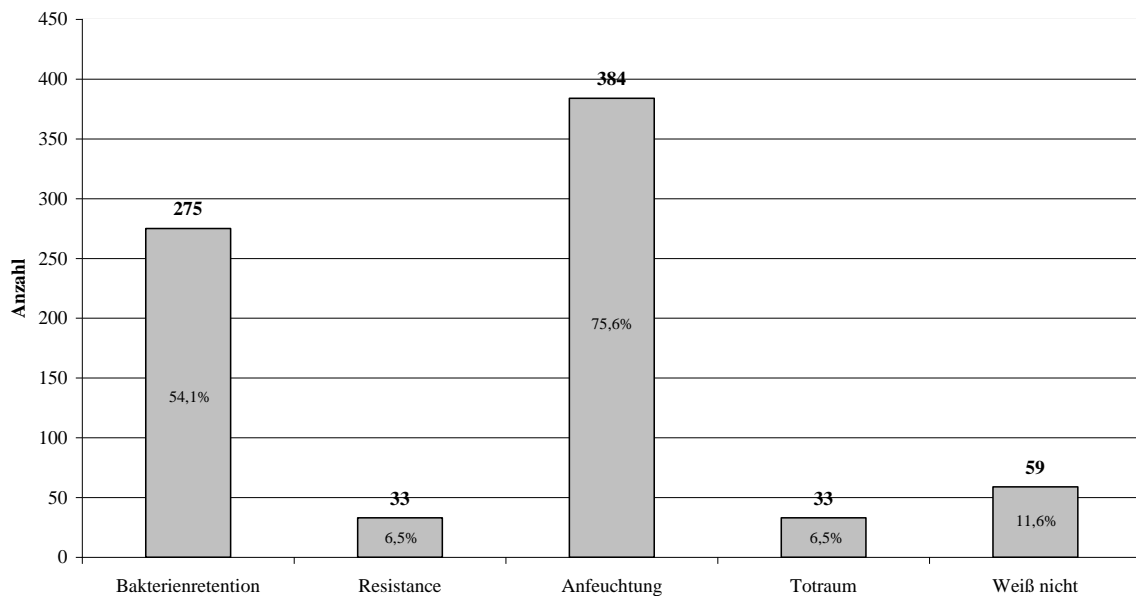


Abb. 4.5 Optimierung der HME. Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil der unterschiedlichen HME-Optimierungen.

In Bezug auf die Handhabung der Atemgasbefeuchtungssysteme zeigen sich größere Unterschiede, ca. zwei Drittel wechselt den HME täglich, ca. 20 % jeden zweiten Tag und ca. 23% nach Bedarf. Dabei wird das Schlauchsystem von der Mehrheit (ca. 73%) einmal pro Woche gewechselt (Tabelle 4.14 und 4.15).

Tab. 4.14 HME-Wechselintervall. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der HME-Wechselintervalle.

	n	%
Täglich	330	65
Jeden zweiten Tag	101	19,9
Bei Bedarf	118	23,2

Tab. 4.15 Schlauchsystem-Wechselintervall bei Verwendung von HME. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der Schlauchsystem-Wechselintervalle bei Verwendung von HME (n=481). Die offenen Antworten werden im Einzelnen nicht genannt (n=46).

	n	%
Täglich	23	4,8
Jeden zweiten Tag	60	12,5
Einmal pro Woche	352	73,2
Offene Antwort möglich	46	9,6

4.3 Gründe für oder gegen den Einsatz von passiven Befeuchtern (HME)

Die meisten der befragten Kliniken setzen sofort nach der Intubation ein passives Klimatisierungssystem ein (ca. 88%). Immerhin ca. 10% der Befragten machen dabei jedoch die Wahl des Systems von der mutmaßlichen Beatmungsdauer abhängig, obwohl eine gleichwertige Klimatisierungsleistung der HME bei Langzeitbeatmung im Vergleich mit den aktiven Systemen nachgewiesen wurde (Abbildung 4.6).

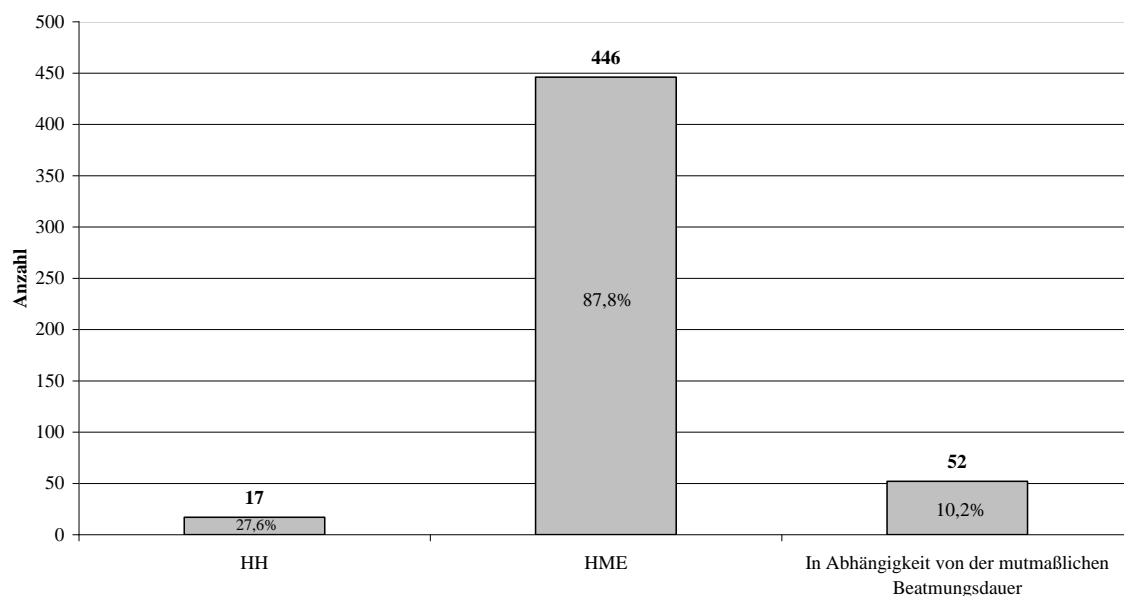


Abb. 4.6 Primär nach Intubation eingesetzte Atemgasbefeuchtungssysteme. Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil der primär nach Intubation eingesetzten Atemgasbefeuchtungssysteme.

Auf die Frage, bei welchen Patienten generell HME eingesetzt werden, stellt sich heraus, dass sogar ein Drittel die Entscheidung in Abhängigkeit von der erwarteten Beatmungsdauer trifft (Abbildung 4.7).

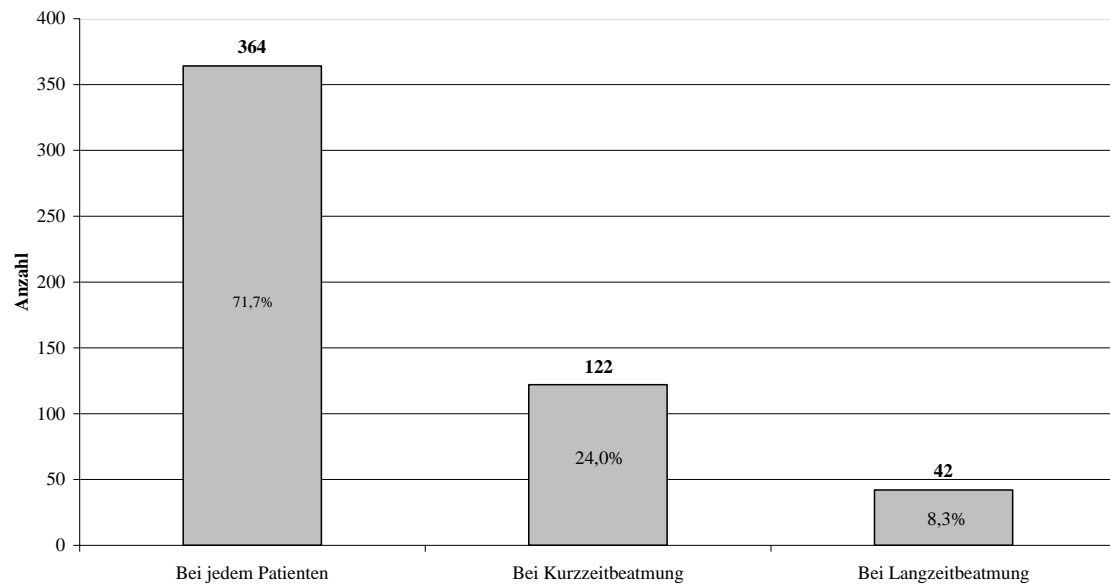


Abb. 4.7 Einsatz von HME auf der ICU. Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil des generellen Einsatzes von HME und in Abhängigkeit von der Beatmungsdauer.

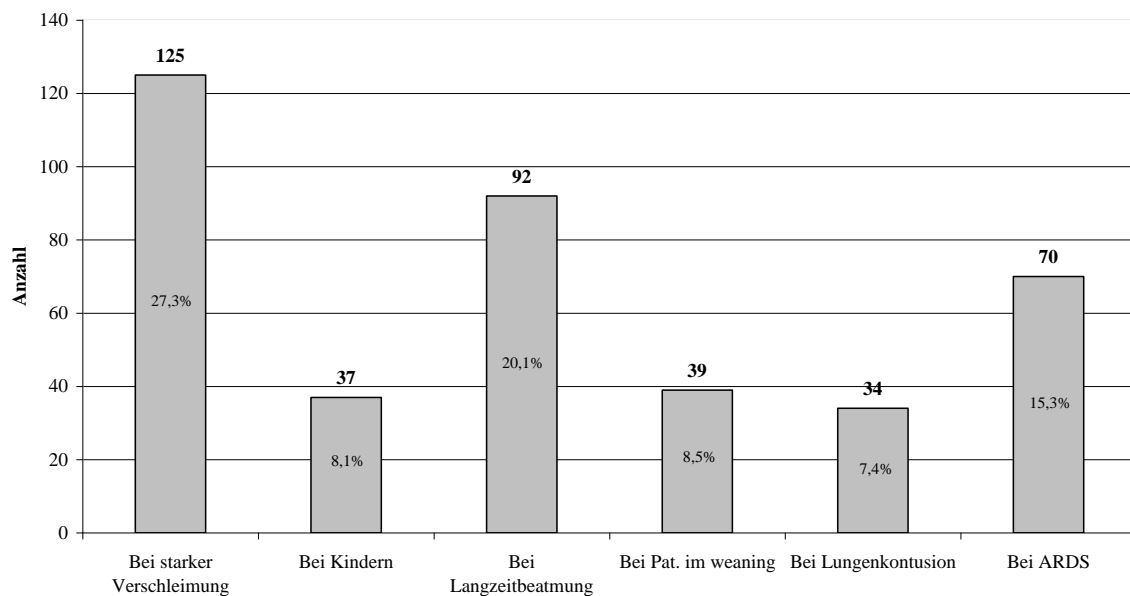


Abb. 4.8 Kontraindikationen für den Einsatz von HME auf der ICU. Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil der genannten Kontraindikationen für den Einsatz von HME (n=457). Die offenen Antworten sind im Einzelnen nicht dargestellt (n=60).

Abbildung 4.8 gibt wieder, bei welchen Patienten generell keine HME eingesetzt werden, hier überwiegen die Patienten mit starker Verschleimung (ca. 27%) neben den langzeitbeatmeten (ca. 20%) und denen mit einem Acute Respiratory Distress Syndrom (ARDS, ca. 15%). Als Hauptgründe gegen den Einsatz von HME nennt die Hälfte der Befragten eine vermutete zu geringe Befeuchtungsleistung und ca. 30% eine zu hohe Resistance (Abbildung 4.9).

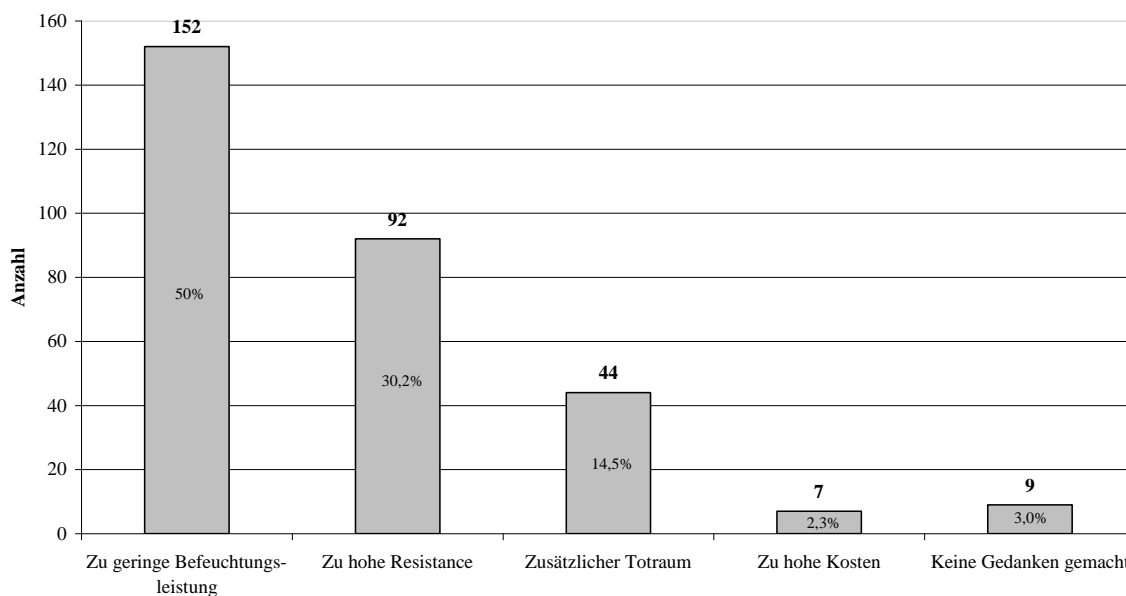


Abb. 4.9 Gründe gegen den Einsatz von HME auf der ICU. Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil der genannten Gründe gegen den Einsatz von HME (n=304).

Auf die Frage, was gegen den Einsatz von HME bei Langzeitbeatmung spricht, wird entsprechend den oben geschilderten Beobachtungen erneut die angenommene zu geringe Befeuchtungsleistung als Hauptgrund genannt (ca. 43%). Als weitere Einwände werden mit ca. 26% eine erhöhte Atemarbeit sowie mit ca. 22% die Gefahr der Tubusokklusion angenommen (Abbildung 4.10).

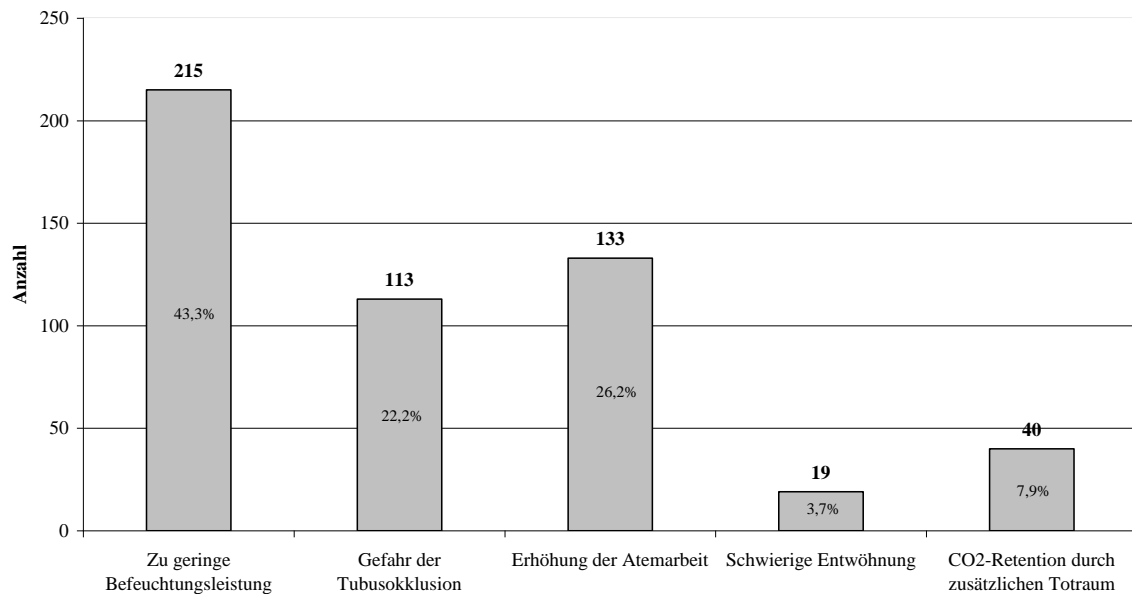


Abb. 4.10 Gründe gegen den Einsatz von HME bei Langzeitbeatmung. Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil der genannten Gründe gegen den Einsatz von HME bei Langzeitbeatmung.

4.4 Atemgasbefeuchtungssysteme bei Tracheostoma und Silberkanülen

Bei spontan atmenden Patienten mit Tracheostoma werden normale HME (ca. 44%) oder spezielle Tracheostoma-HME eingesetzt (ca. 38%). Ca. 12% der Befragten geben an, keine Klimatisierung durchzuführen, weitere 12% setzen bei diesen Patienten aktive Befeuchter ein (Tabelle 4.16). Bei Verwendung von Silberkanülen führen sogar ca. 90% der Kliniken keine Klimatisierung durch, nur ca. 6% setzen eine aktive Atemgasbefeuchtung ein (Tabelle 4.17).

Tab. 4.16 Atemgasbefeuchtungssysteme bei spontanatmenden Patienten mit Tracheostoma. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der verwendeten Atemgasbefeuchtungssysteme bei spontanatmenden Patienten mit Tracheostoma.

	n	%
Aktive Befeuchter	59	11,6
Normale HME	222	43,7
Keine Klimatisierung	59	11,6
Spez. Tracheostoma-HME	194	38,2

Tab. 4.17 Atemgasbefeuchtungssysteme bei spontanatmenden Patienten mit Silberkanüle. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der verwendeten Atemgasbefeuchtungssysteme bei spontanatmenden Patienten mit Silberkanüle (n=280).

	n	%
Keine Klimatisierung	248	88,6
Aktive Befeuchtung	32	11,4

4.5 Praktisches Vorgehen bei Verwendung von passiven Befeuchtern (HME)

Über zwei Drittel der Krankenhäuser verwenden bei langzeitbeatmeten Patienten während der gesamten Beatmungsdauer passive Klimatisierungssysteme. Immerhin 12% wechseln im Verlauf der Beatmung auf ein aktives Befeuchtungssystem (Abbildung 4.11).

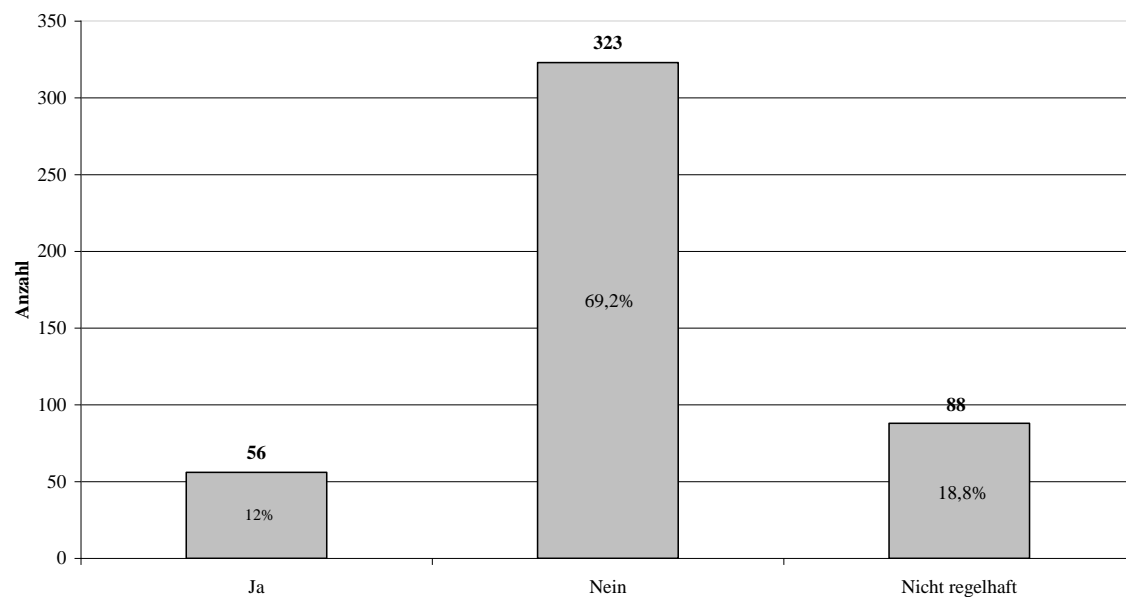


Abb. 4.11 Wechsel des Atemgasbefeuchtungssystems von HME auf HH bei Langzeitbeatmung. Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil der ICUs, die regelhaft einen Wechsel des Atemgasbefeuchtungssystems im Rahmen einer Langzeitbeatmung durchführen (n=467).

Der Zeitpunkt des Wechsels liegt zwischen einem und zehn Tagen (Tabelle 4.18). Die angegebenen Gründe für den Wechsel sind vielfältig. U. a. werden ein erhöhter Atemwiderstand und ein zu hoher Totraum genannt, andere machen diesen vom klinischen Zustand des Patienten, zähen Sekret oder erschwerten Weaning sowie der Umstellung auf eine noninvasive Ventilation (NIV) abhängig, einige der Befragten geben an, je nach Situation von HME auf HH zu wechseln. Für über ein Drittel ist der

Hauptgrund jedoch die vermutete bessere Befeuchtung durch aktive Befeuchtungssysteme (Abbildung 4.12).

Tab. 4.18 Dauer bis zum regelhaften Wechsel von HME auf HH bei Langzeitbeatmung. Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil der Tage, nach denen ein regelhafter Wechsel von HME auf HH durchgeführt wird (n=80). Die offenen Antworten werden im Einzelnen nicht genannt (n=28).

	n	%
Nach 1 Tag	25	37,2
Nach 2 Tagen	13	16,2
Nach 3 Tagen	14	17,5
Offene Antwort möglich	28	35

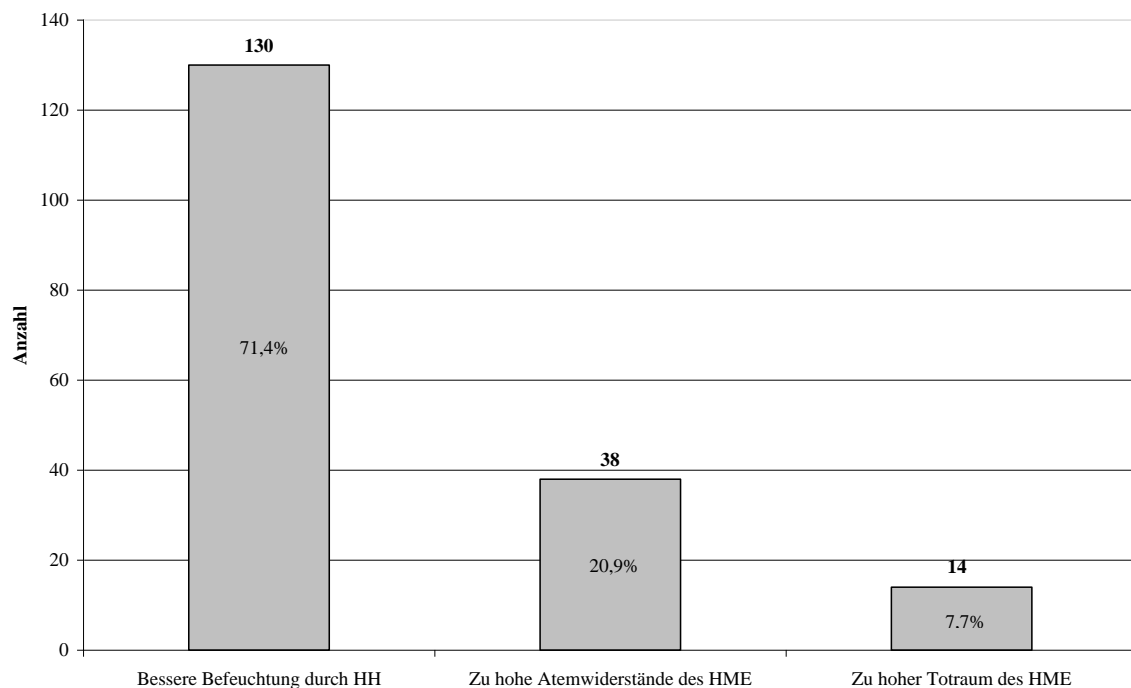


Abb. 4.12 Gründe für einen Wechsel der Atemgasbefeuchtungssysteme bei Langzeitbeatmung. Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil der Gründe für einen Wechsel des Atemgasbefeuchtungssystems im Rahmen einer Langzeitbeatmung (n=182). Es wurden keine offenen Antworten genannt.

4.6 Praktisches Vorgehen bei Verwendung von aktiven Befeuchtern (HH)

Bei Verwendung eines aktiven Klimatisierungssystems liegt in ca. zwei Drittel der Fälle (ca. 61%) die Entscheidung über die Einstellung der Atemgastemperatur im Aufgabenbereich der Pflege, in ca. 39% fällt diese in den ärztlichen Aufgabenbereich (Tabelle 4.19 im Anhang). Bei dieser Verteilung bestehen weder Unterschiede zwischen

den Krankenhausstrukturen noch den unterschiedlichen ICU-Leitungen (Tabelle 4.20-4.27 im Anhang). Die Wassertemperatur des Systems wird von ca. der Hälfte der Befragten initial auf 38°C eingestellt (ca. 52%). Ca. 20% der Kliniken stellen die Temperatur auf 34°C und ca. 25% nach Körpertemperatur ein (siehe Tabelle 4.28 im Anhang). Ca. 39% der Befragten führt eine tägliche Anpassung der Atemgastemperatur durch, ca. 61% tun dieses nicht (siehe Tabelle 4.29 im Anhang). Die Wassertemperatur des Systems wird in den meisten Fällen achtstündlich kontrolliert (ca. 48%) (siehe Tabelle 4.30 im Anhang). Der größte Anteil der Befragten sieht den Sinn einer Atemgastemperaturkompensation in der Reduktion der Kondensation im Schlauchsystem (ca. 60%), ca. 22% glaubt jedoch, dass diese zu einer Erhöhung der Atemgastemperatur führt und ca. 18% kennt deren Funktion nicht (siehe Tabelle 4.31 im Anhang). Wenn eine Atemgastemperaturkompensation vorhanden ist, wird diese am häufigsten auf die Mittelstellung eingestellt (ca. 31%), ca. 17% stellen sie immer auf “maximal“ ein, ca. 32% wissen nicht, wie diese einzustellen ist. In einem Drittel der Fälle stellt die Pflege die Temperaturkompensation selbstständig ein (Abbildung 4.13). In den meisten Fällen wird der Wasserstand achtstündlich kontrolliert (ca. 55%) und das Schlauchsystem einmal wöchentlich gewechselt (ca. 63%) (siehe Tabelle 4.32 und 4.33 im Anhang).

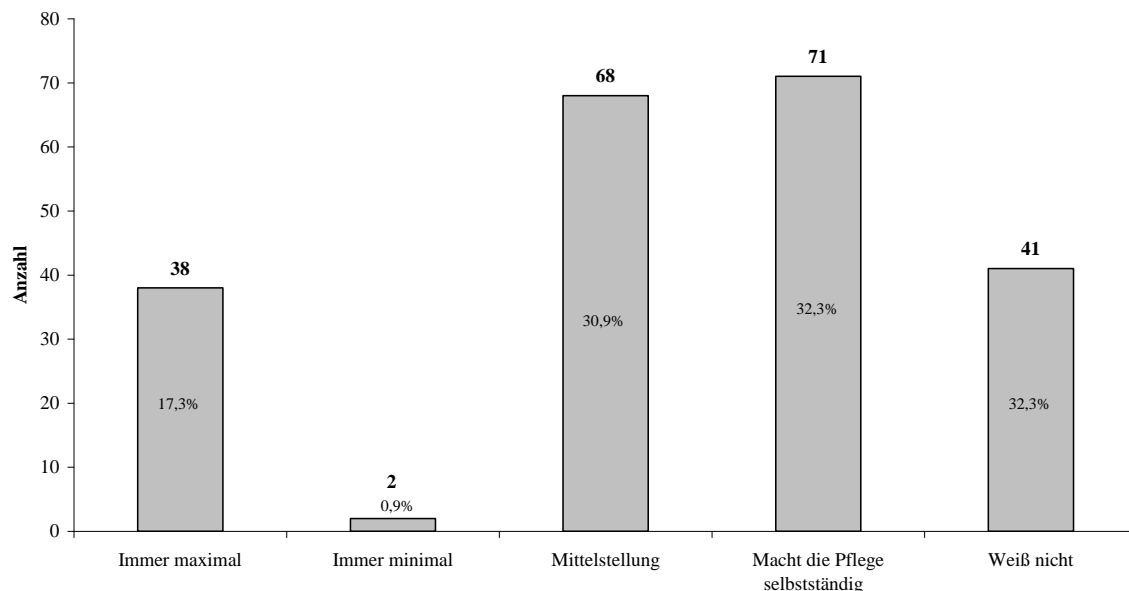


Abb. 4.13 Einstellung der Atemgastemperaturkompensation. Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil der unterschiedlichen Einstellungen der Atemgastemperaturkompensation (n=220).

4.7 Persönliche Einschätzungen zum Thema Atemgasklimatisierung

Obwohl nachgewiesen wurde, dass HME eine sichere und hohe Keimreduktion von Keimen aus dem Trachealsystem in das Schlauchsystem und umgekehrt gewährleistet, sehen ca. ein Drittel der Befragten die Bedeutung der Filterfunktion von HME bei Langzeitbeatmung als gering an, 5% sind sogar der Ansicht, dass diese keine Bedeutung hat (siehe Tabelle 4.34 im Anhang). Ein Viertel der Befragten glaubt, dass die Verwendung von HME einen Einfluss auf die Entstehung von nosokomialen Pneumonien hat. Ca. 40% gibt an, dass die Studienlage zu diesem Thema unsicher ist. Immerhin ca. 21% weiß nicht, ob die Verwendung von HME einen diesbezüglichen Einfluss hat (Abbildung 4.14).

Auf die Frage, ob aus der Sicht der Befragten Tubusokklusionen häufiger bei HME als bei HH vorkommen, antworten über zwei Drittel mit "nein", ca. 23% mit "ja" (siehe Tabelle 4.35 im Anhang). Auf mehr als ein Drittel der ICUs ist es den Angaben zufolge schon zu einer Tubusokklusion gekommen (siehe Tabelle 4.36 im Anhang).

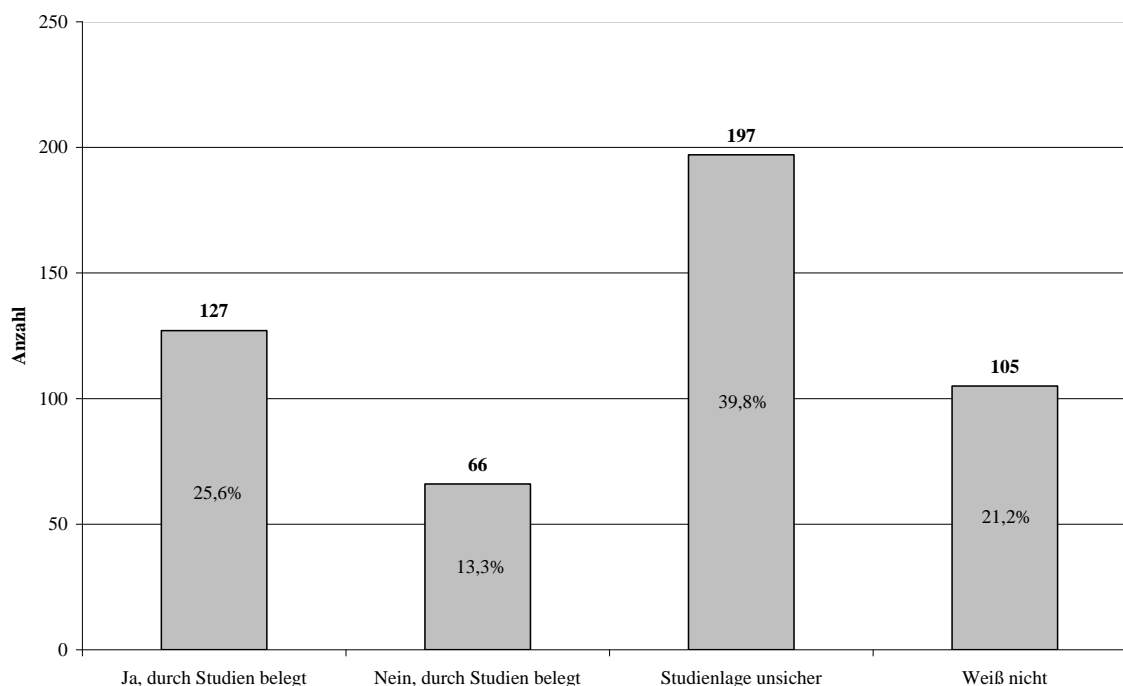


Abb. 4.14 Einschätzungen, ob die Verwendung von HME Einfluss auf die Entstehung nosokomialer Pneumonien hat. Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil der unterschiedlichen Antworten (n=495).

Als die teurere Methode sehen 83% die Beatmung mit HH an, nur 17% schätzten HME als teurer ein (Tabelle 4.37).

Tab. 4.37 Einschätzung, welches der Atemgasbefeuchtungssysteme das teurere ist. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der Einschätzungen, welches Atemgasbefeuchtungssystem teurer ist (n=459).

	n	%
HME	78	17
HH	381	83

Die täglichen Kosten der Beatmung mit HME werden von über einem Drittel (ca. 45%) auf 1-2 Euro geschätzt, ein weiteres Drittel (ca. 32%) schätzt diese auf 2-5 Euro, einige Wenige (ca. 4%) schätzen die Kosten auf über 5 Euro und ca. 20% auf unter 1 Euro (Abbildung 4.15). Die Einschätzung der täglichen Kosten für eine Beatmung mit einem aktiven System inklusive Aufbereitungskosten, ohne Kosten für steriles Wasser, Energie und anteilige Beschaffungs- und Wartungskosten gibt Abbildung 4.16 wieder. Der größte Anteil schätzt diese auf 2-5 bzw. über 5 Euro ein. Nur ca. 40% hält HME im Vergleich zu HH für ökologisch sinnvoller und ein Drittel weiß nicht, welches System diesbezüglich sinnvoller ist (Abbildung 4.17).

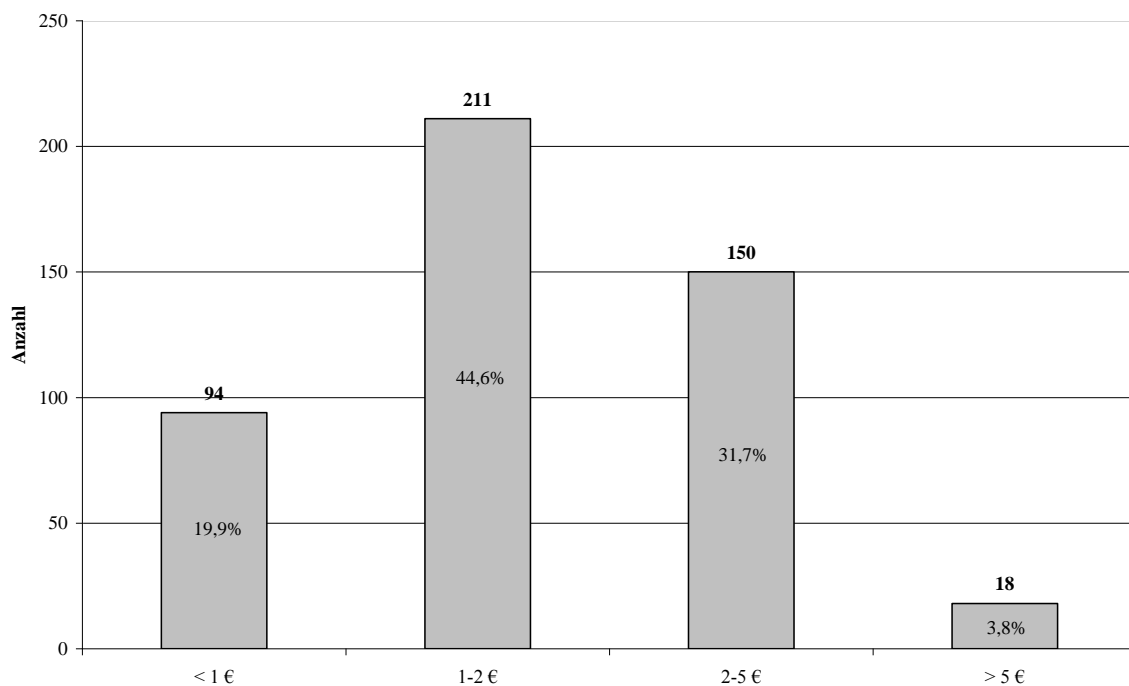


Abb. 4. 15 Einschätzung der täglichen Kosten bei Verwendung von HME. Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil der geschätzten Kosten bei Verwendung von HME (n=473).

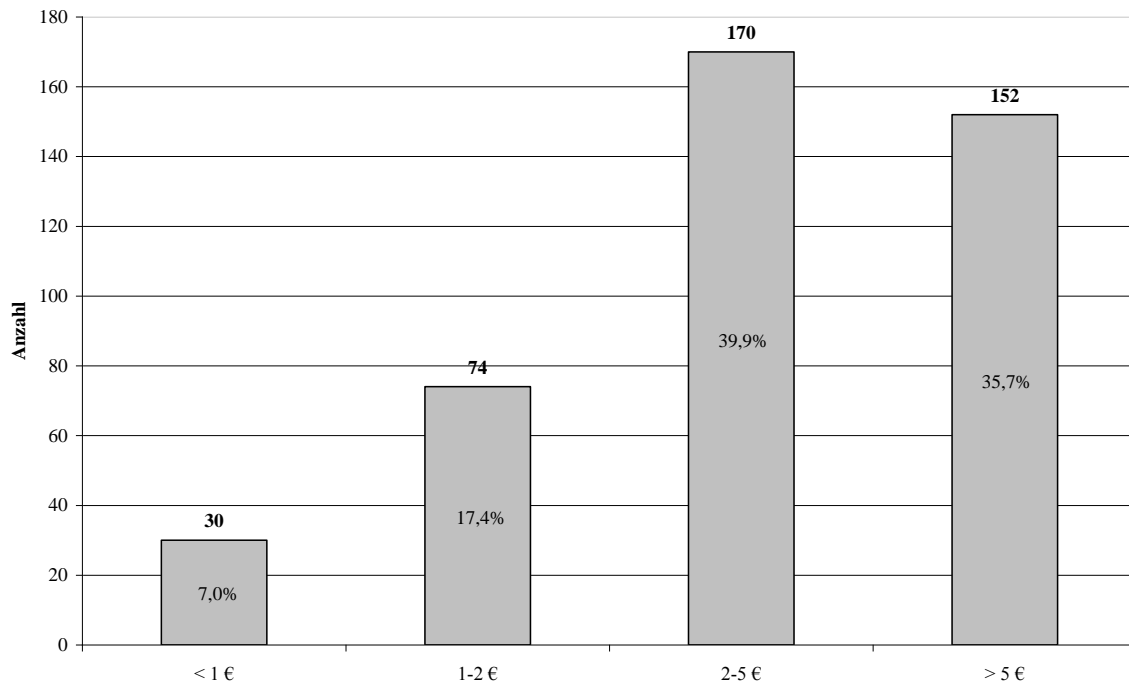


Abb. 4.16 Einschätzung der täglichen Kosten bei Verwendung von HH (Kosten der Aufbereitung ohne Personalkosten, Sterilwasser, Energie, anteilige Beschaffungs- und Wartungskosten). Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil der geschätzten Kosten bei Verwendung von HH (n=426).

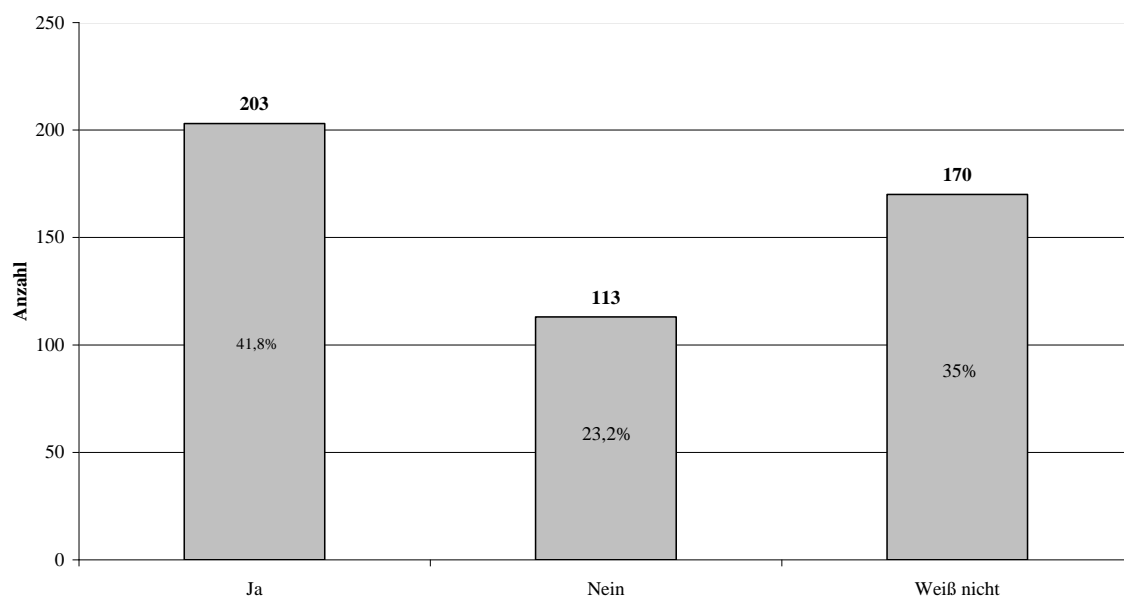


Abb. 4.17 Einschätzung, ob HME ökologisch sinnvoller als HH sind. Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil der Einschätzungen, ob HME ökologisch sinnvoller als aktive Atemgasbefeuchtungssysteme sind (n=486).

Über zwei Drittel der Befragten (ca. 82%) schätzt den Totraum eines HME auf 30-50 ml und die Hälfte der Befragten (ca. 52%) die Resistance auf niedriger als 2 mbar (Tabelle 4.38).

Tab. 4.38 Einschätzung von Totraum und Resistance der eingesetzten HME. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil des geschätzten Totraums und der geschätzten Resistance von HME (Totraum n=466, Resistance n=441).

	n	%
Totraum		
30-50 ml	381	81,7
50-100 ml	82	17,6
> 100 ml	3	0,6
Resistance		
< 2 mbar	243	52,1
2-5 mbar	193	41,4
> 5 mbar	5	1,0

Auf die Frage, ob der Kenntnisstand der Mitarbeiter über die Bedeutung der Atemgasklimatisierung ausreichend ist, antworten nur 52 %, mit "ja", ca. 16 % mit "nein" und ein Drittel (ca. 32%) mit "eher nicht" (Abbildung 4.18).

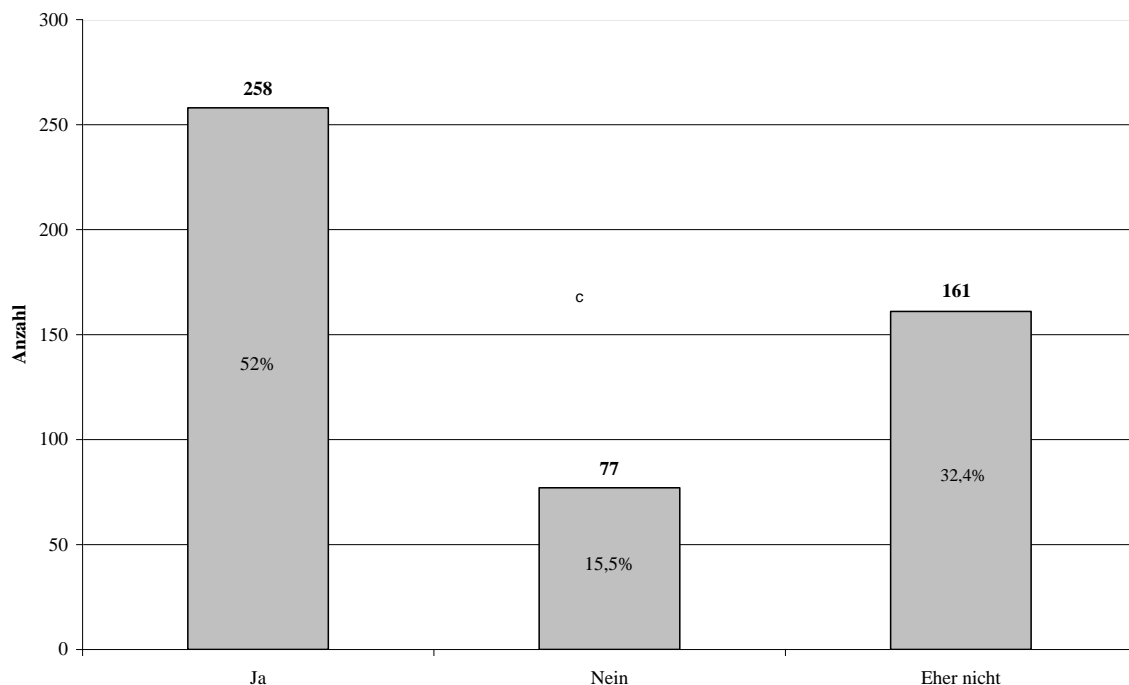


Abb. 4.18 Kenntnisstand der Mitarbeiter über die Bedeutung der Atemgasklimatisierung. Dargestellt sind Anzahl und prozentualer Anteil der Einschätzungen der leitenden Ärzte/innen, ob der Kenntnisstand der Mitarbeiter bezüglich der Bedeutung der Atemgasklimatisierung ausreichend sei (n=496)

5 Diskussion

Die beatmungsassoziierte nosokomiale Pneumonie (VAP) kompliziert bei 20-30% der beatmeten Patienten den Aufenthalt auf der Intensivstation (Chastre und Fagon 2002). Sie tritt nach > 48 Stunden Beatmung auf und ist die zweithäufigste nosokomiale Infektion. In den USA treten ca. 300.000 Fälle jährlich auf, betroffen sind ca. 25% aller Intensivpatienten. Die Mortalität der VAP liegt bei 20-70%, bei 60% der Todesfälle durch nosokomiale Infektionen wurde sie nachgewiesen. Jährlich entstehen dadurch bis zu 20.000 US\$ pro erkranktem Patient an Mehrkosten (Fagon et al. 1993, Rello et al. 2002, Richards et al. 1999, Warren et al. 2003). Die Pneumonie entsteht nach Keiminvasion in den normalerweise sterilen Respirationstrakt. Dabei spielen die Aspiration von Sekret aus dem Mund-Rachen-Raum, eine Kontamination des Beatmungssystems und die hämatogene Aussaat von Erregern aus lungenfernen Infektionsherden eine entscheidende Rolle. Begünstigend wirken vor allem gastraler Reflux, Oberkörperflachlagerung, verminderte Schutzreflexe, Antibiotikatherapie und Maßnahmen zur Stressulkusprophylaxe (Hubmayr et al. 2002). Eine bakterielle Kontamination des Beatmungssystems, welches ein geeignetes Reservoir für Bakterien darstellt, wird seit langem als potentielle Quelle für eine VAP angesehen.

Die Entstehung einer Pneumonie durch kontaminierte Aerosole im Rahmen der Atemtherapie bzw. Beatmung wurde bereits in den 1960er Jahren beschrieben (Reinartz 1965). Für das Ausbrechen von gram-negativen Pneumonien wurden seinerzeit Vernebler verantwortlich gemacht. Dabei ist von entscheidender Bedeutung, dass die von den Verneblern produzierten Aerosole ideale Transportcarrier für Keimmigration in den Respirationstrakt darstellen. So berichteten Mertz et al. 1967 über das Auftreten von fünf fatalen Fällen einer nekrotisierenden Pneumonie durch *Klebsiella pneumoniae* bei Patienten nach einmonatiger mechanischer Beatmung und Luftbefeuchtung mittels Vernebler (Mertz et al. 1967). Zur gleichen Zeit beschrieben Griebel et al. eine Epidemie von *Pseudomonas-aeruginosa*-Pneumonien durch die Kontamination eines nicht beheizten Raumbefeuchters (Griebel et al. 1970). Heutzutage werden daher derartige Vernebler zur Befeuchtung von Atemgasen nicht mehr eingesetzt.

Dementsprechend wird immer wieder diskutiert, ob aktive Klimatisierungssysteme ein erhöhtes Risiko für VAP verursachen. Diese Hypothese leitet sich von dem Nachweis einer sehr schnellen und beträchtlichen bakteriellen Kolonisation des Beatmungssystems ab (Comhaire und Lamy 1981, Craven et al. 1982, Craven et al. 1984). Craven et al. untersuchten die Kolonisation des Beatmungssystems während der ersten 24 Stunden nach

Systemwechsel. Sie fanden eine rapide Kolonisation der Systeme. Bereits nach 2 Stunden waren 33% der Beatmungssysteme kolonisiert, nach 12 Stunden waren es bereits 64%, und nach 24 Stunden waren 80 % der Beatmungssysteme kolonisiert. Die isolierten Bakterien im Kondensat der Beatmungsschläuche korrelierten dabei mit den nachgewiesenen Keimen im Bronchialsekret der Patienten (Comhaire und Lamy 1981, Craven et al. 1984, Ricard et al. 2003). Mehrere Studien konnten dagegen eine Reduktion der Kontamination der Beatmungssysteme zeigen, wenn HME statt HH eingesetzt wurden. Martin et al. fanden, dass 11% der Beatmungssysteme bei Einsatz eines HME kontaminiert waren, dagegen 54% bei Verwendung eines aktiven Befeuchtungssystems (Martin et al. 1990). Wenn Patienten eine Keimbesiedlung des Bronchialsystems aufwiesen, fanden sich bei Verwendung von HME in 10% der Fälle die gleichen Keime am Y-Stück, dagegen zu 65% bei Einsatz von HH. Aufgrund dieser Ergebnisse wurde angenommen, dass HME die Inzidenz von ventilatorassoziierten Pneumonien reduzieren könnte. Wenn auch die zu diesem Thema vorliegenden Studien aufgrund von methodischen Problemen und teilweise kleinen Fallzahlen zunächst keinen eindeutigen Einfluss des Befeuchtungssystems auf die VAP-Rate erbrachten (Boots et al. 1997, Branson et al. 1993, Branson et al. 1996, Dreyfuss et al. 1995, Kirton et al. 1998, Kollef et al. 1998, Memish et al. 2001, Roustan et al. 1992), so konnten schließlich Arbeiten wie die von Kranabetter et al. einen signifikanten Zusammenhang zwischen dem Einsatz eines HME und der Reduktion beatmungsassoziierter Pneumonien nachweisen (Kranabetter et al. 2004). In dieser Arbeit wurde im Rahmen einer offenen nichtrandomisierten Kohortenstudie an überwiegend älteren abdominal- und thoraxchirurgischen Patienten eine Reduktion der Inzidenz beatmungsassoziierter Pneumonien durch den Einsatz von HME im Vergleich zu aktiver Klimatisierung beobachtet. Dabei bestand ein enger Zusammenhang zwischen der Inzidenz der Pneumonie und der Patientenverweildauer auf der Intensivstation sowie der Beatmungsdauer. Patienten, die länger als zwei Tage beatmet wurden, hatten ein besonders hohes Risiko für die Entwicklung einer nosokomialen Pneumonie. Die Inzidenz der VAP stieg mit der Dauer der Beatmung deutlich an, wobei in der Patientengruppe, welche länger als zwei Tage beatmet wurde, der positive Effekt durch Verwendung passiver Befeuchtungssysteme besonders hoch war.

Die Daten aller publizierten randomisierten und kontrollierten Studien wurden 2005 von Kola et al. in einer Metaanalyse bewertet (Kola et al. 2005). Demzufolge besteht ein klarer Vorteil für den Einsatz von HME im Hinblick auf eine Reduktion der VAP. Dieser Vorteil ist umso größer, je länger die Beatmungsdauer ist. Nicht zuletzt aufgrund dieser Datenlage

hat die AARC (American Association for Respiratory Care) in ihren Empfehlungen bereits 2003 die Verwendung von HME grundsätzlich empfohlen. Da hierbei jedoch Einschränkungen aufgrund der Erhöhung von Totraum und Resistance gemacht wurden, blieben nach wie vor Unsicherheiten hinsichtlich einer generellen Empfehlung für den Einsatz von HME bei beatmeten Patienten in der Intensivmedizin.

Entsprechend sind auch die Antworten in der vorliegenden Umfrage zu diesem Thema uneinheitlich. So geben ca. 40% der Befragten an, dass die Studienlage bezüglich nosokomialer Pneumonien unsicher sei, ein Viertel glaubt, dass die Verwendung von HME einen Einfluss auf die Entstehung beatmungsassoziierter Pneumonien habe, ca. 13% glaubt dieses nicht. Immerhin ca. 21% weiß nicht, ob es diesbezüglich einen Einfluss von HME gibt.

Bezüglich einer Kreuzkontamination konnten Untersuchungen für aktive Beatmungssysteme eine Risikoerhöhung durch die massive Kontamination des Kondensats und die häufigen Interventionen am Atemsystem (z.B. Absaugen, Bronchoskopie oder bronchoalveoläre Lavage (BAL)) zeigen (Craven et al. 1984). Eine Analyse der Arbeitsvorgänge am beatmeten Patienten bei Verwendung passiver Befeuchtungssysteme zeigte, dass, bedingt durch die geringere Rate endotrachealer Absaugvorgänge und den Wegfall des Entleerens der Wasserfallen sowie des wöchentlichen Schlauchsystemwechsels, wesentlich weniger am System manipuliert und diskonnektiert wird (Multhaupt und Dierkes 1996). Dieses führte im Zusammenhang mit der deutlich geringeren Keimbesiedlung des Beatmungssystems zur Reduktion von Kreuzkontaminationen, so dass HME auch hierdurch einen Vorteil gegenüber aktiven Klimatisierungssystemen aufweisen.

Auch andere Aspekte der Atemgasklimatisierung bezüglich der Vor- und Nachteile der unterschiedlichen Befeuchtungssysteme werden seit langer Zeit kontrovers diskutiert. Obwohl die passiven Systeme hinsichtlich ihrer Befeuchtungsleistung den aktiven Systemen gleichwertig sind, herrschen teilweise immer noch Vorbehalte gegen den Einsatz von HME. Untersuchungen in anderen Ländern haben gezeigt, dass die Gründe hierfür vielfältig sind. Ricard et al. untersuchte das Management der Atemgasklimatisierung im Vergleich zwischen Kanada und Frankreich (Ricard et al. 2002). In dieser Untersuchung zeigte sich ein signifikanter Unterschied hinsichtlich des Einsatzes von HME und HH. In Frankreich wurden HME auf mehr als zwei Dritteln der ICUs eingesetzt, in Kanada betrug dieser Anteil weniger als ein Viertel. Auch in Bezug auf die Beatmungsdauer ergaben sich große Unterschiede. Während in Frankreich die Mehrheit der Befragten (93%) HME

unabhängig von der Beatmungsdauer verwendete, wurden diese in Kanada vornehmlich bis zu einer Beatmungsdauer von 5 Tagen eingesetzt. Diese Unterschiede fanden sich interessanterweise, obwohl die gleichen Kontraindikationen und Gründe gegen den Einsatz von HME in beiden Ländern angegeben wurden (z.B. COPD, ARDS, Patienten mit Verbrennungen, Hämoptysen und Hypothermie). Zwei wesentliche Gründe scheinen die unterschiedliche Durchführung der Atemgasklimatisierung zu erklären. Erstens waren in Frankreich zu ca. 93% die leitenden Ärzte der ICU für den Einsatz von HME verantwortlich, während diese in Kanada nur zu ca. 72% zuständig waren. Zweitens fiel außerdem in Kanada diese Entscheidung zu 25% in den Aufgabenbereich von sogenannten Atemtherapeuten, deren Berufsgruppe es in Frankreich nicht gibt. Diese Beobachtung spiegelt wider, dass der Einsatz des einen oder des anderen Klimatisierungssystems offenbar stark von der individuellen Ausbildung und klinischen Erfahrung sowie dem Wissensstand über entsprechende Forschungsergebnisse der verantwortlichen Person abhängt. Ebenso spielt jedoch auch das etablierte Verfahren der jeweiligen Klinik eine Rolle. Ein weiterer Grund schien bei oben genannter Studie die unterschiedliche Interpretation von Forschungsergebnissen in den beiden Ländern zu sein.

In der vorliegenden Untersuchung gibt es eine große Übereinstimmung hinsichtlich des generellen Einsatzes von HME, ca. 96% der Befragten verwendet passive Systeme auf der ICU. Auch als primäres Klimatisierungssystem setzen 88% der Kliniken sofort nach Intubation HME ein. Dabei machen 10% der Befragten die Wahl des Systems von der mutmaßlichen Beatmungsdauer abhängig. Auf die Frage, bei welchen Patienten generell HME eingesetzt werden, sind es sogar ein Drittel der Befragten, die ihre Entscheidung von der Beatmungsdauer abhängig machen. 20 % geben sogar an, generell bei Langzeitbeatmung keine HME einzusetzen. Im Verlauf einer Langzeitbeatmung wechseln 12% von einem passiven auf ein aktives Befeuchtungssystem. Nicht regelhaft wechseln sogar ca. 19% das System. Der Zeitpunkt des Wechsels liegt zwischen einem und zehn Tagen. Als Hauptgrund gegen den Einsatz von HME und für einen Wechsel des Systems bei Langzeitbeatmung wird eine zu geringe Befeuchtungsleistung der passiven Systeme genannt (ca. 50% der Befragten), in Bezug auf eine Langzeitbeatmung wird diese mit ca. 43% angegeben. Erstaunlicherweise sind jedoch nur ca. 75% der HME auf Anfeuchtung optimiert.

Auch in der Arbeit von Ricard et al. vertraten die Kanadier diese Auffassung. Die damit einhergehende Befürchtung einer Schädigung des respiratorischen Epithels führte dort nach fünf Tagen Beatmung zu einem routinemäßigen Wechsel des Systems von HME auf

HH (Ricard et al. 2002). Hurni et al. konnten jedoch bereits 1997 zeigen, dass es sowohl bei Einsatz passiver Klimatisierungssysteme als auch bei aktiven Befeuchtern nach fünf Tagen Beatmung zu einer ähnlich ausgeprägten leichten Epithelschädigung kommt (Hurni et al. 1997). Die früher eingehaltenen Zeitbegrenzungen bei Beatmung mit HME resultierten aus Berichten über Tubusokklusionen bei Patienten, welche mit einfachen hydrophoben HME (Kondensbefeuchter) beatmet worden waren (Cohen et al. 1988, Martin et al. 1990, Misset et al. 1991, Roustan et al. 1992, Villafane et al. 1996). So berichteten Martin et al. von einer erhöhten Inzidenz von Tubusokklusionen bei Verwendung solcher HME mit geringem Wasserretentionsverhalten, während bei Verwendung von HH keine Okklusionen beobachtet wurden (Martin et al. 1990). Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch die anderen oben genannten Autoren bei Verwendung gleicher HME, wobei Tubusokklusionen zwar auch durch adäquate Atemgasklimatisierung mit beheizten Befeuchtungssystemen nicht sicher zu verhindern waren, jedoch signifikant seltener auftraten. Wassergehaltsbestimmungen in der Inspirationsluft von Patienten zeigten jedoch, dass HH bei Temperatureinstellungen von ca. 34°C keine höheren inspiratorischen Feuchtwerte aufwiesen als HME mit hoher reversibler Wasserspeicherkapazität. Mit solchen effektiven HME lag der unter klinischen Bedingungen am Respiratorauslass gemessene Wassergehalt der Expirationsluft in Bereichen um 7 mg/l Atemluft und damit in Größenordnungen, die dem physiologischen Wasserverlust aus den unteren Luftwegen entsprechen (Primiano et al. 1984). Auch bei höheren Tidalvolumina wiesen diese HME weder niedrigere Befeuchtungsleistungen als HH auf noch zeigten sie innerhalb von 24 Stunden zeitabhängige Veränderungen der Befeuchtungsleistung. Diese Resultate stützen die Ergebnisse von Conti et al. sowie Tenaillon et al., die bei langzeitbeatmeten Patienten nach Einsatz von HME mit geringem expiratorischen Wasserverlust im Vergleich zu aktiven Befeuchtungssystemen keine Unterschiede in Wassergehalt und Viskosität des Bronchialsekrets fanden (Conti et al. 1992, Tenaillon et al. 1989). Die effektive Klimatisierungsleistung von HME wird durch die Wasserspeicherkapazität des Innenmaterials begrenzt, woraus die Abhängigkeit der Effektivität von Tidalvolumina und Inspirationsflüssen resultiert. Durch Beschichtung des Innenmaterials mit hygroskopischen Substanzen kann die Klimatisierungsleistung entscheidend verbessert werden (Chiaranda et al. 1992, Jackson und Webb 1992, Martin et al. 1995, Mebius 1992, Ogino et al. 1985, Rathgeber et al. 1992, Rathgeber et al. 1995). Zwischen den derzeit verwendeten Salzen Lithium-, Kalzium- und Magnesiumchlorid, welche reversibel Wassermoleküle binden, bestehen hinsichtlich der

Wasserbindungskapazität offenbar keine wesentlichen Unterschiede. Eine Beschichtung mit Lithiumchlorid ist jedoch insofern problematisch, als dass Lithium durch Ausspülung aus dem HME über den Endotrachealbaum in die Lunge gelangen und dort resorbiert werden kann (Rathgeber et al. 1992). Da hinsichtlich der Klimatisierungsleistung erhebliche modellspezifische Unterschiede bestehen, ist zu fordern, dass grundsätzlich nur solche HME eingesetzt werden, deren Befeuchtungsleistung dem ISO-Standard für HH vergleichbar ist (Branson et al. 1992, Branson et al. 1993, Eckerbohm u. Lindholm 1990a, Feihl et al. 1992, MacIntyre et al. 1983, Martin et al. 1990, Martin et al. 1992, Martin et al. 1995, Myer et al. 1988, Oh et al. 1981, Oh et al. 1991, Poulton u. Downs 1981, Rathgeber et al. 1995a, Rathgeber et al. 1996b, Roustan et al. 1992). Bei Verwendung solcher HME wurde in zahlreichen Studien nachgewiesen, dass diese durch eine gleichwertige Klimatisierungsleistung im Vergleich mit den aktiven Systemen auch bei Langzeitbeatmung eingesetzt werden können und es keinen Grund für einen routinemäßigen Wechsel des Systems während der Beatmung gibt (Dreyfuss et al. 1995, Djedäini et al. 1995, Rathgeber et al. 1996a, Ricard et al. 2000).

In unserer Umfrage wird von der Hälfte der Befragten als ein weiterer Hauptgrund gegen den Einsatz von HME eine zu hohe Resistance des Systems angegeben. Dabei muss berücksichtigt werden, dass nicht nur HME, sondern alle Klimatisierungssysteme den in- und expiratorischen Widerstand erhöhen. Bei der Wahl des Systems sollten immer solche mit niedriger Resistance bevorzugt werden, zumal die Bedeutung der additiven Atemwegswiderstände für die Gesamtatmarbeit im Einzelfall nicht abgeschätzt werden kann. Geeignet sind nicht nur aktive Befeuchtungssysteme wie z.B. Dochtverdampfer, sondern auch bestimmte, hinsichtlich ihres Durchflusswiderstands optimierte HME. Ungeeignet erscheinen Kaskadenverdampfer, die – maximal befüllt – erhebliche inspiratorische Widerstandserhöhungen bewirken. Bei HME muss allerdings zusätzlich der expiratorische Widerstand sowie das Widerstandsverhalten im Verlauf des Einsatzes berücksichtigt werden. Der Widerstand eines HME wird durch das Design determiniert und ist vom Gasflow abhängig. In Laboruntersuchungen betrug der inspiratorische und expiratorische Widerstand unterschiedlicher HME zwischen 0,7 hPa/l/s und 2,2 hPa/l/s und 0,6 hPa/l/s und 2,3 hPa/l/s (1 hPa = 0,1kPa). Die verbreitete Annahme, dass alle HME mit zunehmender Einsatzdauer regelhaft zu einer wesentlichen Erhöhung der Atemwiderstände führen, konnte nicht bestätigt werden (Rathgeber 1999, Wilkes 1992). Nach 24 Stunden Einsatz des HME war der Widerstandsanstieg gegenüber dem

Ausgangswert nie größer als 10%. Auf jeden Fall müssen jedoch bei spontanatmenden Patienten mit erhöhter Atemarbeit oder drohender ventilatorischer Dekompensation zusätzliche Atemwegswiderstände verhindert oder zumindest reduziert werden. Zunächst sollte immer die Verwendung eines größeren Endotrachealtubus erwogen werden (Bolder et al. 1986, Guttman et al. 1993a, Sullivan et al. 1976, Wright et al. 1989). Bei Verwendung eines HME bei spontanatmenden Patienten sollte dessen Widerstand 2 hPa/l/s nicht überschreiten. Generell muss bezüglich des Widerstandes beachtet werden, dass es durch partielle oder totale Obstruktion des HME z.B. durch Wasserakkumulation, Sputum, Ödemflüssigkeit, Medikamentenaerosole usw. zu einer unbemerkten Zunahme der in- und expiratorischen Atemwegsresistance kommen kann (Chiaranda et al. 1993, Geyer et al. 1985, Hedley u. Allt-Graham 1992, Janda et al. 1985, Kopmann u. Glaser 1976, McEvan et al. 1993, Prasad u. Chen 1990, Smith et al. 1991). Von einer Kombination von aktiven und passiven Systemen muss abgeraten werden, da sie zur Wasserakkumulation im HME mit unvorhersehbaren Veränderungen der Durchflusswiderstände führen kann.

Ähnlich wie bei der Resistancezunahme wird in der vorliegenden Arbeit als ein weiteres Argument gegen den Einsatz von HME die Zunahme des Totraums bei passiven Befeuchtungssystemen angeführt. In diesem Zusammenhang wird das Weaning bzw. eine schwierige Entwöhnung von der Beatmung durch die Erhöhung der Atemarbeit und CO₂-Retention genannt. Dieses führt zu einer Entscheidung gegen die generelle Verwendung passiver Systeme oder zu einem Wechsel des Systems bei Langzeitbeatmung von HME auf HH. Bezüglich des Totraums verhält es sich ähnlich wie bei der additiven Atemwegsresistance. Alle Klimatisierungssysteme führen zu einer Zunahme des funktionellen Totraums. Dieses ist insbesondere bei spontan atmenden Patienten mit drohender ventilatorischer Dekompensation und CO₂-Akkumulation zu berücksichtigen, weil diese den zusätzlichen Totraum nicht durch erhöhte Ventilation kompensieren können. So spielen der Totraum ebenso wie der Widerstand des Klimatisierungssystems auch eine wichtige Rolle während des Weanings von der Beatmung. Eine Erhöhung des Totraums von 50 – 100 ml kann bei Patienten mit Schwäche der Atemmuskulatur oder schlechter Atemmechanik ein Problem darstellen. Mehrere Studien konnten nachweisen, dass die Erhöhung des Totraums durch HME zu einem erhöhten Bedarf an Beatmungsunterstützung bzw. einer erhöhten Atemarbeit im Vergleich mit HH führt (Girault et al. 2003, Iotti et al. 1997, Le Bourdelles et al. 1996, Natalini et al. 1994, Pelosi et al. 1996). So scheint es in einigen Fällen sinnvoll zu sein, bei Patienten mit akuter

respiratorischer Insuffizienz und einer längeren mechanischen Beatmungszeit (> 7 Tage) im Rahmen des Weanings mit intermittierenden Spontanatmungsphasen ein aktives Klimatisierungssystem einzusetzen. Andererseits bieten hinsichtlich ihres Totraums (und Durchflusswiderstands) optimierte HME eine gute Alternative zu beheizten Dochtverdampfern, zumal ungeklärt ist, wie sich die höhere inspiratorische Compliance aktiver Systeme auf die inspiratorische Atemmechanik auswirkt. Beim Weaning postoperativer Patienten oder nach kurzer Beatmungsdauer bei Patienten mit weitgehend normaler Atemmechanik stellen HME zweifelsohne das System der Wahl da.

Ein Teil der Kliniken wechselt nach unserer Umfrage bei noninvasiver Beatmung (NIV) das Beatmungssystem. Grundsätzlich besteht bei NIV, z. B. im Rahmen einer akuten Ateminsuffizienz bei exazerbierter COPD, das Problem, dass trockene Atemgase in einen Patienten mit intakten oberen Atemwegen gelangen, welche eine effektive Atemgasklimatisierung selbst leisten können. Die Befeuchtung von Atemgasen bei NIV ist bisher nicht gut untersucht. Die Literatur legt nahe, dass eine additive Befeuchtung bei Heimbeatmung bzw. CPAP-Maske die Toleranz und Compliance der Patienten mit Schlafapnoe verbessert. Der erhöhte Flow durch den kontinuierlichen positiven Atemwegsdruck kann zu einer Austrocknung der nasalen und oralen Schleimhaut mit resultierenden Schleimhautrissen, Blutung und Schmerzen führen. Dieses scheint eine Befeuchtung bei NIV zu reduzieren, wobei der Level der erforderlichen Temperatur und Befeuchtung nicht untersucht ist. Da die Befeuchtungsleistung der oberen Atemwege erhalten ist, scheint eine Erwärmung des Gases auf Körpertemperatur nicht erforderlich. Nach Erfahrungsberichten zu urteilen, wird eine Beatmung mit 100%iger relativer Feuchtigkeit bei 28-30°C gut toleriert. Die Temperatur an der Maske kann dann nach Bedarf des Patienten eingestellt werden.

Bei CPAP-Beatmung ist aus zwei Gründen der Einsatz von HME nicht ratsam. Erstens ist dieser durch die Leckagen um die Maske und die Leckagen für die CO₂-Clearance ineffektiver, da der expiratorische Atemgasanteil, der durch den HME geht, vermindert ist. Zweitens reduziert er durch die Erhöhung des Totraums die Effektivität der noninvasiven Beatmung durch Verursachung einer CO₂-Rückatmung. Lellouche et al. fanden, dass der Einsatz von HME bei NIV mit einem Bedarf einer erhöhten Minutenventilation und einer erhöhten Atemarbeit assoziiert ist (Lellouche et al. 2002). Jaber et al. kamen zu ähnlichen Ergebnissen bei Einsatz von HME mit Anstieg der Atemfrequenz, der Minutenventilation und des paCO₂ (Jaber et al. 2002). Daher sollte bei Patienten mit akuter Exazerbation einer

COPD im Rahmen von NIV die Atemgasklimatisierung mit einem aktiven System durchgeführt werden.

Bei über einem Viertel der von uns befragten Kliniken werden generell auch keine HME bei stark verschleimten Patienten eingesetzt. Insbesondere bei zähem Sekret, z.B. infolge der pulmonalen Grunderkrankung, nach Entwässerung oder nach Lungentrauma mit Blutungen in die Atemwege, kann gelegentlich die Verwendung eines aktiven Systems sinnvoll sein. Das Ziel hierbei ist, das Sekret durch kontinuierliche endotracheale Wasserzufuhr via Inspirationsluft zu verflüssigen, damit es leichter abgesaugt werden kann (Prasad und Chen 1990, Roustan et al. 1992). Notwendige Voraussetzung ist allerdings, dass ausreichend hohe Atemgastemperaturen gewählt werden ($>34^{\circ}\text{C}$), um eine positive Flüssigkeitsbilanz in den Atemwegen zu erreichen. Dabei ist jedoch zu beachten, dass eine Beatmung mit übersättigten und/oder überkörperwarmen Atemgasen auch die Clearancefunktion des Flimmerepithels beeinträchtigen kann. Durch Degeneration und Adhäsion der Zilien, frustrane Flimmerbewegung, Veränderungen der Oberfläche der Schleimtröpfchen und erhöhtes Sekretvolumen wird bei verminderter Viskosität das unerwünschte Abschwemmen kontaminierten Sekretes aus dem Trachealbereich in die peripheren Lungenabschnitte erleichtert (Noguchi et al. 1973, Tsuda et al. 1977).

Für 15% der Befragten ist ein Acute Respiratory Distress Syndrom (ARDS) eine weitere Kontraindikation für ein passives Klimatisierungssystem. Bei diesem Krankheitsbild hat sich die mechanische Beatmung von einer Strategie der Normalisierung der Atemgase zu einer Strategie der Lungenprotektion entwickelt, insbesondere durch Verwendung eines niedrigen Tidalvolumens, um den inspiratorischen Plateaudruck unter 30 cm H₂O zu halten. In diesem Zusammenhang muss bei Verwendung von HME der Zusammenhang zwischen dem Totraum des HME und dem Tidalvolumen bedacht werden. Der Totraum der unterschiedlichen HME variiert erheblich (32-99 ml). Campbell verglich bei Spontanatmenden und bei postoperativ gelähmten Patienten ein aktives Befeuchtungssystem mit HME, die einen Totraum von 28 ml hatten, und HME mit einem Totraum von 90 ml. In beiden Gruppen stieg das Totraum/Tidalvolumen-Verhältnis leicht an. Die spontanatmenden Patienten konnten das paCO_2 durch Erhöhung der Atemfrequenz normalisieren, bei den gelähmten Patienten kam es zu einem durchschnittlichem paCO_2 -Anstieg von 5 mmHg (Campbell 1957). Prin et al. fanden einen größeren paCO_2 -Anstieg bei Patienten mit einem ARDS. Bei einem Wechsel des Klimatisierungssystems von einem passiven auf ein aktives System während der Beatmung kam es zu einem mittleren Abfall des paCO_2 von 11 mmHg ohne Veränderung der Beatmungsparameter. Dabei handelte es

sich um einen HME mit einem Totraum von 100 ml (Prin et al. 2002). Prat et al. beobachteten ebenfalls eine signifikante Verbesserung der paCO_2 -Werte durch einen Wechsel von HME auf HH bei Patienten mit ARDS. Bei Verwendung eines HME mit einem Totraum von 120 ml fiel der paCO_2 im Vergleich um 17 mmHg (Prat et al. 2003). Generell kann der additive Totraum von HME leicht durch Erhöhung des Tidalvolumens kompensiert werden. Dieses führt jedoch zu einem Anstieg des mittleren und maximalen Atemdruckes. Zusammenfassend liegt es also nahe, sobald eine Beatmung mit niedrigem Tidalvolumen benötigt wird - insbesondere bei ARDS und Hyperkapnie - auf Totraum und Resistance optimierte HME mit akzeptabler Befeuchtungsleistung einzusetzen. Diese bieten dann eine gute Alternative zu den aktiven Klimatisierungssystemen, da sie das Auftreten der häufig beobachteten ventilator-assoziierten Pneumonie als Superinfektion eines ARDS verzögern können.

Unserer Umfrage nach setzen ca. 8% der Kliniken keine HME bei Kindern ein. Aus zwei Gründen ist die Atemgasklimatisierung bei Neugeborenen und Kleinkindern noch wichtiger als bei Erwachsenen. Erstens sind sie durch das noch nicht ausgereifte Immunsystem noch anfälliger für nosokomiale Pneumonien und andere Infektionen. Zweitens ist ihr Wärme- und Flüssigkeitsverlust aufgrund ihrer relativ großen Körperoberfläche bezogen auf das Körpergewicht und die noch schwach entwickelte Epidermis größer. Dazu kommt bei ihnen der größere Wärme- und Feuchtigkeitsverlust durch Inhalation von trockenen Atemgasen, da die Minutenventilation bezogen auf die Körperoberfläche doppelt so hoch ist wie bei Erwachsenen. Auf der anderen Seite sind auch die durch den Anstieg von Atemwiderstand und Totraum resultierenden Probleme bei Einsatz eines Klimatisierungssystems bei Neugeborenen und kleinen Kindern noch relevanter als bei größeren Kindern und Erwachsenen. Mehrere Studien verglichen den Einsatz von aktiven und passiven Befeuchtungssystemen bei Neugeborenen. Dabei fanden sich keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Klimatisierungsleistungen und Komplikationen (Schiffmann et al. 1997, Wilmshurst et al. 1999). Die zur Verfügung stehenden Filter sind so konstruiert, dass sie nur einen minimalen Widerstand und Totraum haben. Dazu wird für Neugeborene und sehr kleine Kinder der HME zur Minimierung des Totraums in den Tubus integriert. Die Wahl des HME sollte eine altersbezogene Größe haben und die Wasserretentionskapazität berücksichtigen. Zusammenfassend sind HME ab einem Körpergewicht von 2500g geeignet.

Bei spontanatmenden Patienten mit Tracheostoma setzen die meisten der von uns befragten Kliniken entweder normale HME oder spezielle Tracheostoma-HME ein, immerhin ca. 12 % führen jedoch keine Klimatisierung durch. Bei Verwendung von Silberkanülen wird erstaunlicherweise sogar bei ca. 90% der Patienten auf eine Befeuchtung der Atemluft verzichtet. Da auch hierbei die physiologische Klimatisierung weitgehend ausgeschaltet ist, sollte jedoch unbedingt eine Atemgasklimatisierung durchgeführt werden. Da HME nicht auf Silberkanülen aufgesetzt werden können, muss diese mittels aktiver Befeuchtungssysteme durchgeführt werden. Bei tracheotomierten Patienten sollten spezielle Tracheostoma-HME eingesetzt werden.

Bezüglich der praktischen Durchführung der aktiven Atemgasklimatisierung ergeben sich in unserer Befragung zum Teil deutliche Unterschiede, teilweise entspricht diese auch nicht den aktuellen Empfehlungen. So variieren z. B. die Häufigkeit der Wassertemperaturkontrolle und die Einstellungen des Klimatisierungssystems deutlich. Außerdem wird ersichtlich, dass einem Teil der Befragten (ca. 40%) die Funktion und Einstellung der Atemgastemperaturkompensation nicht geläufig ist, zudem nimmt entgegen den Empfehlungen der größte Anteil der Befragten keine tägliche Anpassung der Atemgastemperatur vor. In ca. zwei Drittel der Fälle entscheiden die Pflegekräfte über die Einstellung der Atemgastemperatur. Die Hälfte der Befragten stellt diese initial auf 38°C ein, 20% stellen auf 34°C und ca. 25% nach Körpertemperatur ein. Die optimale Atemgastemperatur wird in der Literatur mit 32°C bis 40°C angegeben, dabei ist eine Über- oder Unterklimatisierung der Atemgase nicht eindeutig definiert. Es konnte gezeigt werden, dass eine Temperatureinstellung von 34°C die durch den ISO-Standard geforderte minimale Atemgasbefeuchtung nicht garantiert und nur durch eine Einstellung auf 37°C eine adäquate Befeuchtung sichergestellt werden kann (Rathgeber et al. 2002). Auf der anderen Seite kann es bei Atemgastemperaturen, die die Körpertemperatur übersteigen, zu Instillation von Wasser in die Lunge oder auch zu thermischen Schädigungen der Atemwege kommen. Da die Körpertemperatur des Patienten die Atemgasklimatisierung im erheblichen Maße mit beeinflusst, ist, um physiologische Bedingungen zu erreichen, anstelle einer fest eingestellten Temperatur eine Anpassung der Atemgastemperatur an die Körpertemperatur zu empfehlen. Da sich beispielsweise bei Patienten mit Fieber oder Unterkühlung unterschiedliche Ausgangsbedingungen für die Klimatisierung ergeben, wird durch die Anpassung den unterschiedlichen Krankheitsbildern Rechnung getragen.

Der Wechsel des Systems, der Beatmungsschläuche oder der HME entspricht in der vorliegenden Arbeit deutlich besser dem aktuellen wissenschaftlichen Kenntnisstand. Über zwei Drittel (ca. 63%) der Kliniken gibt an, das Schlauchsystem bei aktiver Klimatisierung einmal pro Woche zu wechseln. In Bezug auf den HME- und Schlauchwechsel bei Verwendung passiver Klimatisierungssysteme während einer Langzeitbeatmung ergeben sich zwar große Unterschiede, diese gehen aber konform mit den Forschungsergebnissen. Ca. zwei Drittel wechseln den HME täglich, ca. 20 % jeden zweiten Tag und ca. 23% nach Bedarf. Dabei wird in den meisten Fällen (ca. 73%) das Schlauchsystem einmal pro Woche gewechselt.

Craven et al. evaluierten bei über 200 Patienten mit mechanischer Beatmung Risikofaktoren für die Entstehung von VAP. Sie fanden, dass ein 24stündiger Wechsel der Beatmungsschläuche bei aktiver Atemgasklimatisierung eher einen Risikofaktor darstellte als ein Wechsel nach 48 Stunden (Craven et al. 1982). Diese Beobachtung warf die Frage auf, ob der zu der Zeit übliche Schlauchwechsel nach 24 Stunden richtig sei. Lareau et al. waren die ersten, die nachweisen konnten, dass ein von 8 auf 24 Stunden verlängerter Einsatz der Beatmungsschläuche nicht mit einer erhöhten Rate an Pneumonien oder Systemkontaminationen einhergeht (Lareau et al. 1978). Die Beobachtung deckte sich mit denen von Craven (Craven et al. 1982), der eine gleich hohe Kolonisation des Beatmungssystems nachwies, unabhängig davon, ob ein Systemwechsel alle 24 oder 48 Stunden durchgeführt wurde. In späteren Untersuchungen konnte schließlich gezeigt werden, dass während der gesamten Beatmungsdauer generell kein Systemwechsel notwendig ist (Hess D et al. 1995, Kollef et al. 1995, Kotilainen und Keroack 1997, Long et al. 1996). Dieses führte zu einem radikalen Wechsel der entsprechenden Empfehlungen vom bis dahin täglichen Systemwechsel hin zum nicht erforderlichen Routinewechsel, solange das System nicht verschmutzt oder defekt ist (Tablan et al. 2000). Bezüglich passiver Atemgasklimatisierung wurde nachgewiesen, dass HME ohne eine Änderung ihrer Befeuchtungsleistung bis zu einer Woche benutzt werden können (Ricard et al. 2000). Djedaini et al. gingen der Frage nach, ob bei längerem Einsatz der Schutz des Beatmungssystems reduziert ist und das Risiko für eine beatmungsassoziierte Pneumonie zunimmt. Bei einem Vergleich zwischen einem 24stündigen HME-Wechsel und einem 48stündigen fanden sich weder Unterschiede in der Befeuchtungsleistung und der Kolonisation des Beatmungssystems noch in der Inzidenz von VAP (Djedaini et al. 1995). Die Ergebnisse wurden durch mehrere spätere Studien bestätigt (Daumal et al. 1999, Davis et al. 2000, Markowicz et al. 2000, Thomachot et al. 2000, Thomachot et al. 2002). Dabei

wurden die HME nur alle 120 Stunden und in einer Untersuchung sogar nur alle 7 Tage gewechselt, ohne dass sich hinsichtlich obiger Gesichtspunkte ein Unterschied ergab.

Da derzeit noch keine offiziellen einheitlichen Richtlinien bezüglich der Atemgasklimatisierung vorliegen, sollte bei Verwendung eines aktiven Befeuchtungssystems dieses nach jedem Patient gewechselt werden und ein Schlauchwechsel nach einer Woche oder bei Verschmutzung des Systems erfolgen. Bei passiver Klimatisierung sollte der HME nach maximal 3-4 Tagen oder bei Fehlfunktion und Verschmutzung gewechselt werden. Dabei ist ein routinemäßiger Schlauchwechsel nicht erforderlich, bei sichtbarer Verschmutzung ist dieser jedoch durchzuführen. Generell scheinen zusätzliche Filtermedien im HME keinen klinischen Vorteil zu bringen (Branson et al. 1993), so dass diese zumindest bei langzeitbeatmeten Patienten entbehrlich erscheinen, zumal sie zu einer zusätzlichen Widerstandserhöhung führen. Unserer Umfrage nach ist ca. die Hälfte der verwendeten HME auf Bakterienretention optimiert.

Wenn auch nahezu 80% der Befragten die Atemgasklimatisierung für ein relevantes Thema halten, so bestehen nach wie vor offenbar Vorurteile gegenüber HME, insbesondere hinsichtlich der Befeuchtungsleistung. Die Erkenntnisse unserer Umfrage spiegeln ein zu Grunde liegendes Informationsdefizit bezüglich der Bedeutung der Atemgasklimatisierung und teilweise auch der physiologischen Grundlagen der Beatmung und Atemgasbefeuchtung wieder. Haben zwar die teilnehmenden Ärzte zu den meisten Fragen Vorstellungen, so entsprechen diese jedoch einerseits häufig nicht den Erkenntnissen vorliegender Forschungsergebnisse und lassen andererseits teilweise fehlende Kenntnisse physiologischer Zusammenhänge vermuten. Das Informationsdefizit wird auch durch die Einschätzungen zu verschiedenen Detailfragen veranschaulicht. So geht immerhin ein Drittel der Befragten davon aus, dass die Filterfunktion eines HME bei Langzeitbeatmung nur eine geringe Bedeutung hat und nur ein Viertel nimmt an, dass HME einen Einfluss auf die Entstehung nosokomialer Pneumonien hat. Für einen mangelnden Kenntnisstand der wissenschaftlichen Ergebnisse spricht auch, dass ca. 17% der Befragten die passive Atemgasklimatisierung für die teurere Methode hält und Schätzungen zu den täglichen Kosten der unterschiedlichen Systeme ebenso wie die Antworten auf die Frage, welches System ökologisch sinnvoller sei, vielfältig ausfallen. Durch Unkenntnis kommt es daher teilweise zu Fehleinschätzungen und nicht adäquatem oder korrekt durchgeführten Einsatz der Befeuchtungssysteme.

6 Zusammenfassung

Vergleicht man die beiden zur Verfügung stehenden Methoden der artifiziellen Atemgasklimatisierung, so sind folgende Aspekte von Bedeutung: Die Anfeuchtungsleistung, der Einfluss auf die Beatmungsparameter und auf die Atemarbeit des Patienten bei supportiver Ventilation, hygienische und ökologische Aspekte sowie Handhabung, Geräte- und Patientensicherheit und nicht zuletzt auch die entstehenden Kosten.

In der vorliegenden Arbeit wurde im Rahmen einer nationalen Befragung der aktuelle Stand der Atemgasklimatisierung auf deutschen Intensivstationen erhoben. Der Umfrage nach halten in Deutschland die meisten der betreffenden Ärzte die Atemgasklimatisierung für ein relevantes Thema. Wenn auch nahezu alle Kliniken mittlerweile passive Befeuchtungssysteme einsetzen, so bestehen doch weiterhin zahlreiche Vorbehalte gegenüber der Leistungsfähigkeit von HME. Neben der Furcht vor einem Anstieg der Resistance und des Totraums steht dabei die Sorge um eine unzureichende Befeuchtungsleistung im Vordergrund. Ein großer Anteil der Befragten geht entgegen den Erkenntnissen zahlreicher Studien der letzten Jahre noch immer von zu geringer Befeuchtungsleistung von HME aus. Dieses beeinflusst die Art der Atemgasklimatisierung insbesondere bei Langzeitbeatmung im erheblichen Maße. So führt diese Einschätzung beispielsweise zu einem verminderten Einsatz von HME bei Langzeitbeatmung oder zu einem Systemwechsel im Verlauf der Beatmung. Da dieser Vorbehalt nicht von der Klinik- und ICU-Struktur abhängig ist, scheint dieser Tatsache ein edukatives Problem zugrunde zu liegen. Im Wesentlichen ist von einer unzureichenden Kenntnis der umfangreich vorliegenden Forschungsergebnisse und der Funktionsweise der verwendeten Systeme auszugehen. Entsprechend geht auch nur die Hälfte der leitenden Ärzte von einem ausreichenden Kenntnisstand ihrer Mitarbeiter bezüglich des Themas aus. Sicherlich trägt auch nicht unerheblich das Fehlen von Richtlinien zur Atemgasklimatisierung zu dieser Diskrepanz zwischen wissenschaftlicher Erkenntnis und deren Umsetzung in den klinischen Alltag bei. Es sind daher in Zukunft unbedingt klare Richtlinien zu fordern, die den generellen Einsatz von HME zur Atemgasklimatisierung empfehlen, insbesondere auch bei Langzeitbeatmung. Für die Verwendung von HH sollten einzelne Indikationen herausgestellt werden. Eindeutig muss auch die praktische Durchführung der Atemgasklimatisierung, wie der Wechsel, die Kontrollen und die Einstellungen der Systeme, festgelegt werden. Da viele auf dem Markt verfügbaren HME lediglich zur Atemgasklimatisierung während der Anästhesie oder im Rahmen postoperativer Kurzzeitbeatmung geeignet sind, ist klarzustellen, dass bei Langzeitbeatmung nur solche

HME verwendet werden sollten, deren Befeuchtungsleistung der von modernen HH vergleichbar ist.

7 Anhang

7.1 Anschreiben mit Fragebogen

Albertinen-Krankenhaus Hamburg

Akademisches Lehrkrankenhaus der Universität Hamburg

Abteilung Anästhesiologie und Operative Intensivmedizin

Chefarzt: Prof. Dr. med. Jörg Rathgeber



Süntelstr. 11a 22457 Hamburg
Postfach 610 340 22423 Hamburg
Tel. Zentrale: 040 / 5588-1
Op. Intensivstation: 040 / 5588-2670
Sekret.: 040 / 5588-2696, Fax: -2880

Prof. Dr. med. J. Rathgeber, Abt. Anästhesiologie und operative Intensivmedizin
Albertinen-Krankenhaus, Süntelstr. 11a, 22457 Hamburg

Atemgasklimatisierung bei intubierten Patienten

Hamburg, den 11.02.2008

Sehr geehrte Damen und Herren,

seit Jahren besteht Einigkeit über die Notwendigkeit zur Klimatisierung der Atemgase bei intubierten Patienten. Galt früher die aktive Befeuchtung der Atemgase mit Sprudlern, Verdampfern o. dgl. als state of the art, werden stattdessen in den letzten Jahren zunehmend Wärme- und Feuchtigkeitsaustauscher (Heat and Moisture Exchanger, HME) eingesetzt, deren Befeuchtungsleistung zahlreichen Untersuchungen zufolge gleichwertig sein soll. Hinsichtlich der Inzidenz nosokomialer Pneumonien bei langzeitbeatmeten Patienten sollen sie sogar Vorteile bieten.

Trotz mancher - auch ökonomischer - Vorteile hat HME keinen breitflächigen Einsatz im Bereich der Intensivmedizin gefunden. Untersuchungen in anderen Ländern haben gezeigt, daß die Gründe hierfür vielfältig sind.

Im Rahmen einer nationalen Befragung möchten wir Kenntnisse über den aktuellen Stand der Atemgasklimatisierung auf Intensivstationen und im OP gewinnen. Wir bitten Sie oder einer Ihrer Mitarbeiter aus dem ärztlichen oder pflegerischen Bereich, uns dabei zu unterstützen und den ausgefüllten Fragebogen an uns zurück zu senden.

Selbstverständlich werden Ihre Daten anonymisiert bearbeitet und nicht an Dritte weitergegeben. In diesem Zusammenhang möchten wir darauf hinweisen, dass die Untersuchung weder industriegesponsort ist, noch dient sie kommerziellen Zwecken.

Wir würden uns freuen, wenn Sie den Fragebogen, im Zweifelsfall auch unvollständig, innerhalb der nächsten 4 Wochen an uns zurücksenden.

Wir verbleiben mit freundlichen Grüßen und danken Ihnen im Voraus für Ihre Bemühungen.

Prof. Dr. med. J. Rathgeber
Chefarzt Anästhesiologie und
Operative Intensivmedizin

T. Glismann
Assistenzarzt Intensivzentrum

1. Krankenhausstruktur

a) Arbeiten Sie in einem Krankenhaus der

- Grundversorgung
- Regelversorgung
- Maximalversorgung
- Universitätsklinik

d) Bettenzahl der ICU

- < 8 Betten
- 8-16 Betten
- > 16 Betten

b) Bettenzahl des Krankenhauses

- 100-200 Betten
- 200-400 Betten
- 400-600 Betten
- > 600 Betten

e) ICU-Leitung

- anästhesiologisch
- chirurgisch
- internistisch
- andere:

c) ICU-Struktur

- internistisch
- chirurgisch
- anästhesiologisch
- interdisziplinär

f) Ärztliche Präsenz

- 8 Stunden
- 16 Stunden
- 24 Stunden

2. Atemgasbefeuchtung in Ihrem Krankenhaus

a) Welches Atemgasbefeuchtungssystem setzen Sie auf der ICU ein

- Aktive Befeuchter (Heated Humidifier, HH)**
- Passive Befeuchter (Heat and Moisture Exchanger, HME)**
 - Reine HME (ohne Filter)
 - HME mit Elektretfilter
 - HME mit mech. Filter (sog. hydrophobe Filter, z.B. Pall)
 - weiß nicht
 - bitte benennen Sie - falls bekannt - den von Ihnen benutzten HME mit Handelsfilter
- beide**

b) Wenn Sie HME einsetzen: Wie lange werden diese schon auf Ihrer ICU eingesetzt

___ Jahre

c) Wenn Sie HME einsetzen: Bei welchen Patienten werden Sie eingesetzt

- bei jedem Patienten
- bei kurzzeitig beatmeten Patienten, z.B. postop.
- bei langzeitbeatmeten Patienten

d) Bei welchen Patienten werden bei Ihnen keine HME eingesetzt (mehrere Antworten sind möglich)

- bei stark verschleimten Patienten
- bei Kindern
- bei langzeitbeatmeten Patienten
- bei Patienten im weaning
- bei Patienten mit Lungenkontusionen
- bei Patienten mit ARDS
- andere:

e) Wenn bei diesen Patienten keine HME eingesetzt werden, was sind die Gründe

- zu geringe Befeuchtungsleistung
- zu hohe Resistance (Erhöhung der Atemarbeit)
- zusätzlicher Totraum
- zu hohe Kosten
- habe mir darüber noch keine Gedanken gemacht

f) Welches System wird bei Ihnen primär nach der Intubation eingesetzt

- aktive Befeuchter (HH)
- HME
- hängt von der mutmaßlichen Beatmungsdauer ab

g) Worauf sind die bei Ihnen eingesetzten HME optimiert

- Bakterienretension
- Resistance
- Anfeuchtung
- Totraum
- weiß nicht

h) Welche Bedeutung hat Ihrer Meinung nach die Filterfunktion eines HME bei langzeitbeatmeten Patienten

- hohe Bedeutung
- geringe Bedeutung
- keine Bedeutung

3. Atemgasbefeuchtungssysteme bei Patienten mit Tracheostoma**a) Welches Klimatisierungssystem wird bei Ihnen bei spontanatmenden Patienten mit Tracheostoma bevorzugt eingesetzt**

- aktive Befeuchter
- normale HME
- keine Klimatisierung
- spez. Tracheostoma-HME

b) Bei Verwendung von Silberkanülen

- keine Klimatisierung
- aktive Befeuchtung

4. Vergleich HME/HH**a) Wie hoch schätzen Sie den proz. Anteil der Patienten, die auf Ihrer ICU mit HME beatmet werden**

- 0-25%
- 25% - 50%
- >50%

b) Wird auf Ihrer ICU bei langzeitbeatmeten Patienten regelmäßig von passiver auf aktive Klimatisierung gewechselt

- ja
- nein
- nicht regelmäßig

c) Wenn ja, nach wie vielen Tagen

- nach 1 Tag
- nach 2 Tagen
- nach 3 Tagen
- _____

d) Warum wird das System gewechselt

- bessere Befeuchtung durch HH
- zu hohe Atemwegswiderstände des HME
- zu hoher Totraum des HME
- _____

e) Ist es auf Ihrer ICU schon einmal zu einer Tubusokklusion beim Einsatz von HME gekommen

- ja
- nein

5. Praktisches Vorgehen bei aktiven Befeuchtern

- a) Wenn die Atemgastemp. am Befeuchter einstellbar ist, wer entscheidet über die Einstellung
- Arzt
 - Pflege
- b) Auf welche Wassertemperatur wird das System initial eingestellt
- 32°C
 - 34°C
 - 38°C
 - nach Körpertemperatur
- c) Wird eine tägliche Anpassung der Atemgastemp. vorgenommen
- ja
 - nein
- d) Wie häufig wird die Temperatur kontrolliert
- 8stdl.
 - 24stdl.
 - häufiger
 - weiß nicht
- e) Welchen Sinn hat Ihrer Meinung nach die Atemgastemperaturkompensation
- sie reduziert die Kondensation im Schlauchsystem
 - sie erhöht die Atemgastemperatur
 - weiß nicht
- f) Wie würden Sie, wenn vorhanden, die Temperaturkompensation einstellen
- immer maximal
 - immer minimal
 - Mittelstellung
 - macht die Pflege selbstständig
 - weiß nicht
- g) Wie häufig wird der Wasserstand kontrolliert
- 8stdl.
 - 24stdl.
 - häufiger
 - weiß nicht
- h) Wie häufig wird das System gewechselt
- täglich
 - alle 48 Stunden
 - einmal pro Woche
 - _____

6. Praktisches Vorgehen bei Verwendung von HME

- a) Wie häufig wird der HME gewechselt
- täglich
 - jeden zweiten Tag
 - bei Bedarf
- b) Wie häufig wird das Schlauchsystem bei Verwendung von HME gewechselt
- täglich
 - alle 48 Stunden
 - einmal pro Woche
 - _____

7. Ihre Einschätzung

- a) Ist Atemgasklimatisierung für Sie ein relevantes Thema
- ja
 - eher nicht
 - habe mich mit dem Thema noch nicht beschäftigt
- b) Was spricht aus Ihrer Sicht am ehesten gegen den Einsatz von HME bei langzeitbeatmeten Patienten
- zu geringe Befeuchtungsleistung
 - Gefahr der Tubusokklusion
 - Erhöhung der Atemarbeit
 - schwierige Entwöhnung
 - CO₂-Retention durch zusätzlichen Totraum
- c) Kommen aus Ihrer Sicht Tubusokklusionen bei HME häufiger als bei HH vor
- ja
 - nein

d) Welche Methode ist Ihrer Meinung nach teurer

- HME
- HH

e) Glauben Sie, dass HME ökologisch sinnvoller sind als HH

- ja
- nein
- weiß nicht

f) Wie hoch schätzen Sie die täglichen Kosten für HME

- < 1 €
- 1-2 €
- 2-5 €
- >5 €

g) Wie hoch schätzen Sie die täglichen Kosten für HH (Kosten der Aufbereitung ohne Personalkosten, Sterilwasser, Energie, anteilige Beschaffungs- und Wartungskosten)

- < 1 €
- 1-2 €
- 2-5 €
- >5 €

h) Wie hoch schätzen Sie den Totraum und die Resistance des bei Ihnen eingesetzten HME ein

- | | |
|---|--|
| Totraum: <input type="radio"/> 30-50 ml | Resistance: <input type="radio"/> < 2 mbar |
| <input type="radio"/> 50-100 ml | <input type="radio"/> 2-5 mbar |
| <input type="radio"/> > 100 ml | <input type="radio"/> > 5 mbar |

i) Glauben Sie, dass die Verwendung von HME einen Einfluss auf die Entstehung nosokomialer Pneumonien hat

- ja, durch Studien belegt
- nein, durch Studien belegt
- Studienlage unsicher
- weiß nicht

j) Meinen Sie, dass die Kenntnisse Ihrer Mitarbeiter über die Bedeutung der Atemgasklimatisierung ausreichend sind

- ja
- nein
- eher nicht

7.2 Tabellen

Tab. 4.1 Ist Atemgasklimatisierung ein relevantes Thema. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der Einschätzungen, ob Atemgasklimatisierung ein rel. Thema ist (n=495).

	n	%
Ja	398	80,4
Eher nicht	84	17
Mit dem Thema noch nicht beschäftigt	13	2,6

Tab. 4.2 Wahl des Atemgasbefeuchtungssystems auf der ICU in Abhängigkeit von der Krankenhausstruktur. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der auf der ICU eingesetzten Atemgasbefeuchtungssysteme in Krankenhäusern der Grundversorgung (n=140).

	n	%
HH	40	28,6
HME	132	94,3
Beide	26	18,6

Tab. 4.3 Wahl des Atemgasbefeuchtungssystems auf der ICU in Abhängigkeit von der Krankenhausstruktur. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der auf der ICU eingesetzten Atemgasbefeuchtungssysteme in Krankenhäusern der Regelversorgung (n=265).

	n	%
HH	88	33,2
HME	248	93,6
beide	68	25,7

Tab. 4.4 Wahl des Atemgasbefeuchtungssystems auf der ICU in Abhängigkeit von der Krankenhausstruktur. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der auf der ICU eingesetzten Atemgasbefeuchtungssysteme in Krankenhäusern der Maximalversorgung (n=101).

	n	%
HH	42	41,6
HME	94	93,1
beide	28	27,7

Tab. 4.5 Wahl des Atemgasbefeuchtungssystems auf der ICU in Abhängigkeit von der Krankenhausstruktur. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der auf der ICU eingesetzten Atemgasbefeuchtungssysteme in Universitätskliniken (n=22).

	n	%
HH	11	50
HME	20	91
beide	10	50

Tab. 4.6 Wahl des Atemgasbefeuchtungssystems auf der ICU in Abhängigkeit von der ICU-Struktur. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der auf internistischen ICUs eingesetzten Atemgasbefeuchtungssysteme (n=90).

	n	%
HH	31	34,4
HME	87	96,7
Beide	22	24,4

Tab. 4.7 Wahl des Atemgasbefeuchtungssystems auf der ICU in Abhängigkeit von der ICU-Struktur. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der auf chirurgischen ICUs eingesetzten Atemgasbefeuchtungssysteme (n=51).

	n	%
HH	18	35,3
HME	48	94,1
Beide	15	29,4

Tab. 4.8 Wahl des Atemgasbefeuchtungssystems auf der ICU in Abhängigkeit von der ICU-Struktur. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der auf anästhesiologischen ICUs eingesetzten Atemgasbefeuchtungssysteme (n=108).

	n	%
HH	41	38
HME	94	87
Beide	27	25

Tab. 4.9 Wahl des Atemgasbefeuchtungssystems auf der ICU in Abhängigkeit von der ICU-Struktur. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der auf interdisziplinären ICUs eingesetzten Atemgasbefeuchtungssysteme (n=332).

	n	%
HH	103	31
HME	313	94,3
Beide	76	23

Tab. 4.10 Wahl des Atemgasbefeuchtungssystems auf der ICU in Abhängigkeit von der ICU-Leitung. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der auf ICUs unter anästhesiologischer Leitung eingesetzten Atemgasbefeuchtungssysteme (n=405).

	n	%
HH	132	32,6
HME	375	92,6
Beide	93	23

Tab. 4.11 Wahl des Atemgasbefeuchtungssystems auf der ICU in Abhängigkeit von der ICU-Leitung. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der auf ICUs unter chirurgischer Leitung eingesetzten Atemgasbefeuchtungssysteme (n=12).

	n	%
HH	4	33,3
HME	12	100
Beide	3	25

Tab. 4.12 Wahl des Atemgasbefeuchtungssystems auf der ICU in Abhängigkeit von der ICU-Leitung. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der auf ICUs unter internistischer Leitung eingesetzten Atemgasbefeuchtungssysteme (n=123).

	n	%
HH	43	35
HME	121	98,4
Beide	32	26

Tab. 4.13 Wahl des Atemgasbefeuchtungssystems auf der ICU in Abhängigkeit von der ICU-Leitung. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der auf ICUs unter einer anderen Leitung eingesetzten Atemgasbefeuchtungssysteme (n=4).

	n	%
HH	1	50
HME	2	100
Beide	2	100

Tab. 4.19 Zuständigkeit für die Einstellung der Atemgastemperatur am Befeuchter. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der hierfür zuständigen Berufsgruppe (n=257).

	n	%
Arzt	100	38,9
Pflege	157	61,1

Tab. 4.20 Zuständigkeit für die Einstellung der Atemgastemperatur am Befeuchter in Abhängigkeit von der Krankenhausstruktur. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der hierfür zuständigen Berufsgruppe in Krankenhäusern der Grundversorgung (n=140, 84 weitere machten keine Angaben).

	n	%
Arzt	25	44,6
Pflege	31	55,4

Tab. 4.21 Zuständigkeit für die Einstellung der Atemgastemperatur am Befeuchter in Abhängigkeit von der Krankenhausstruktur. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der hierfür zuständigen Berufsgruppe in Krankenhäusern der Regelversorgung (n=265, 132 weitere machten keine Angaben).

	n	%
Arzt	51	38,3
Pflege	82	61,7

Tab. 4.22 Zuständigkeit für die Einstellung der Atemgastemperatur am Befeuchter in Abhängigkeit von der Krankenhausstruktur. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der hierfür zuständigen Berufsgruppe in Krankenhäusern der Maximalversorgung (n=101, 42 weitere machten keine Angaben).

	n	%
Arzt	18	30,5
Pflege	41	69,5

Tab. 4.23 Zuständigkeit für die Einstellung der Atemgastemperatur am Befeuchter in Abhängigkeit von der Krankenhausstruktur. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der hierfür zuständigen Berufsgruppe in Universitätskliniken (n=22, 3 weitere machten keine Angaben).

	n	%
Arzt	8	42,1
Pflege	11	57,9

Tab. 4.24 Zuständigkeit für die Einstellung der Atemgastemperatur am Befeuchter in Abhängigkeit von der ICU-Leitung. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der hierfür zuständigen Berufsgruppe auf ICUs unter anästhesiologischer Leitung (n=405, 201 machten keine Angaben).

	n	%
Arzt	87	42,6
Pflege	117	57,4

Tab. 4.25 Zuständigkeit für die Einstellung der Atemgastemperatur am Befeuchter in Abhängigkeit von der ICU-Leitung. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der hierfür zuständigen Berufsgruppe auf ICUs unter chirurgischer Leitung (n=12, 6 weitere machten keine Angaben).

	n	%
Arzt	2	33,3
Pflege	4	66,7

Tab. 4.26 Zuständigkeit für die Einstellung der Atemgastemperatur am Befeuchter in Abhängigkeit von der ICU-Leitung. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der hierfür zuständigen Berufsgruppe auf ICUs unter internistischer Leitung (n=123, 62 weitere machten keine Angabe).

	n	%
Arzt	20	32,8
Pflege	41	67,2

Tab. 4.27 Zuständigkeit für die Einstellung der Atemgastemperatur am Befeuchter in Abhängigkeit von der ICU-Leitung. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der hierfür zuständigen Berufsgruppe auf ICUs unter anderer Leitung (n=4, 3 weitere machten keine Angabe).

	n	%
Arzt	0	0
Pflege	1	100

Tab. 4.28 Initiale Einstellung der Wassertemperatur bei Verwendung von HH. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der unterschiedlichen Temperatureinstellungen (n=255).

	n	%
32°C	7	2,7
34°C	51	20
38°C	132	51,8
Nach Körpertemperatur	65	25,5

Tab. 4.29 Anpassung der Atemgastemperatur. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der Antworten auf die Frage, ob eine tägliche Anpassung der Atemgastemperatur bei Verwendung von HH vorgenommen wird (n=239).

	n	%
Ja	92	38,5
Nein	147	61,5

Tab. 4.30 Kontrollintervalle der Atemgastemperatur bei Verwendung von HH.

Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der genannten Kontrollintervalle (n=241).

	n	%
8stdl.	115	47,7
24stdl.	38	15,8
Häufiger	69	28,6
Weiß nicht	19	7,9

Tab. 4.31 Sinn der Atemgastemperaturkompensation. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der genannten Bedeutungen der Atemgastemperaturkompensation (n=249).

	n	%
Sie reduziert die Kondensation im Schlauchsystem	150	60,2
Sie erhöht die Atemgastemperatur	54	21,7
Weiß nicht	45	18,1

Tab. 4.32 Kontrollintervalle des Wasserstands bei Verwendung von HH.

Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der genannten Kontrollintervalle (n=245).

	n	%
8stdl.	135	55,1
24stdl.	26	10,6
Häufiger	72	29,4
Weiß nicht	12	4,9

Tab. 4.33 Wechselintervall des Schlauchsystems bei Verwendung von HH.

Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der genannten Kontrollintervalle (n=232).

	n	%
täglich	26	11,2
Alle 48 Stunden	61	26,3
Einmal pro Woche	145	62,5

Tab. 4.34 Bedeutung der HME-Filterfunktion bei langzeitbeatmeten Patienten. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der Einschätzungen, welche Bedeutung die Filterfunktion eines HME bei langzeitbeatmeten Patienten hat (n=497).

	n	%
Hohe Bedeutung	313	63
Geringe Bedeutung	160	32,2
Keine Bedeutung	24	4,8

Tab. 4.35 Tubusokklusionen bei Verwendung HME und HH. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der Einschätzungen, ob Tubusokklusionen bei Verwendung von HME häufiger als bei HH vorkommen (n=461).

	n	%
Ja	106	23
Nein	355	77

Tab. 4.36 Tubusokklusion auf der eigenen ICU. Angegeben sind Anzahl und prozentualer Anteil der Häufigkeit von Tubusokklusionen beim Einsatz von HME auf der eigenen ICU (n=486).

	n	%	p
Ja	197	40,5	
nein	289	59,5	

8 Literaturverzeichnis

Ahlbrecht WH, Dryden GE (1974): Five-year experimental with the development of an individually clean anaesthesia system. *Anesth Analg* 53, 24-28

Ahlgren EW, Chapel JF, Dorn GL (1977): Pseudomonas aeruginosa infection potential of oxygen humidifier devices. *Respir Care* 22, 383-385

American Association for Respiratory care (2003): Care of the ventilator circuit and its relation to ventilator-associated pneumonia. *Respir Care* 48(9), 869

Anger C, van Bömmel T, Phadana-anek S, Reich A, Büter J, Stahl H, Deitmer T (1990): Das Verhalten von relativer Luftfeuchtigkeit und Temperatur im Inspirationsteil des Dräger-Kreissystems und deren Einfluss auf die Funktion des Flimmerepithels. *Anaesth Intensivther Notfallmed* 25, 107-111

Aschenbrand D (1886): Die Bedeutung der Nase für die Atmung. Med. Diss. Würzburg 1886

Atherton ST, White DJ (1978): Stomach as a source of bacteria colonising respiratory tract during artificial ventilation. *Lancet* 1978, II, 966-969

Bery AJ, Nolte FS (1991): An alternative strategy for infection control of anesthesia breathing circuits: a laboratory assessment of the Pall HME filter. *Anesth Analg* 72, 651-655

Bolder PM, Healy TEJ, Bolder AR, Beatty PCW, Kay B (1986): The extra work of breathing through adult endotracheal tubes. *Anesth Analg* 65, 853-859

Boots RJ, Howe S, George N, Harnis FM, Faoagali J (1997): Clinical utility of hygroscopic heat and moisture exchangers in intensive care patients. *Crit Care Med* 25, 1707-1712

Borghi V, Ferrari E, Vacondio P, Meacci M, Squadrini F (1992): Bacterial removal efficiency of filter-HME for anaesthesia and intensive care in 24-hour tests. *Acta Anaesthesiol Ital* 43 (Suppl. 1), 93-97

Branson RD, Campbell RS, Chatburn RL, Covington JL (1992): AARC clinical practise guideline: humidification during mechanical ventilation. *Respir Care* 37, 887-890

Branson RD, Davis K, Campbell RS, Johnson DJ, Porembka DT (1993): Humidification in the Intensive Care Unit. Prospective study of a new protocol utilizing heated humidification and a new hygroscopic condenser humidifier. *Chest* 104, 1800-1805

Branson RD, Davis KJ, Brown R, Rashkin M (1996) Comparison of three humidification techniques during mechanical ventilation: patient selection, cost, and infection considerations. *Respir Care* 41, 809-816

Buckley PM (1984): Increase in resistance of in-line breathing filters in humidified air. *Br J Anaesth* 56, 637-643

Bundesgesundheitsblatt 28 (1985): Anforderungen der Krankenhaushygiene bei Intubation, Tracheotomie, Beatmung und Inhalation. In: Richtlinien für Krankenhaushygiene und Infektionsprävention; hrsg. v. Bundesgesundheitsamt, Urban & Schwarzenberg, München Wien Baltimore 1991, 188-189

Burton JDK, Lond MB (1962): Effects of dry anesthetic gases on the respiratory mucous membrane. *Lancet* 1962, I, 235-238

Cadwallader HL, Bradley CR, Ayliffe GAJ (1990): Bacterial contamination and frequency of changing ventilator circuitry. *J Hosp Infect* 15, 65-72

Campbell EJM (1957): The effects of increased resistance to expiration on the respiratory behaviour of the abdominal muscles and intraabdominal pressure. *J Physiol (Lond)* 136, 556-562

Chalon J (1980): Low humidity and damage to tracheal mucosa. Bull N Y Acad Med 56, 314-322

Chalon J, Loew DAY, Malebranch J (1972): Effects of dry anaesthetic gases on tracheobronchial ciliated epithelium. Anesthesiology 37, 338-343

Chalon J, Patel CH, Ali M, Ramanathan S, Capan L, Tang CHK, Turndorf H (1979): Humidity and the anesthetized patient. Anesthesiology 50, 195-198

Chalon J, Markham JP, Ali M, Ramanathan S, Capan L, Tang CK, Turndorf H (1984): The Pall Ultipor breathing circuit filter – an efficient heat and moisture exchanger. Anesth Analg 63, 566-570

Chase HF, Kilmore MA, Trotta R (1961): Respiratory water loss via anaesthesia system: mask breathing. Anesthesiology 22, 205-209

Chastre J, Fagon JY. Ventilator-associated pneumonia (2002): Am J Respir Crit Care Med 165, 867-903

Chiaranda M, Pinamonti O, Verona L, Conti G, Minoja G (1992): Evaluation of a 3rd generation heat and moisture exchanger as an alternative to conventional humidifiers in ICU. Acta Anaesthesiol Ital 43 (Suppl. 1), 73-76

Chiaranda M, Verona L, Pinamonti O, Dominioni L, Minoja G, Conti G (1993): Use of heat and moisture exchanging (HME) filters in mechanically ventilated ICU patients: influence on airway flow-resistance. Intensive Care Med 19, 462-466

Christopher KL, Saravolatz LD, Bush TL, Conway WA (1983): The potential role of respiratory therapy equipment in cross infection. Am Rev Resp Dis 128, 271-275

Cigada M, Elena A, Solca M, Damia G (1990): The efficiency of twelve heat and moisture exchangers: an in vitro evaluation. Intensive Car World 7, 98-101

Clarke RE, Orkin LR, Rovenstine EA (1954): Body temperature in anaesthetized man. Effects of environmental temperature, humidity and anaesthesia system. *JAMA* 154, 311-319

Cohen JL, Weinberg PF, Fein JA, Rowinski GS (1988): Endotracheal tube occlusion associated with the use of heat and moisture exchanger in the intensive care unit. *Crit Care Med* 16, 277-279

Collard HR, Saint S, Matthay MA (2003): Prevention of ventilator-associated pneumonia: an evidence-based systematic review. *Ann Intern Med* 138, 494-501

Comhaire A, Lamy M. Contamination rate of sterilized ventilators in an ICU (1981): *Crit Care Med* 9, 546-8

Conti G, DeL'Utri D, Cogliati A, DeLuca N, DiChiara L (1992): Effects on heat and moisture exchangers and conventional humidifiers on H₂O and viscosimetry of bronchial secretions in mechanically ventilated ICU patients. *Acta Anaesthesiol Ital* 43 (Suppl. 1), 81-83

Correll NO, Beattie EJ (1957): Experimental method for production of squamous metaplasia of respiratory epithelium. *Arch Surg* 75, 542-545

Craven DE, Connolly MG, Lichtenberg DA, Primeau PJ, McCabe WA (1982): Contamination of mechanical ventilators with tubing changes every 24 or 48 h. *N Engl J Med* 306, 1505-1509

Craven DE, Goularte TA, Make BJ (1984): Contaminated condensate in mechanical ventilator circuits: A risk factor for nosocomial infections. *Am Rev Respir Dis* 129, 625-628

Cross AS, Roup B (1981): Role of respiratory assistance devices in endemic nosocomial pneumonia. *Am J Med* 70, 681-685

Dalhamm T (1956): Mucous flow and ciliary activity in the trachea of healthy rats and rats exposed to respiratory irritant gases. *Acta Physiol Scand* 36 (Suppl. 123), 1-161

Daschner F (1984): Falsche hygienische Sicherheit durch Engström Edith Einmalbefeuchter. *Anästh Intensivther Notfallmed* 19, 38

Daschner F (1985): "Künstliche Nasen" in der Beatmungstherapie- aktive Bakterienfilter? *Anaesthesist* 34, 476

Daumal F, Colpart E, Manoury B, Mariani M, Daumal M (1999): Changing heat and moisture exchangers every 48 hours does not increase the incidence of nosocomial pneumonia. *Infect Control Hosp Epidemiol* 20, 347-349

Davis K Jr, Evans SL, Campbell RS, Johannigman JA, Luchette FA, Porembka DT, Branson RD (2000): Prolonged use of heat and moisture exchangers does not affect device efficiency or frequency rate of nosocomial pneumonia. *Crit Care Med* 28, 1412-1418

Djedaini K, Billard M, Mier L, Le Bourdellès G, Brun P, Markowicz P, Estagnasie P, Coste F, Boussougant Y, Dreyfuss D (1995): Changing heat and moisture exchangers every 48 hour rather than every 24 hour does not affect their efficacy and the incidence of nosocomial pneumonia. *Am J Respir Crit Care Med* 152, 1562-1569

Dodek P, Keenan S, Cooked D, Heyland D, Brun-Buisson C, Hall R, Jacka M, Forster D, Hand L, Metha N (2004): Evidence-based clinical practice guideline for the prevention of ventilator-associated pneumonia. *Ann Intern Med* 141, 305-313

Dreyfuss D, Djedaini K, Gros I, Mir L, LeBourdelles G, Cohen Y, Estagnasie P, Coste F, Boussougant Y (1995): Mechanical ventilation with heated humidifiers or heat and moisture exchangers: effects on patient colonization and incidence of nosocomial pneumonia. *Am J Respir Crit Care Med* 151, 986-992

Du Moulin GC, Saubermann AJ (1977): The anesthesia machine and circle system are not likely to be sources of bacterial contamination. *Anesthesiology* 47, 353-358

Eckerbohm B, Lindholm CE (1990a): Laboratory evaluation of heat and moisture exchangers. Assessment on the Draft International Standard (ISO/DIS 9360) in practise. *Acta Anaesthesiol Scand* 34, 291-295

Eckerbohm B, Lindholm CE (1990b): Performance evaluation of six heat and moisture exchangers according to the Draft International Standard (ISO/DIS 9360). *Acta Anaesthesiol Scand* 34, 404-409

Eckerbohm B, Lindholm CE, Mannting F (1991): Mucociliary transport with and without the use of a heat and moisture exchanger. An animal study. *Acta Anaesthesiol Scand* 35, 297-301

Elwany S, Merkhamer A (1987): Effect of nasotracheal intubation on nasal mucociliary clearance. *Br J Anaesth* 59, 755-759

Fagon JY, Chastre J, Hance AJ, Montravers P, Novara A, Gilbert C (1993): Nosocomial pneumonia in ventilated patients: a cohort study evaluating attributable mortality and hospital stay. *Am J Med* 94, 281-288

Fechner R, Müller P, Racenberg E (1987): Vergleichende Untersuchung über die Wirksamkeit neuerer Kondensbefeuchter. *Anaesthesiol Intensivmed* 28, 120-125

Feihl F, Anglada C, Perret C (1992): The temperature and water output of heat and moisture exchangers during synchronous intermittent mandatory ventilation. *Acta Anaesthesiol Ital* 43 (Suppl. 1), 57-64

Finley NT (1963): Pulmonary surface activity and the problems of atelectasis, wetting, foaming and detergency in the lung. *Anesth Analg* 42, 35-42

Flournoy DJ, Plumlee CJ, Steffe RL (1980): Volume ventilator as a vehicle of airborne bacterial contamination from patients. *Respir Care* 25, 742-744

Fonkalsrud EW, Sanchez M, Higashijima I, Arima E (1975): A comparative study of the effect of dry vs. humidified ventilation on canine lungs. *Surgery* 78, 373-380

Forbes AR (1973): Humidification and mucous flow in the intubated trachea. Br J Anaesth 45, 874-878

Forbes AR (1974): Temperature, humidity and mucous flow in the intubated trachea. Br J Anaesth 46, 29-34

Frankenberg H, Schulze M (1995): Wasserdurchlässigkeit von Beatmungsfiltern. Anaesthesist 44, 581-584

Fritz K, Osterhaus A, Mottner J (1992): Die Klimatisierung von Atemgasen unter Narkosebedingungen mit Hilfe von „Wärme- und Feuchtigkeitstauschern“ (WFA), Anästh Reanimat 3, 143-144

Gallagher J, Stangeways JEM, Allt-graham J (1987): Contamination control in long-term ventilation: a clinical study using a heat and moisture-exchanging filter. Anaesthesia 42, 476-481

Gedeon A, Mebius C, Palmer K (1987): Neonatal hygroscopic condenser humidifier. Crit Care Med 15, 51-55

Geyer A, Goldschmied W, Koller W, Winter G (1985): Störung der Gerätefunktion bei Anbringung eines Bakterienfilters in den Expirationsschenkel des Beatmungssystems. Anaesthesist 34, 129-133

Girault C, Breton L, Richard JC, Tumion F, Vandelet P, Aboab J, Leroy J, Bonmarchand G (2003): Mechanical effects of airway humidification devices in difficult to wean patients. Crit Care Med 31(5), 1306-1311

Goodale JL (1896): An experimental study of the respiratory function of the nose. Boston Med Surg J 135, 1-28

Graff TD (1975): Humidification: indication and hazard in respiratory therapy. Anesth Analg 54, 444-448

Graff TD, Benson DW (1969): Systemic and pulmonary changes with inhaled humid atmosphere: clinical application. *Anesthesiology* 30, 199-207

Gregorini P, Ronca A, Festa C, DePatr P (1993): Comparison between bacterial contamination of the circular circuit and of the non-rebreathing circle used with an antibacterial filter. *Minerva Anesthesiol* 59, 205-209

Griehle HG, Colton FR, Bird TJ, Toigo A, Griffith LG (1970): Fine-particle humidifiers. Source of *Pseudomonas aeruginosa* infections in a respiratory-disease unit. *N Engl J Med* 282, 531-5

Grote J, Vanoli C, Bühler M, Grehn M, Ruef C (1995): Mikrobielle Kontamination des Kreissystem von Narkosegeräten bei der Rückatmung. *Hyg Med* 20, 67-72

Guttman J, Eberhard L, Fabry B, Bertschmann W, Wolff G (1993a): Continuous calculation of intratracheal pressure in tracheally intubated patients. *Anesthesiology* 79, 503-513

Guttman J, Eberhard L, Wolff G, Bertschmann W, Zeravik J, Adolph M (1993b): Maneuver-free determination of compliance and resistance in ventilated ARDS patients. *Chest* 105, 1235-1242

Harris RL, Riley HD (1967): Reaction to aerosol medication in infants and children. *J Am Med Ass* 201, 953-957

Harris TM, Raman TK, Richards WJ (1973): An evaluation of bacterial contamination of ventilator humidifying systems. *Chest* 63, 922-925

Hedley RM, Allt-Graham J (1992): A comparison of the filtration properties of heat and moisture exchangers. *Anaesthesia* 47, 414-420

Hedley RM, Allt-Graham J (1994). Heat and moisture exchangers and breathing filters. *Br J Anaesth* 73, 227-236

Heetderks DR (1927): Observation on reaction of normal nasal mucous membrane. *Am J Med Sci* 174, 231-236

Hess D, Burns E, Romagnoli D, Kacmarek RM (1995): Weekly ventilator circuit changes. A strategy to reduce costs without affecting pneumonia rates. *Anesthesiology* 82, 903-911

Hess DR, Kallstrom TJ, Mottram CD, Myers TR, Sorenson HM, Vines DL (2003): Care of the ventilator circuit and its relation to ventilator-associated pneumonia. *Respir Care* 48, 869-879

Hoffman MA, Finberg L (1955): Pseudomonas infections in infants associated with high-humidity environments. *J Pediatr* 46, 625-629

Hogarth I (1996): Anaesthetic machine and breathing system contamination and the efficiency of bacterial/viral filters. *Anaesth Intensiv Care* 24, 154-163

Horstmann G, Iravani J, Melville GN, Richter HG (1977): Influence of temperature and decreased water content of inspired air on the ciliated bronchial epithelium. A physiological and electron microscopical study. *Acta Otolaryngol* 84, 124-131

Huber GL, Finley TN (1965): Effect of isotonic saline on the alveolar architecture. *Anesthesiology* 26, 252-256

Hubmayr RD, Burchardi H, Elliot M et al. (2002): Statement of the 4th International Consensus Conference in Critical Care in ICU-Acquired Pneumonia – Chicago, Illinois, May 2002. *Intensive Care Med* 28, 1521-1536

Hurni JM, Feihl F, Lazor R, Leuenberger P, Perret C (1997): Safety of combined heat and moisture exchanger filters in long-term mechanical ventilation. *Chest* 111, 686-691

Im SW, Fung JP, So SY, Yu DY (1982): Unusual dissemination of pseudomonas by ventilators. *Anaesthesia* 37, 1074-1077

Ingelstedt S (1956): Studies on the conditioning of air in the respiratory tract. Acta Otolaryngol 131 (Suppl.), 1-80

Ingelstedt S (1970): Humidifying capacity of the nose. Ann Otol Rhinol Laryngol 79, 475-480

Iotti GA, Olivei MC, Palo A, Galbusera C, Veronesi R, Comelli A, Brunner JX, Braschi A (1997): Unfavorable mechanical effects of heat and moisture exchangers in ventilated patients. Intensive Care Med 23, 399-405

Jaber S, Chanques G, Matecki S, Ramonato M, Souche B, Perrigault PF, Eledjam JJ (2002): Comparison of the effects of heat and moisture exchangers and heated humidifiers on ventilation and gas exchange during non-invasive ventilation. Intensive Care Med 28(11), 1590-1594

Jackson C, Webb AR (1992): An evaluation of the heat and moisture exchange performance of four ventilator circuit filters. Intensive Care Med 18, 264-268

Janda Ä, Rauchegger R, Renn E (1985): Obstruktion von Bakterienfiltern während Allgemeinanaesthesien. Anästh Intensivther Notfallmed 20, 35-37

Jenkins J, Edgar W (1964): Sterilisation of anaesthetic equipment. Anaesthesia 19, 197-198

Johansson N (1994): Long-term bacterial challenge test (48h) of an Edith Flex HME/Engström Y- Filter in a test ventilation system simulating clinical conditions. Engström Laboratory Report 4, 1-3

Josenhans WT, Melville GN, Ulmer WT (1969): Effects of humidity in inspired air on airway resistance and functional residual capacity in patients with respiratory disease. Respiration 26, 435-439

Kayser B (1887): Die Bedeutung der Nase und der ersten Atemwege für die Respiration. Arch Physiol 41, 127-148

Kirton O, DeHaven B, Morgan J, Morejon O, Ciretta J (1998): A prospective, randomized comparison of an in-line heat and moisture exchange filter and heated wire humidifiers: rates of ventilator-associated early-onset (community-acquired) or late-onset (hospital-acquired) pneumonia and incidence of endotracheal tube occlusion. *Chest* 112, 1055-1059

Kleemann PP: Tierexperimentelle und klinische Untersuchungen zum Stellenwert der Klimatisierung anästhetischer Gase im Narkosekreissystem bei Langzeiteingriffen. *Med. Habil.-Schr. Mainz* 1989

Kleemann PP, Jantzen JP (1992): High fresh gas flow damages epithelia - minimal flow does not! *Eur J Anaesthesiol* 9, 149-150

Klein EF, Graves SA (1974): "Hot pot" tracheitis. *Chest* 65, 225-226

Kola A, Eckmanns T, Gastmeier P (2005): Efficacy of heat and moisture exchangers in preventing ventilator-associated pneumonia: meta-analysis of randomized controlled trials. *Intensive Care Med* 31, 5-11

Kollef M (1999): The prevention of ventilator-associated pneumonia. *N J Med* 340, 627-34

Kollef M, Shapiro SD, Fraser VJ, Silver P, Murphy DM, Trovillion E, Hearms ML, Richards RD, Cracchilo L, Hossin L (1995): Mechanical ventilation with or without 7-day circuit changes. A randomized controlled trial. *Ann Intern Med* 123, 168-174

Kollef M, Shapiro SD, Boyd V, Silver P, Von Hartz B, Trovillion E, Prentice D (1998): A randomized clinical trial comparing an extended-use hygroscopic condenser humidifier with heated-water humidification in mechanically ventilated patients. *Chest* 113, 759-767

Koller W (1989): Atemfilter für den Einsatz bei Anaesthetie und Langzeitbeatmung. Eine Analyse am Beispiel von Pall-Atemfiltern. *Zentralbl Hyg* 189, 235-247

Konrad F (1995): Beatmungsfilter in der Anästhesie und Intensivmedizin. Hyg Med. 20, 255-261

Kopmann A, Glaser L (1976): Obstruktion of bacterial filters by edema fluid. Anesthesiology 44, 169-170

Kotilainen HR, Keroack MA (1997): Cost analysis and clinical impact of weekly ventilator circuit changes in patients in intensive care unit. Am J Infect Control 25, 117-120

Kranabetter R, Leier M, Kammermeier D, Just H-M, Heuser D (2004): Einfluss von aktiver und passiver Befeuchtung auf die beatmungsassoziierte nosokomiale Pneumonie. Anaesthesist 53, 29-35

Lacherade JC, Auburtin M, Cerf C, et al. (2005): Impact of humidification systems on ventilator-associated pneumonia: a randomized multicenter trial. Am J Respir Crit Care Med 172, 1276-1282

Lareau SC, Ryan KJ, Diener CF (1978): The relationship between frequency of ventilator circuit changes and infectious hazard. Am Rev Respir Dis 118, 493-496

Le Bourdelles G, Mier L, Fiquet B, Djedaini K, Saumon G, Coste F, Dreyfuss D (1996): Comparison of the effects of heat and moisture exchangers and heated humidifiers on ventilation and gas exchange during weaning trials from mechanical ventilation. Chest 110, 1294-1298

Lee MG, Ford JL, Hunt PB, Ireland DS, Swanson PW (1992): Bacterial retention properties of heat and moisture exchange filters. Br J Anaesth 69, 522-525

Leijten DTM, Reijger VS, Mouton RP (1992): Bacterial contamination and the effect of filters in anaesthetic circuits in a simulated patient model. J Hosp Infect 21, 51-60

Lellouche F, Maggiore SM, Deye N, Tuille S, Pigeot J, Harf A, Brochard L (2002): Effect of the humidification device on the work of breathing during non-invasive ventilation. Intensive Care Med 28(11), 1582-1589

Long MN, Wickstrom G, Grimes A, Benton CF, Belcher B, Stamm AM (1996): Prospectiv, randomized study of ventilator-associated pneumonia in patients with one versus three ventilator circuit changes per week. *Infect Control Hosp Epidemiol* 17, 14-19

Lumley J (1976): Decontamination of anaesthetic equipment and ventilators. *Br J Anaesth* 48, 3-8

Luttropp HH, Berntmann L (1993): Bacterial filters protect anaesthetic equipment in a low-flow system. *Anaesthesia* 48, 520-523

MacIntyre NR, Anderson HR, Silver RM, Schuler FR, Coleman RE (1983): Pulmonary function in mechanically-ventilated patients during 24-hours use of a hygroscopic condenser humidifier. *Chest* 84, 560-564

Magendi (1829) quoted from Heetderks DR. Observations on reaction of normal mucous membrane. *Am J Med Sc.* 1927, 174-231

Man SFP, Adams GK, Proctor DF (1979): Effects of temperature, relative humidity, and mode of breathing on canine airway secretions. *J Appl Physiol* 46, 205-210

Marfatia S, Donahoe PK, Hendren WH (1975): Effect of dry and humidified gases on the respiratory epithelium in rabbits. *J Pediatr Surg* 10, 583-592

Markowicz P, Ricard J-D, Dreyfuss D, Mier L, Brun P, Coste F, Boussougant Y, Djedaini K (2000): Safety, efficacy and cost effectiveness of mechanical ventilation with humidifying filters changed every 48 hours: a prospective, randomized study. *Crit Care Med* 28, 665-71

Martin C, Perrin G, Gevaudan MJ, Saux P, Gouin F (1990): Heat and moisture exchangers and vaporizing humidifiers in the intensive care unit. *Chest* 97, 144-149

Martin C, Papazian L, Perrin G, Bantz P, Gouin F (1992): Performance evaluation of three vaporizing humidifiers and two heat and moisture exchangers in patients with minute ventilation >10 L/min. *Chest* 102, 1347-1350

Martin C, Thomachot L, Quinio B, Viviand X, Albanese J (1995): Comparing two heat and moisture exchangers with one vaporizing humidifier in patients with minute ventilation greater than 10 L/min. *Chest* 107, 1411-1415

McEwan A, Dowell L, Karis J (1993): Bilateral tension pneumothorax caused by a blocked filter in the anaesthesia breathing circuit. *Anesth Analg* 76, 440-442

Mebius C (1992): Heat and moisture exchangers with bacterial filters: a laboratory evaluation. *Acta Anaesthesiol Scand* 27, 403-409

Memish ZA, Oni GA, Djazmati W, Cunningham G, Mah MW (2001): A randomized clinical trial to compare the effects of a heat and moisture exchanger with a heated humidifying system on the occurrence rate of ventilator-associated pneumonia. *Am J Infect Control* 29, 301-305

Mercke U (1974): The influence of temperature on mucociliary activity. *Acta Otolaryngol* 78, 253-257

Mercke U (1975): The influence of varying air humidity on mucociliary activity. *Acta Otolaryngol* 79, 133-139

Mertz JJ, Scharer L, McClement JH (1967): A hospital outbreak of Klebsiella pneumonia from inhalation therapy with contaminated aerosol solutions. *Am Rev Respir Dis* 95, 454-460

Misset B, Escudier B, Rivara D, Leclercq B, Nitenberg G (1991): Heat and moisture exchangers vs heated humidifier during long-term mechanical ventilation. A prospective randomized study. *Chest* 100, 160-163

Mitscherlich E, Marth EH: Microbial survival in the environment, 1st Edn. Springer, Berlin 1984, 303-311

Modell JH, Giammona ST, Davis JH (1967): Effects of chronic exposure to ultrasonic aerosols in the lung. *Anesthesiology* 28, 680-684

Modell JH, Moya F, Ruiz HC, Showers AV, Newby EJ (1968): Blood gas and electrolyte determination during exposure to ultrasonic nebulized aerosols. *Br J Anaesth* 20, 40-45

Moffet HK, Allan D (1967): Colonization of infants exposed to bacterially contamination mists. *Am J Dis Child* 114, 21-24

Multhaup J, Dierkes L (1996): Erfahrungen mit dem Klimatisierungsfiler BB100 bei der künstlichen Beatmung auf Intensivstationen. *Intensivmedizin* 4, 92-96

Murphy PM, Fitzgeorge RB, Barrett RF (1991): Viability and distribution of bacteria after passage through a circle anaesthetic system. *Br J Anaesth* 66, 300-304

Myer CM, Hubbell RN, McDonald JS, Stith J (1988): Study of humidification potential of a heat and moisture exchanger in tracheotomized dogs. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 97, 322-325

Natalini G, Bardini P, Latronico N, Candiani A (1994): Impact of heat and moisture exchangers on ventilatory pattern and respiratory mechanics in spontaneously breathing patients. *Monaldi Arch Chest Dis* 49(6), 561-564

Nielson H, Vasegaard M, Stokke DB (1978): Bacterial contamination of anaesthetic gases. *Br J Anaesth* 50, 811-814

Nielsen HJ, Mecke P, Tichy S, Schmucker P (1996): Vergleichende Untersuchung über die Abscheidungsleistung von Bakterienfiltern unter Beatmungsbedingungen. *Anaesthesist* 45, 814-818

Noguchi H, Takumi T, Aochi O (1973): A study of humidification in tracheostomized dogs. *Br. J Anaesth* 45, 844-848

Ogino M, Kopotic R, Mannino FL (1985): Moisture-conserving efficiency of condenser humidifiers. *Anaesthesia* 40, 990-995

Oh TE, Thompson WR, Hayward DR (1981): Disposable condenser humidifiers in intensive care. *Anaesth Intens Care* 9, 331-335

Oh TE, Lin ES, Bhatt S (1991): Resistance of humidifiers, and inspiratory work imposed by a ventilator-humidifier circuit. *Br J Anaesth* 66, 258-263

Olds JW, Kisch AL, Eberle BJ, Wilson JN (1972): Pseudomonas aeruginosa respiratory tract infection acquired from a contaminated anesthesia machine. *Am Rev Respir Dis* 105, 628-632

Pandit SK, Metha S, Aqarwal SC (1967): Risk of cross-infection from inhalation anaesthetic equipment. *Br J Anaesth* 39, 838-844

Pelosi P, Solca M, Ravagnan I, Tubiolo D, Ferrario L, Gattinoni L (1996): Effects of heat and moisture exchangers on minute ventilation, ventilatory drive, and work of breathing during pressure-support ventilation in acute respiratory failure. *Crit Care Med* 24, 1184-1188

Perwitzschky R (1928): Die Temperatur- und Feuchtigkeitsverhältnisse der Atemluft in den Luftwegen. *Arch Otorhinolaryngol* 117 (Suppl.), 1-8

Ping FC, Oulton JL, Smith JA, Skidmore AG, Jenkins LC (1979): Bacterial filters – are they necessary on anaesthetic machines? *Can Anaesth Soc J* 26, 415-419

Poulton TJ, Downs JB (1981): Humidification of rapidly flowing gas. *Crit Care Med* 9, 59-63

Prasad KK, Chen L (1990): Complication related to the use of a heat and moisture exchanger. *Anesthesiology* 72, 958

Prat G, Renault A, Tonnelier JM, Goetghebeur D, Oger E, Bolles JM, L`tler E (2003): Influence of the humidification device during acute respiratory distress syndrome. *Intensive Care Med* 29(12), 2211-2215

Primiano FP, Moranz ME, Montague FW, Miller RB, Sachs DLP (1984): Conditioning of inspired air by a hygroscopic condenser humidifier. *Crit Care Med* 12, 675-678

Prin S, Chergui K, Augarde R, Page B, Jardin F, Vieillard-Baron F (2002): Ability and safety of a heated humidifier to control hypercapnic acidosis in severe ARDS. *Intensive Care Med* 28(12), 1756-1760

Rashad KF, Wilson K, Hurt HH, Graff TD, Benson DW (1967): Effect of humidification of anesthetic gases and static compliance. *Anesth Analg Curr Res* 46, 127-132

Rathgeber J. Konditionierung der Atemgase bei intubierten Patienten in Anästhesie und Intensivmedizin. In: *Grundlagen der maschinellen Beatmung*; hrsg. Züchner K; Aktiv Druck & Verlag, Ebelsbach 1999, 161-173

Rathgeber J, Zielmann S, Kietzmann D, Züchner K, Warnecke G (1992): Sind Lithiumchlorid-beschichtete Heat and Moisture Exchanger („künstliche Nasen“) eine Gefährdung für Patienten? *Anaesthesist* 41, 204-207

Rathgeber J, Züchner K, Kietzmann D, Weyland W (1995): Wärme- und Feuchtigkeits-tauscher zur Klimatisierung der Inspirationsluft intubierter Patienten in der Intensivmedizin. Untersuchung zur Befeuchtungsleistung von passiven Atemluftbefeuchtern unter klinischen Gesichtspunkten. *Anaesthesist* 44, 274-283

Rathgeber J, Henze D, Züchner K (1996a): Atemgasklimatisierung mit leistungsfähigen HME (Heat and Moisture Exchanger) – eine effektive und kostengünstige Alternative zu aktiven Befeuchtern bei beatmeten Patienten. Eine prospektive randomisierte klinische Studie. *Anaesthesist* 45, 518-525

Rathgeber J, Züchner K, Weyland W, Bettka T, Kettler D (1996b): Reduktion intraoperativer Wärmeverluste und Behandlung hypothermer Patienten durch atemgasklimatisierende Maßnahmen? Wärme- und Feuchtigkeitstauscher vs. aktive Befeuchter im beatmeten Lungenmodell. *Anaesthesist* 45, 807-813

Rathgeber J, Kazmeier S, Penack O, Zuchner K (2002): Evaluation of heated humidifiers for use on intubated patients. A comparative study of humidifying efficiency, flow resistance and alarm functions using a lung model. *Intensive Care Med* 28, 731-739

Redding PJ, Mc Walter PW (1980): *Pseudomonas fluorescens* crossinfection due to contaminated humidifier water. *Br. Med J* 281, 275-281

Reinarz JA, Pierce AK, Mays BB, Sanford JP (1965): The potential role of inhalation therapy equipment in nosocomial pulmonary infection. *J Clin Invest* 44, 831-835

Rello J, Ollendorf DA, Oster G, Vera-Lonch M, Bellm L, Redman R, Kollef MH (2002): Epidemiology and outcomes of ventilator-associated pneumonia in a large US database. *Chest* 122, 2115-2121

Revenäs B, Lindholm CE (1980): Temperature variations in disposable heat and moisture exchangers. *Acta Anaesthesiol Scand* 24, 237-240

Ricard J-D, Le Mière E, Markowicz P, Lasry S, Saumon G, Djedaini K, Coste F, Dreyfuss D (2000): Efficiency and safety of mechanical ventilation with a heat and moisture exchanger changed only once a week. *Am J Respir Crit Care Med* 161: 104-109

Ricard J-D, Cook D, Griffith L, Brochard L, Dreyfuss D (2002): Physicians`attitude to use heat and moisture exchangers or heated humidifiers: a Franco-Canadian survey. *Intensive Care Med* 28, 719-725

Ricard J-D, Hidri N, Blivet A, Kalinowski H, Joly-Guillon ML, Dreyfuss D (2003): New heated breathing circuit do not prevent condensation and contamination of ventilator circuit with heated humidifiers. *Am J Respir Crit Care Med* 167, A861

Richards MJ, Edwards JR, Culver DH, Gaynes RP (1999): Nosocomial infections in medical intensive care units in the United States. National Nosocomial Infections Surveillance System. Crit Care Med 27, 887-892

Roberts RB (1973): The anaesthetist, cross infection and sterilization techniques- a review. Anaesth Intensive Care 1, 400-406

Roustan JP, Kienlen J, Aubas S, duCailar J (1992): Comparison of hydrophobic heat and moisture exchangers with heated humidifier during prolonged mechanical ventilation. Intensive Care Med 18, 97-100

Runti G, Bertuzzi C, Scarpa R (1994): Value of HME antibacterial filters in neonatal and pediatric anesthesia. Comparison with traditional heating humidifiers. Can Anaesth Soc J 42, 153-157

Sanderson PJ (1986): The sources of pneumonia in ITU patients. Infect Control 7, 104-106

Saravolatz LH, Pohlod DJ, Conway W, Haberaecker W, Markowitz NP, Popovich J Jr. (1986): Lack of bacterial aerosols associated with heat and moisture exchangers. Am Rev Respir Dis 134, 214-216

Schiffmann H, Rathgeber J, Singer D, Harms K, Bolli A, Zuchner K (1997): Airway humidification in mechanically ventilated neonates and infants: a comparative study of a heat and moisture exchanger vs. a heated humidifier using a new fast-response capacitive humidity sensor. Crit Care Med 25(10), 1755-1760

Schroeder PM, Frucht U, Ulrich C, Boenick U, König W (1987): Technische Untersuchung zur Frage der Wirksamkeit von Heat and Moisture Exchangers (HME). Biomed Tech 32, 270-276

Seal D, Stangeways J (1981): Epidemiology and prevention of pseudomonas aeruginosa chest infection in an Intensive care Unit. Anaesth Intens Care 9, 260-265

Shelly M, Bethune DW, Latimer RD (1986): A comparison of five heat and moisture exchangers. *Anaesthesia* 41, 527-532

Shelly M, Loyd GM, Park GR (1988): A review of the mechanisms and methods of humidification of inspired gases. *Intensive Care Med* 14, 1-9

Shiotani GM, Nicholes P, Ballinger CM, Shaw L (1971): Prevention of contamination of the circle system and ventilators with a new disposable filter. *Anesth Analg* 50, 844-855

Silverman WA (1964): Diagnosis and treatment: Use and misuse of humidity of humidity in care of the newborn infant. *Pediatrics* 33, 276-279

Smith C, Otworth D, Kaluszyk P (1991): Bilateral tension pneumothorax due to defective anaesthesia breathing circuit filters. *J Clin Anaesth* 3, 229-234

Snowdon SL (1994): Hygienic standards for breathing systems? *Br J Anaesth* 72, 143-144

Sottiaux T, Mignolet G, Damas P, Lamy M (1993): Comparative evaluation of three heat and moisture exchangers during short-term postoperative mechanical ventilation. *Chest* 104, 220-224

Sullivan M, Paliotta J, Saklad M (1976): Endotracheal tube as a factor in measurement of respiratory mechanics. *J Appl Physiol* 41, 590-592

Tablan OC, Anderson LJ, Besser R, Bridges C, Haijeh R (2000): Guidelines for preventing health-care-associated pneumonia, 2003: recommendations of CDC and the Healthcare Infection Control Practices Advisory Committee. *MMWR Recomm Rep* 53 (RR-3), 1-36

Tenaillon A, Cholley G, Boiteau R, Perrin-Gachadoat D, Burdin M (1989): Filtres échangeurs de chaleur et d'humidité versus humidificateurs chauffant en ventilation mécanique. *Reanim Soins Intensifs Med Urgence* 5, 5-10

Thomachot L, Boisson C, Arnaud S, Michelet P, Cambon S, Martin C (2000): Changing heat moisture exchangers after 96 hours rather than after 24 hours: a clinical and microbiological evaluation. *Crit Care Med* 28, 714-720

Thomachot L, Leone M, Razzouk K, Antonini F, Vialet R, Martin C (2002): Randomized clinical trial of extended use of a hydrophobic condenser humidifier: 1 vs. 7 days. *Crit Care Med* 30, 232-237

Todd DA, John E (1989): Lung injury and repair in rabbits from ventilation with moist air. *Br J Exp Path* 70, 637-645

Toremalm NG (1960): A heat and moisture exchanger for post-tracheotomy care. *Acta Oto Laryng* 52, 461-472

Toremalm NG (1961): Air-flow patterns and ciliary activity in the trachea after tracheotomy. *Acta Oto Laryng* 53, 442-454

Tsuda T, Noguchi H, Takumi Y, Aochi O (1977): Optimum humidification of air administered to a tracheostomy in dogs. *Br. J Anaesth* 49, 965-976

Turtle MJ, Isley AH, Rutten AJ, Runciman WB (1987): An evaluation of six disposable heat and moisture exchangers. *Anaesth Intens Care* 15, 317-322

Van Oostdam JC, Walker DC, Knudson K, Dirks P, Dahlby RW, Hogg JC (1986): Effect of breathing dry air on structure and function of airway. *J Appl Physiol* 61, 312-317

Venturino M, Cornaggia G, Caocasa T, Villa GF, Torri G (1992): Clinical evaluation of the Hygroster-DAR HME in intensive Care unit. *Acta Anaesthesiol Ital* 43 (Suppl. 1), 85-88

Vesley D, Anderson J, Halbert M, Wyman L (1979): Bacterial output from three respiratory therapy humidifying devices. *Resp Care* 24, 228

Villafane MC, Cinnella G, Lofaso F, Isabey D, Harf A, Lemaire F, Brochard L (1996): Gradual reduction of endotracheal tube diameter during mechanical ventilation via different humidification devices. *Anesthesiology* 85, 1341-1349

Vogel F (1981): Wechselwirkung der bakteriellen Kontamination des Beatmungssystems und der Atemwege. *Intensivmedizin* 18, 61-64

Walker AKY, Bethune DW (1976): A comparative study of condenser humidifiers. *Anaesthesia* 31, 1086-1093

Warren DK, Shukla SJ, Olsen MA, Kollef MH, Hollenbeak CS, Cox MJ, Cohen MM, Fraser VJ (2003): Outcome and attributable cost of ventilator-associated pneumonia among intensive care unit patients in a suburban medical center. *Crit Care Med* 31, 1312-1317

Weeks DB (1981): Evaluation of a disposable humidifier for use during anesthesia. *Anesthesiology* 54, 337-340

Weeks DB (1983): Laboratory investigation of six artificial noses for use during endotracheal anesthesia. *Anesth Analg* 62, 758-763

Weeks DB (1986): A laboratory evaluation of recently available heat and moisture exchangers. *Anaesthesiol Rev* 23, 33-36

Wilkes A (1992): Resistance to gas flow in heat and moisture exchangers. *Anesthesia* 47, 1095

Wille B (1989): Hygienemaßnahmen für Narkose- und Beatmungszubehör. *Krh Hyg Inf Verh* 11, 17-21

Wilmshurst JM, Rahman MA, Shah V, Elton P, Long D, Martin N (1999): The heat moisture exchange device (HME) in neonatal ventilation. *Am J Perinatol* 16(1), 13-16

Wright PE, Marini JJ, Bernard GR (1989): In vitro versus in vivo comparison of endotracheal tube airflow resistance. *Am Rev Dis* 140, 10-16

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. J. Rathgeber, Chefarzt der Abteilung für Anästhesiologie und Operative Intensivmedizin des Albertinen-Krankenhauses in Hamburg, herzlich für die Überlassung des Themas sowie die engagierte Betreuung und das fortwährende Interesse an meiner Arbeit. Seine freundschaftliche Beratung und Unterstützung bei der Planung und Durchführung haben diese Untersuchung überhaupt erst möglich gemacht.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Edward Schiller für die uneingeschränkte Hilfsbereitschaft bei der Erfassung und Bearbeitung der Daten.

Lebenslauf

Am 29. Oktober 1967 wurde ich, Tobias Michael Glismann, in Barmstedt geboren. Von 1974 bis 1987 besuchte ich die Rudolf Steiner Schule Hamburg Wandsbek/Bergstedt. Dort erlangte ich 1987 die Allgemeine Hochschulreife.

Von 1987 bis 1989 absolvierte ich den Wehrersatzdienst im Universitätskrankenhaus Eppendorf in Hamburg.

Es folgte von 1989 bis 1996 das Studium der Humanmedizin an der Universität Hamburg. Dort legte ich 1996 die Ärztliche Prüfung ab.

Von 1996 bis 1997 arbeitete ich als Arzt im Praktikum in der Herzchirurgie der CardioCliniC Hamburg. Nach Erlangen der Approbation als Arzt 1997 war ich dort weiter als Assistenzarzt bis 1998 tätig.

Meine Weiterbildung zum Facharzt für Innere Medizin setzte ich von 1998 bis 2001 in der Abteilung für Kardiologie an der Herz-Kreislauf-Klinik Bevensen fort.

In der Zeit von 2001 bis 2006 war ich in der Abteilung für Innere Medizin am Krankenhaus Buchholz i. d. Nordheide tätig.

2005 erlangte ich die Anerkennung zum Facharzt für Innere Medizin.

Von 2006 bis 2008 arbeitete ich als Assistenzarzt im Rahmen meiner Weiterbildung zur Erlangung der Schwerpunktbezeichnung Kardiologie im Herzzentrum am Albertinen-Krankenhaus in Hamburg.

2009 erhielt ich die Anerkennung für die Schwerpunktbezeichnung Kardiologie.

Seit 2008 bin ich als Facharzt in der Kardiologischen Praxis von Prof. Dr. med. P. Markworth in Hamburg tätig.