

Aus der Abteilung Anaesthesiologie
(Prof. Dr. med. M. Quintel)
im Zentrum Anaesthesiologie, Rettungs- und Intensivmedizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

Evaluation eines neuartigen Beatmungshelms zur nicht-invasiven Beatmung (NIV)
anhand einer Probandenstudie und anhand eines Lungenmodells zur Simulation
obstruktiver und restriktiver Ventilationsstörungen

INAUGURAL - DISSERTATION

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

Vorgelegt von
Michael Pauli-Magnus
aus
Göttingen

Göttingen 2013

Dekan:

I. Berichtstatter:

II. Berichtstatter/in:

III. Berichtstatter/in:

Tag der mündlichen Prüfung:

Prof. Dr. rer.nat. H. K. Kroemer

Prof. Dr. med. P. Neumann

Prof. Dr. phil. nat. B. C. Burckhardt

Prof. Dr. rer. nat. P. Virsik-Köpp

13.05.2013

1	EINLEITUNG	1
2	MATERIAL UND METHODEN	7
2.1	Beschreibung des Lungenmodells mit Messanordnung	7
2.1.1	Aufbau der TTL5600i Testlunge	7
2.1.2	Aufbau und Kalibration des Messturms	8
2.1.3	Beschreibung des Beatmungshelms CASTAR "R" der Firma Starmed	20
2.1.4	Beschreibung des Beatmungshelms 4Vent der Firma Rüsch	21
2.1.5	Beschreibung des Glaskopfes	22
2.1.6	Beschreibung des Beatmungsgerätes Evita 4	23
2.1.7	"Mdap"-Programm	23
2.1.8	BreathAssist-Analysetool	24
2.2	Simulation von obstruktiven und restriktiven Ventilationsstörungen und deren Auswirkungen auf die Beatmung mittels Helm	25
2.2.1	Versuchsaufbau	25
2.2.2	Versuchsdurchführung	26
2.2.3	Bestimmung der Compliance und der Dichtigkeit der Beatmungshelme	27
2.2.4	Auswertung und Statistik	28
2.3	Untersuchung der CO₂-Rückatmung von Probanden unter Helmbeatmung	29
2.3.1	Vorversuche	29
2.3.2	Versuchsaufbau	30
2.3.3	Probanden	31
2.3.4	Versuchsdurchführung	32
2.3.5	Auswertung und Statistik	33
2.4	Bestimmung des AZV_{Lunge} unter Helmbeatmung	33
2.4.1	Versuchsaufbau	34
2.4.2	Versuchsdurchführung	34
2.4.3	Auswertung und Statistik	34
3	ERGEBNISSE	36
3.1	Simulation von obstruktiven und restriktiven Ventilationsstörungen	36
3.1.1	Abhängigkeit des AZV vom PEEP, von der Compliance und der Resistance der Testlunge	36
3.1.2	Abhängigkeit des AZV vom ASB_{PEEP8}, von der Compliance und der Resistance der Testlunge	37
3.1.3	Delay-Zeiten in Abhängigkeit vom PEEP, von der Compliance und der Resistance unter CPAP	40
3.1.4	Delay-Zeiten in Abhängigkeit vom ASB_{PEEP8}, von der Compliance und der Resistance	42
3.2	Einfluss der Beatmungsparameter auf den spontan atmenden Probanden	43
3.2.1	Probandenkomfort unter Helmbeatmung	56
3.2.2	Verteilung des Ventilationsvolumens	60
3.2.3	Delay-Zeiten in Abhängigkeit vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}	64
4	DISKUSSION	68

4.1	Auswirkungen auf die Atemzugvolumina am Lungenmodell.....	68
4.1.1	Änderung des PEEP-Niveaus	68
4.1.2	Änderung der Druckunterstützung	70
4.2	Delay-Zeiten in Abhängigkeit vom PEEP [mbar] und vom ASB_{PEEP8} [mbar] am Lungenmodell	70
4.3	Einfluss der Beatmungsparameter auf den spontan atmenden Probanden	73
4.3.1	Änderung des PEEP-Niveaus	73
4.3.2	Änderung der Druckunterstützung	74
4.4	Unterschiede zwischen den Helmen	76
4.5	Delay-Zeiten in Abhängigkeit vom PEEP und vom ASB_{PEEP8} am spontan atmenden Probanden	77
5	ZUSAMMENFASSUNG	79
6	ANHANG	81
6.1	Deskriptive Statistik Lungenmodell CPAP gesamt	81
6.2	Deskriptive Statistik Lungenmodell ASB_{PEEP8} gesamt	83
6.3	Fragebogen Probandenkomfort unter Helmbeatmung.....	87
6.4	Ergebnistabelle Probandenkomfort unter Helmbeatmung	87
7	LITERATURVERZEICHNIS.....	88

ABB. 1:	TESTLUNGE TTL5600.....	7
ABB. 2:	TRIGGERLUNGE UND SIMULIERTE PATIENTENLUNGE.....	8
ABB. 3:	SCHEMATISCHER AUFBAU DES MESSTURMS.....	9
ABB. 4:	KALIBRATIONSKURVE DES DRUCKSENSORS.....	10
ABB. 5:	FLEISCH-PNEUMOTACHOGRAPH.....	11
ABB. 6:	KALIBRATIONSKURVEN DER PNEUMOTACHOGRAPHEN.....	12
ABB. 7:	HAMILTON-PNEUMOTACHOGRAPH.....	14
ABB. 8:	MODIFIZIERTER HAMILTON-PNEUMOTACHOGRAPH.....	15
ABB. 9:	KALIBRATIONSKURVE DES MODIFIZIERTEN HAMILTON- PNEUMOTACHOGRAPHEN.....	16
ABBI. 10:	AUFBAU DES FEUCHTETRANSMITTERS.....	18
ABB. 11:	BEATMUNGSHELM CASTAR "R", STARMED.....	21
ABB. 12:	BEATMUNGSHELM 4VENT, RÜSCH.....	22
ABB. 13:	SCREENSHOT AUSWERTUNGSPROGRAMM "MDAP".....	23
ABB. 14:	SCREENSHOT BREATHASSIST.....	24
ABB. 15:	SCHEMATISCHER AUFBAU DES LUNGENMODELLS.....	26
ABB. 16:	EINSTELLUNGEN IM CPAP-MODUS UND UNTER ASB_{PEEP8}	27
ABB. 17:	BESTIMMUNG DER COMPLIANCE, N=10.....	28
ABB. 18:	VERGLEICH DES $TCPO_2$ - UND $TCPCO_2$ -MONITORING MIT BGA-WERTEN.....	30
ABB. 19:	VERSUCHSAUFBAU PROBANDENSTUDIE ZUR UNTERSUCHUNG DER CO_2 - RÜCKATMUNG.....	31
ABB. 20:	EINSTELLUNGEN IM CPAP-MODUS UND UNTER ASB_{PEEP8}	32
ABB. 21:	VERSUCHSAUFBAU PROBANDENSTUDIE (HELM CASTER "R" LINKS UND 4VENT RECHTS).....	34
ABB. 22:	SCREENSHOT DES DATENAUSWERTUNGS-PROGRAMMS "MDAP".....	35
ABB. 23:	ABHÄNGIGKEIT DES AZV_{IN} , AZV_{EX} UND AZV_{LUNGE} VON DER RESISTANCE UND DER COMPLIANCE ÜBER ALLE PEEP-STUFEN BETRACHTET.....	36
ABB. 24:	ABHÄNGIGKEIT DES AZV_{LUNGE} VON DER COMPLIANCE UND RESISTANCE DER TESTLUNGE.....	37
ABB. 25:	ABHÄNGIGKEIT DES AZV_{LUNGE} VOM PEEP.....	37
ABB. 26:	ABHÄNGIGKEIT DES AZV_{IN} , AZV_{EX} UND AZV_{LUNGE} VOM ASB_{PEEP8}	38
ABB. 27:	ABHÄNGIGKEIT DES AZV_{IN} , AZV_{EX} UND AZV_{LUNGE} VOM ASB_{PEEP8}	38
ABB.28:	ABHÄNGIGKEIT DER MESSWERTE AZV_{IN} , AZV_{EX} UND AZV_{LUNGE} VOM ASB_{PEEP8}	39
ABB. 29:	ABHÄNGIGKEIT DES AZV_{LUNGE} VOM ASB_{PEEP8} , VON DER COMPLIANCE UND DER RESISTANCE.....	39
ABB. 30:	DARSTELLUNG DER ABHÄNGIGEN ZEITEN UNTER CPAP.....	41
ABB. 31:	DARSTELLUNG DER ABHÄNGIGEN ZEITEN UNTER ASB_{PEEP8}	42
ABB. 32:	ABHÄNGIGKEIT DES AZV_{IN} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	44
ABB. 33:	ABHÄNGIGKEIT DES AZV_{EX} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	45

ABB. 34:	ABHÄNGIGKEIT DER ATEMFREQUENZ VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	46
ABB. 35:	ABHÄNGIGKEIT DES HELM-MV VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	47
ABB. 36:	ABHÄNGIGKEIT DES P_{MIN} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	48
ABB. 37:	ABHÄNGIGKEIT DES P_{MAX} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	49
ABB. 38:	ABHÄNGIGKEIT DES ENDINSPIRATORISCHEN CO_{2MIN} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	50
ABB. 39:	ABHÄNGIGKEIT DES ENDEXPIRATORISCHEN CO_{2MAX} VOM PEEP.....	51
ABB. 40:	ABHÄNGIGKEIT DES ENDEXPIRATORISCHEN CO_{2MAX} VOM ASB_{PEEP8}	52
ABB. 41:	ABHÄNGIGKEIT DES ENDEXPIRATORISCHEN CO_{2MAX} VOM ASB_{PEEP8}	52
ABB. 42:	ABHÄNGIGKEIT DES ENDEXPIRATORISCHEN CO_{2MAX} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	53
ABB. 43:	ABHÄNGIGKEIT DES ENDEXPIRATORISCHEN FEUCHTIGKEITSGEHALTS VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	54
ABB. 44:	ABHÄNGIGKEIT DER PERIPHEREN SAUERSTOFFSÄTTIGUNG VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	55
ABB. 45:	ABHÄNGIGKEIT DES TRANSKUTANEN CO_2 VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	55
ABB. 46:	VAS-LAUTSTÄRKE IN ABHÄNGIGKEIT VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	56
ABB. 47:	VAS-DRUCK IN ABHÄNGIGKEIT VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	57
ABB. 48:	VAS-WOHLBEFINDEN IN ABHÄNGIGKEIT VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	58
ABB. 49/50:	SUBJEKTIVE INSPIRATORISCHE UNTERSTÜTZUNG IN ABHÄNGIGKEIT VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	58
ABB. 51/52:	SUBJEKTIVER EXSPIRATORISCHER WIDERSTAND IN ABHÄNGIGKEIT VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	59
ABB. 53/54:	SUBJEKTIVES EMPFINDEN DER PROBANDEN GENUG LUFT IN ABHÄNGIGKEIT VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8} ZU BEKOMMEN.....	59
ABB. 55/56:	SUBJEKTIVES EMPFINDEN DER PROBANDEN ZU VIEL LUFT IN ABHÄNGIGKEIT VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8} ZU BEKOMMEN.....	59
ABB. 57:	ABHÄNGIGKEIT DES AZV_{IN} UND AZV_{EX} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	60
ABB. 58:	ABHÄNGIGKEIT DES AZV_{IN} UND AZV_{LUNGE} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	61
ABB. 59:	ABHÄNGIGKEIT DES MINUTENVOLUMENS VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	62
ABB. 60:	ABHÄNGIGKEIT DES MV_{IN} UND MV_{LUNGE} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	63
ABB. 61:	ABHÄNGIGKEIT DER ATEMFREQUENZ VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	64
ABB. 62:	ABHÄNGIGKEIT DES $DELAY_{TRIGGER}$ VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	65
ABB. 63:	ABHÄNGIGKEIT DES $DELAY_{PEEP}$ VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	66
ABB. 64:	ABHÄNGIGKEIT DES $DELAY_{PEEP}$ VOM ASB_{PEEP8}	66
ABB. 65:	ABHÄNGIGKEIT DER INSPIRATORISCHEN ZEIT _{GESAMT} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	67

TAB. 1:	RECHNUNGEN ZUR KENNLINIE	13
TAB. 2:	MITTELWERTE ÜBER JE 10 SEK.....	13
TAB. 3:	KALIBRATION DES HAMILTON-PNEUMOTACHOGRAPHEN.....	16
TAB. 4:	ABWEICHUNG ZUM REFERENZWERT BEI VOLUMENKONTROLLIERTER BEATMUNG EINER TESTLUNGE.....	17
TAB. 5:	PROBANDENÜBERSICHT.....	32
TAB. 6:	EINFLUSS DER COMPLIANCE UND RESISTANCE AUF DAS AZV_{LUNGE}	36
TAB. 7:	AUSWIRKUNGEN DER <i>COMPLIANCE</i> BEI GEGEBENER <i>RESISTANCE</i> AUF DAS AZV_{LUNGE}	40
TAB. 8:	AUSWIRKUNGEN DER <i>RESISTANCE</i> BEI GEGEBENER <i>COMPLIANCE</i> AUF DAS AZV_{LUNGE}	40
TAB. 9:	DELAY-ZEITEN UNTER CPAP	40
TAB. 10:	POST-HOC-ANALYSE (SCHEFFE-TEST)	41
TAB. 11:	POST-HOC-ANALYSE (SCHEFFE-TEST)	41
TAB. 12:	POST-HOC-ANALYSE (SCHEFFE-TEST)	42
TAB. 13:	DELAY-ZEITEN IN ABHÄNGIGKEIT VOM ASB_{PEEP8}	42
TAB. 14:	POST-HOC-ANALYSE (SCHEFFE-TEST)	43
TAB. 15:	POST-HOC-ANALYSE (SCHEFFE-TEST)	43
TAB. 16:	POST-HOC-ANALYSE (SCHEFFE-TEST)	43
TAB. 17:	ABHÄNGIGKEIT DES AZV_{IN} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	44
TAB. 18:	ABHÄNGIGKEIT DES AZV_{EX} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	45
TAB. 19:	ABHÄNGIGKEIT DER ATEMFREQUENZ VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	46
TAB. 20:	ABHÄNGIGKEIT DES MINUTENVOLUMENS VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	46
TAB. 21:	ABHÄNGIGKEIT DES P_{MIN} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	47
TAB. 22:	ABHÄNGIGKEIT DES P_{MAX} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	48
TAB. 23:	ABHÄNGIGKEIT CO_{2MIN} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	49
TAB. 24:	POST-HOC-ANALYSE (SCHEFFE-TEST)	50
TAB. 25:	ABHÄNGIGKEIT DES ENDEXPIRATORISCHEN CO_{2MAX} VOM PEEP	50
TAB. 26:	ABHÄNGIGKEIT DES ENDEXPIRATORISCHEN CO_{2MAX} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	51
TAB. 27:	ABHÄNGIGKEIT DES ENDEXPIRATORISCHEN CO_{2MAX} VOM ASB_{PEEP8}	52
TAB. 28:	ABHÄNGIGKEIT DES ENDEXPIRATORISCHEN CO_{2MAX} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	53
TAB. 29:	POST-HOC-ANALYSE (SCHEFFE-TEST)	53
TAB. 30:	ABHÄNGIGKEIT DER FEUCHTIGKEIT VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	54
TAB. 31:	ABHÄNGIGKEIT DES SPO_2 VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	54
TAB. 32:	ABHÄNGIGKEIT DES TRANSKUTANEN CO_2 VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	55
TAB. 33:	VAS-LAUTSTÄRKE IN ABHÄNGIGKEIT VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	56
TAB. 34:	VAS-DRUCK IN ABHÄNGIGKEIT VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	57
TAB. 35:	VAS-WOHLBEFINDEN IN ABHÄNGIGKEIT VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	57

TAB. 36:	ABHÄNGIGKEIT DES AZV VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	60
TAB.37:	ABHÄNGIGKEIT DES AZV_{IN} UND AZV_{LUNGE} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	61
TAB. 38:	POST-HOC-ANALYSE (SCHEFFE-TEST)	61
TAB. 39:	ABHÄNGIGKEIT DES MINUTENVOLUMENS VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	62
TAB. 40:	ABHÄNGIGKEIT DES MV_{IN} UND MV_{LUNGE} VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	63
TAB. 41:	POST-HOC-ANALYSE (SCHEFFE-TEST)	63
TAB. 42:	ABHÄNGIGKEIT DER ATEMFREQUENZ VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	64
TAB. 43:	ABHÄNGIGKEIT DES INSPIRATORISCHEN $DELAY_{TRIGGER}$ VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	64
TAB. 44:	POST-HOC-ANALYSE (SCHEFFE-TEST)	65
TAB. 45:	ABHÄNGIGKEIT DES $DELAY_{PEEP}$ VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	65
TAB. 46:	POST-HOC-ANALYSE (SCHEFFE-TEST)	66
TAB. 47:	ABHÄNGIGKEIT DER INSPIRATORISCHEN $ZEIT_{GESAMT}$ VOM PEEP UND VOM ASB_{PEEP8}	67
TAB. 48:	POST-HOC-ANALYSE (SCHEFFE-TEST)	67

<u>Abkürzung</u>	<u>Bezeichnung</u>	<u>Einheit</u>
Abb.	Abbildung	
A/D	Analog/Digital	
ALI	Acute lung injury	
AMV	Atemminutenvolumen	l/min
ARDS	Acute respiratory distress syndrome	
ARI	Akute respiratorische Insuffizienz	
ASB	Assisted spontaneous breathing	
AZV	Atemzugvolumen	ml
BGA	Blutgasanalyse	
C	Compliance	ml/mbar
COPD	Chronisch obstruktive Lungenerkrankung (chronic obstructive pulmonary disease)	
CPAP	Kontinuierlich positiver Atemwegsdruck (<i>continuous positive airway pressure</i>)	
DC	Gleichstrom (<u>direct current</u>)	V
etCO₂	Expiratorisches CO ₂	mmHg
FiO₂	Inspiratorische Sauerstoffkonzentration (<i>fractionated inspired oxygen concentration</i>)	
hPa	Hektopascal	
Hz	Hertz	
I:E Verhältnis	Inspirations:Expirations-Verhältnis	
kPa	Kilopascal	
L	Liter	
mbar	millibar	
MV	Minutenvolumen	Liter/Minute
n	Anzahl	
NIV	Nicht-invasive Beatmung	
NRS	Numerische Rating-Skala	
p	Signifikanzniveau	

pCO₂	Kohlendioxidpartialdruck	mmHg
PEEP	Positive endexpiratory pressure	mbar
pO₂	Sauerstoffpartialdruck	mmHg
Sek.	Sekunde	Sekunde
Stdabw.	Standardabweichung	
Stdf.	Standardfehler	
Tab.	Tabelle	
tcpCO₂	Transkutaner Kohlendioxidpartialdruck	mmHg
tcpO₂	Transkutaner Sauerstoffpartialdruck	mmHg
UMG	Universitätsmedizin Göttingen	
VAS	Visual-Analog-Skala	
Vol.- %	Volumenprozent	

1 Einleitung

Eine der Hauptaufgaben der Lunge ist der Gasaustausch zwischen Luft und Blut mit der Aufnahme von Sauerstoff und der Abgabe von Kohlendioxid zur Aufrechterhaltung eines aeroben Metabolismus (Bein und Pfeifer 2010). Der ungestörte Gasaustausch beruht darauf, dass die Lungenabschnitte adäquat ventiliert werden, die Gase ungehindert in das Blutgefäßsystem diffundieren können und die Lungenabschnitte adäquat mit Blut versorgt werden (Renz-Polster und Braun 2001).

Für die Anwendung der nicht-invasiven Beatmung (NIV) ist eine Einteilung des respiratorischen Systems und der sich daraus ergebenden Pathologie in die Anteile "Atemmuskelpumpe und Ventilation" sowie "Lungenparenchym und Gasaustausch" zweckmäßig. Während die muskuläre Atempumpe, bestehend aus Zwerchfell, Interkostal- und Atemhilfsmuskulatur, für eine effektive Ventilation sorgt, wird der Gasaustausch durch das Lungenparenchym mit der alveolokapillären Membran sichergestellt.

Kommt es durch eine Erschöpfung der Atemmuskelpumpe zu einer ventilatorischen Insuffizienz, ist die Hyperkapnie, also ein erhöhter paCO_2 , der Leitwert der akuten respiratorischen Insuffizienz (ARI). Hingegen ist bei akuten pulmonalen Erkrankungen, wie z.B. einem akuten kardialen Lungenödem oder einer schweren Pneumonie, die Hypoxie, also ein erniedrigter paO_2 , der Leitwert der ARI (Roessler und Kill 2010). Pathophysiologisch kann man also zwischen einer Störung der Atemmuskelpumpe (hyperkapnische ARI) und einem pulmonalen Parenchymversagen (hypoxämische ARI) unterscheiden. Diese Differenzierung der Störungen spielt eine wichtige Rolle, da NIV in verschiedensten klinischen Situationen eingesetzt werden kann, aber abhängig von der Ursache nicht für jede Form einer ARI (Vermeidung der Intubation) erfolgsversprechend ist (Mehta und Hill 2001).

Störungen der Atemmuskelpumpe (hyperkapnische ARI)

Die Volumenänderung der Lunge erfolgt durch die Aktivität der Atemmuskulatur. Bei der ARI durch Störung der Atemmuskelpumpe (Zwerchfell, Interkostalmuskeln, Atemhilfsmuskulatur) mit eingeschränkter Ventilation kann noch weiter differenziert werden zwischen Atemantriebsstörungen (medikamentös, metabolisch oder zentral durch Hirnstammläsionen), neuromuskulären Ursachen (z.B. Muskeldystrophien, Guillan-Barré-Syndrom), Störungen der Atemmechanik und chronischen Atemwegobstruktionen (COPD, Schlafapnoesyndrom, Stimmbandparese) (Köhnlein und Welte 2006). Ein typisches Beispiel

ist die infektexazerbierte COPD. Sie ist gekennzeichnet durch einen erhöhten Atemwegswiderstand, eine dynamische Lungenüberblähung und eine konsekutive Abflachung des Zwerchfells. Als Folge wird die Atemmuskulatur überlastet und droht zu erschöpfen (Criée und Laier-Groeneveld 1995). Im Falle einer Obstruktion behindern die hohen Atemwegswiderstände die vollständige Expiration. Ebenso kommt es aufgrund der Zunahme der Atemfrequenz zu einer Verkürzung der Expirationsdauer, so dass am Ende ein Restvolumen in der Lunge verbleibt. Dieses Restvolumen stellt einen endexpiratorischen Restdruck dar, der als intrinsischer PEEP bezeichnet wird (Burchardi 1999).

Um einen bestehenden intrinsischen PEEP ausgleichen zu können, wird zusätzliche Atemarbeit benötigt. Die Atemhilfsmuskulatur muss einen Unterdruck erzeugen, der höher als der intrinsische PEEP ist, bevor die Inspiration wirksam wird und es zu einem Fluss in den Luftwegen kommt. Mit Hilfe der NIV wird die Atemarbeit vermindert. Zum einen wird dies durch Anlegen eines PEEP erreicht, der den intrinsischen PEEP im Idealfall ausgleicht, zum anderen wird die Inspiration durch die anliegende Druckunterstützung erleichtert und somit die Atemmuskelpumpe entlastet (Ogna und Domenighetti 2007, Westhoff und Rosseau 2010). Insbesondere für die hyperkapnischen Verläufe konnte bereits früh nachgewiesen werden, dass die nicht-invasive Beatmung im Vergleich zur konventionellen Therapie die Rate der Intubationen sowie die Beatmungsdauer und die Dauer der Intensivtherapie verkürzen kann (Bott et al. 1993, Brochard et al. 1995, Plant et al. 2000). Ebenfalls konnte für das Patientenkollektiv der exazerbierten COPD gezeigt werden, dass die 1-Jahres-Mortalität und die Rate der stationären Wiederaufnahmen reduziert war (Confalonieri et al. 1996). Neben der invasiven Beatmung hat sich in den letzten 20 Jahren die nicht-invasive Beatmung bei der Störung der Atemmuskelpumpe und bestehender hyperkapnischer ARI als eine Form der Beatmung mit einem gleichwertig hohen Stellenwert etabliert (Hörmann 2004).

Neben der Behandlung akuter Krankheitsbilder besteht auch die Möglichkeit der Behandlung von chronischen Erkrankungen wie dem obstruktiven Schlafapnoesyndrom sowie restriktiven und neuromuskulären Erkrankungen. Bei diesen Krankheitsbildern steht auch hier die chronische Insuffizienz der Atemmuskelpumpe mit einer resultierenden nächtlichen Hyperkapnie im Vordergrund, so dass in Form einer nächtlichen Heimbeatmung eine Regeneration der Atemmuskulatur erzielt werden kann (Windisch et al. 2010).

Parenchymversagen (hypoxämische ARI)

Sauerstoff diffundiert durch die alveolokapilläre Membran in das Blut und wird dort überwiegend chemisch an das Hämoglobin gebunden. Der Gasaustausch ist hierbei hauptsächlich vom Verhältnis der Ventilation (V) und Perfusion der Lungenkapillare (Q) abhängig und wird durch das Ventilation/Perfusion-Verhältnis (V/Q) beschrieben. Es sollte im optimalen Fall bei ca. 0,8 liegen (4 l Ventilation zu 5 l Durchblutung). Als Extremfälle sind hier zwei Zustände denkbar: 1. Eine Lungenalveole wird ventiliert, aber nicht perfundiert ($V/Q=\infty$ z.B. fulminante Lungenembolie). 2. Eine Lungenalveole wird nicht ventiliert, aber perfundiert ($V/Q=0$ z.B. Atelektase). Funktionell wirken sich erhöhte oder erniedrigte Ventilations/Perfusions-Verhältnisse als Zunahme des alveolären Totraums oder als intrapulmonaler Rechts-Links-Shunt oder als Kombination beider Faktoren aus (Larsen 2010). Ursache bei der hypoxämischen ARI ist in erster Linie eine Schädigung der Alveolarepithelzellen. Obwohl die Basalmembran und das Endothel noch intakt sind, ist die Durchlässigkeit des Endothels erhöht, so dass sich ein Alveolarödem ausbilden kann (Scholl 2004). Hierdurch kommt es zur Inaktivierung und Bildungsstörung von Surfactant, der die Innenseite der Alveolen auskleidet. Dieses kann wiederum im Verlauf des Atemzyklus zu einem Kollabieren der Alveolen führen. Entweder kommt es zu einem zyklischen Wiedereröffnen der Alveolen mit dem nächsten Atemzug oder aber sie bleiben verschlossen (Neumann et al. 1998). Es kommt somit zu einer Zunahme des intrapulmonalen Shunts durch Bildung von Atelektasen (Roessler und Kill 2010). Das bedeutet, dass Blut an Lungenabschnitten vorbeifließt, ohne am Gasaustausch teilzunehmen. Hierdurch wird auch verständlich, warum bei diesem Bild das alleinige Anheben der inspiratorischen Sauerstoffkonzentration zu keiner adäquaten Verbesserung der arteriellen Oxygenierung führt (Becker und Jerrentrup 2001). Durch Anlegen eines PEEPs kommt es zu einer Erhöhung des transpulmonalen Drucks, was bei forcierter Atmung einem expiratorischen Bronchialkollaps entgegenwirkt, den end-expiratorischen Alveolarkollaps verhindert, initial nicht ventilierte Lungenareale wieder belüftet und dadurch das zyklische Kollabieren und Öffnen der Alveolen reduziert (Roessler et al. 2012, Putensen et al. 2008, Neumann et al. 1998). Doch genau darin liegt die Problematik der NIV-Beatmung bei der hypoxämischen ARI. Ein häufiges Kriterium für das Scheitern ist die mangelnde Toleranz des Patienten. Schon kurze Phasen, in denen der PEEP durch Manipulation und damit zusätzliche Leckagen nicht gehalten wird, reichen für eine erneute Atelektasenbildung aus (Hörmann 2004, Antonelli et al. 2007). Ebenso kommt ein Scheitern durch vermehrte Sekretbildung und Unterbrechung der Therapie aufgrund von

Abhusten oder Absaugen in Betracht. So konnte gezeigt werden, dass NIV die Intubationsrate bei Patienten mit einer hypoxämischen ARI aufgrund einer primären Lungenschädigung wie einer schweren Pneumonie nicht absenken konnte (Delclaux et al. 2000, Domenighetti et al. 2002). Bei Patienten mit einem hypoxämischen ARDS konnte ebenfalls gezeigt werden, dass NIV häufig keinen Erfolg brachte (Antonelli et al. 2001).

So stellt sich immer die Frage nach dem wirksameren und gleichzeitig risikoärmeren Beatmungsregime (Schönhofer et al. 2008a). Zur Sicherstellung der Ventilation und Oxygenierung gibt es generell die Möglichkeiten der invasiven und nicht-invasiven Beatmung (NIV). Eine lang anerkannte und etablierte Methode ist die invasive Beatmung über einen künstlichen Atemweg (z.B. Endotrachealtubus oder Tracheostomietubus), mit dem der physiologische Atemweg mit seinen Funktionen teilweise umgangen wird (Burchardi et al. 2002). Neben dem Vorteil eines "sicheren" Atemweges für den Patienten besteht jedoch das Risiko, durch Zwischenfälle bei In- und Extubation (z.B. Tubusfehlage) Schaden zu nehmen. Um eine Tubustoleranz zu erreichen, wird oft eine Sedierung benötigt. Ebenso besteht in Abhängigkeit zur Beatmungsdauer die Gefahr einer ventilatorassoziierten Pneumonie mit der Folge hoher Sterblichkeit und hoher Kosten (Hörmann 2004, Rello et al. 2002). Wann immer es möglich ist, sollte auf eine invasive Beatmung verzichtet, bzw. eine frühe Extubation angestrebt werden (Schönhofer et al. 2008b). NIV stellt jedoch keinen Ersatz für die invasive Beatmung dar, wenn wichtige Gründe für einen invasiven Beatmungszugang sprechen. Ebenso ist eine unverzügliche Intubation indiziert, wenn bei einer ARI eine der folgenden absoluten Kontraindikationen für eine NIV vorliegt: Fehlende Spontanatmung oder Schnappatmung, fehlender Schutz der Atemwege, fixierte oder funktionelle Verlegung der Atemwege und gastrointestinale Blutung oder Ileus. Relative Kontraindikationen bestehen bei nicht ausreichender Vigilanz, hämodynamischer Instabilität, Mittelgesichtstrauma sowie Sekretverhalt und schwacher Hustenstoß (Burchardi et al. 2002).

Die Auswahl eines passenden Interfaces (Nasenmaske, Mund-Nasen-Maske, Full-Face-Maske, Beatmungshelm) ist wichtig für eine erfolgreiche NIV-Therapie sowie einen optimalen Tragekomfort. Aus diesem Grunde findet eine laufende Weiterentwicklung und individuelle Anpassung an die jeweiligen klinischen Anforderungen statt. Prinzipiell können zur Durchführung einer nicht-invasiven Beatmung alle konventionellen Beatmungsgeräte verwendet werden. Diese haben jedoch den Nachteil, über keine ausreichende Leckagetoleranz zu verfügen. Dadurch kommt es häufig zu Fehlalarmen und Störungen der Synchronität zwischen Patient und Beatmungsgerät, was zu einem Anstieg der Atemarbeit

führt (Heinemann 2009). Mittlerweile verfügen auch die meisten Intensivrespiratoren über einen speziellen NIV-Modus mit verbesserter Leckagekompensation und angepasster Trigger-Empfindlichkeit (Köhnlein und Welte 2005).

Im Krankenhaus wird NIV meistens auf Intensivstationen durchgeführt. Dies erklärt sich schon aus der Dringlichkeit der Intervention und der Möglichkeit, beim Scheitern von NIV einen invasiven Beatmungszugang zu wählen. Auf Intensivstationen ist eine kontinuierliche Überwachung (Monitoring) des Patienten gewährleistet und der hohe personelle Aufwand, gerade in der Initialphase einer NIV, kann erbracht werden. Am häufigsten wird hierbei die Gesichtsmaske verwendet, da schwer respiratorisch insuffiziente Patienten überwiegend Mundatmung durchführen (Leger und Leger 1999) und dieses Interface auf Intensivstationen etabliert und anerkannt ist. Bekannt ist, dass Probleme mit der Gesichtsmaske in Form von Undichtigkeit bestehen (Navalesi et al. 2000, Conti et al. 2002), wenig Komfort für den Patienten geboten wird (Kramer et al. 1995) und aufgrund des hohen Anpressdruckes Ulzerationen im Bereich des Nasenrückens entstehen (Gregoretti et al. 2002). Durch diese Probleme kann die Gesichtsmaske nur zeitlich begrenzt eingesetzt werden. Hierdurch wird wiederum der Erfolg der NIV-Therapie gefährdet.

Mit der Entwicklung eines Beatmungshelms sollen die beschriebenen Nachteile der Gesichtsmasken behoben und ein Interface geschaffen werden, welches als Alternative zur Gesichtsmaske zur Verfügung steht und eine Beatmung unabhängig von der Gesichtsanatomie erlaubt. Aus diesem Zusammenhang heraus entstand diese Dissertation mit dem Ziel, das neue Interface "Beatmungshelm" auch auf unserer anästhesiologischen Intensivstation der UMG zu etablieren und Möglichkeiten bzw. Grenzen in der klinischen Anwendung herauszuarbeiten.

Lungenmodell

Mit der vorliegenden Arbeit sollten die neuartigen Helme zur nicht-invasiven Beatmung umfassend evaluiert werden. Zunächst wurden im Lungenmodell die Auswirkungen von obstruktiven und restriktiven Ventilationsstörungen auf die Beatmung mittels Helm (CASTAR "R") unter CPAP und ASB betrachtet. Es erfolgte hierbei die Erfassung der Delay-Zeiten. Weiterhin wurde die Aufteilung des Helm-Inspirationsvolumens in seine pulmonalen und Totraumanteile betrachtet. Anhand der Ergebnisse wurden die Beatmungsparameter für die Probandenstudie festgelegt.

Probandenstudie

In der Probandenstudie wurden die Möglichkeiten einer Einflussnahme auf den spontan atmenden lungengesunden Probanden durch Veränderung der Beatmungsparameter unter CPAP und ASB untersucht. Analog zum Lungenmodell wurde erneut die Aufteilung des Helm-Inspirationsvolumens betrachtet. Durch ein multiples CO₂-Monitoring während der Testreihen sollte die Frage nach einer möglichen CO₂-Kumulation unter Helmbeatmung beantwortet werden und ob diese von den physikalischen Charakteristika der beiden Helme der Firma Rüsch (4VENT) und der Firma Starmed (CASTAR "R") beeinflusst wird. Analog zum Lungenmodell erfolgte die Erfassung der Delay-Zeiten. Abschließend wurde der Beatmungskomfort in Abhängigkeit zu den verschiedenen Beatmungsparametern evaluiert.

2 Material und Methoden

2.1 Beschreibung des Lungenmodells mit Messanordnung

2.1.1 Aufbau der TTL5600i Testlunge

Zunächst diente das Lungenmodell der Evaluierung von verschiedenen Sensorsystemen an einem selbstentwickelten Messturm. Des Weiteren sollten mit dem Lungenmodell physiologische und pathologische Lungenfunktionen simuliert werden, um Veränderungen während der Helmbeatmung festzustellen.

In der Simulation wird unterschieden zwischen Lungenmodellen, die sich rein passiv verhalten, und solchen, die sich sowohl passiv als auch aktiv verhalten. Das in dieser Arbeit verwendete Lungenmodell TTL5600i (Training-Test-Lunge, Michigan Instruments, Inc. Grand Rapids, MI, USA, Abb. 1) erhielt eine Modifikation, so dass die Atemzüge aktiv getriggert wurden, die Lunge selbst anschließend jedoch passiv beatmet wurde. Die Testlunge bestand aus zwei identischen Faltenbälgen, die ein bikompartimentelles System simulierten.

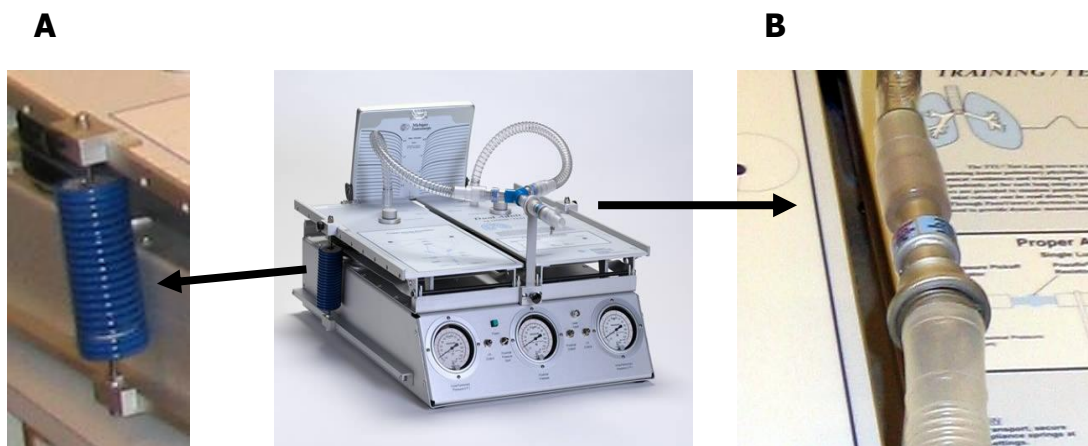


Abbildung 1: Testlunge TTL5600

Darstellung der Training-Test-Lunge, Michigan Instruments, Inc. Grand Rapids, MI, USA.

A = vergrößerte Darstellung der Compliance-Einstellung

B = vergrößerte Darstellung der Resistance-Einstellung

Durch verstellbare Federn an der jeweiligen Seite (Abb. 1A) wurden die Lungen in ihre Ausgangsposition zurückgebracht. Durch paralleles Verschieben entlang der Schiene wurde der Hebelarm der Federn und somit die Compliance der Testlunge in einem Bereich von 0,01 bis 0,1 l/mbar variiert. Die Resistance der Testlunge wurde durch kleine genormte Lochblenden, die direkt in Reihe vor der zu beatmenden Lunge angebracht wurden, simuliert

(Abb. 1B). Für den Versuchsaufbau wurden die beiden Testlungenhälften mit zwei Beatmungsgeräten (Evita 4, Firma Dräger, Lübeck, Deutschland) getrennt beatmet, um eine aktive Triggerung bei sonst passiv beatmeter Lunge zu ermöglichen. Dazu wurden die Verbindungen zwischen beiden Testlungen getrennt. Die linke Testlung (Abb. 2A) simulierte die Patientenlunge. Die Triggerlung (Abb. 2C) simulierte die Atemmuskulatur und konnte über einen kleinen verstellbaren Hebelarm (Abb. 2B) die simulierte Patientenlunge (Abb. 2A) während der Beatmung anheben und durch den entstehenden Unterdruck eine Inspiration auslösen. Nach der Triggerung war die simulierte Patientenlunge in der Lage, ohne weiteren Einfluss der Triggerlung den Atemzug zu vollenden. Der Hebelarm war in Ruhestellung der Lungen so zu positionieren, dass kein Abstand zwischen Hebelarm und simulierter Patientenlunge bestand. Die simulierte Patientenlunge musste in Ruhe minimal auf dem Hebelarm aufliegen. Dies war wichtig, um vergleichbare Triggerimpulse von der Triggerlung zu erhalten.

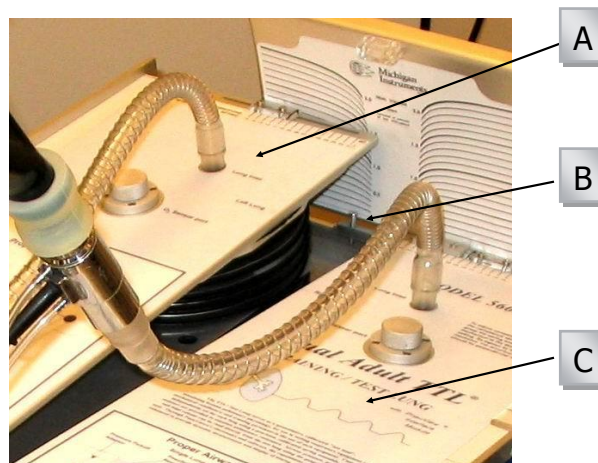


Abbildung 2: Triggerlung und simulierte Patientenlunge

A = simulierte Patientenlunge, **B** = Hebelarm an der Triggerlung, **C** = Triggerlung

2.1.2 Aufbau und Kalibration des Messturms

Zunächst bestand die Aufgabe, einen Messturm mit Hilfe der Anästhesietechnik der UMG zu konstruieren, der den Anforderungen an die verschiedenen Versuchsreihen gerecht wurde. Herzstück des Messturms war ein handelsüblicher Computer, welcher Daten über ein spezielles Programm "Maske" (Version 1.2 T. Schulze, Anästhesietechnik, UMG, Deutschland) online aufzeichnete. Mit Hilfe dieses Programms konnten die Messwerte sowohl während der Messung graphisch dargestellt und numerisch abgelesen als auch nach der Messung mit Microsoft EXCEL ausgewertet werden. Da sämtliche Sensoren (bis auf das TCM4-Gerät) ein analoges Signal generierten, mussten sie über einen A/D-Wandler in ein

digitales Signal umgewandelt werden, um von dem Computer über den Parallelport verarbeitet werden zu können. Der A/D-Wandler verfügte über 8 Kanäle mit einer 12-Bit-Auflösung bei einer Sampling-Frequenz von 20 Hz. Aus Sicherheitsgründen wurden die Signale galvanisch getrennt, so dass keine leitenden Verbindungen zwischen Computer und Messaufbau bestanden. Der A/D-Wandler bekam ein analoges Signal aus den Einschüben 1 und 2 sowie direkt vom Feuchtigkeitsmesser (F1). Das digitale Signal des TCM4-Gerätes wurde direkt über eine serielle Anbindung (RS232C) online ausgelesen. Zur weiteren Sicherheit der Probanden wurde der gesamte Messturm durch einen Trenntrafo potentialfrei getrennt.

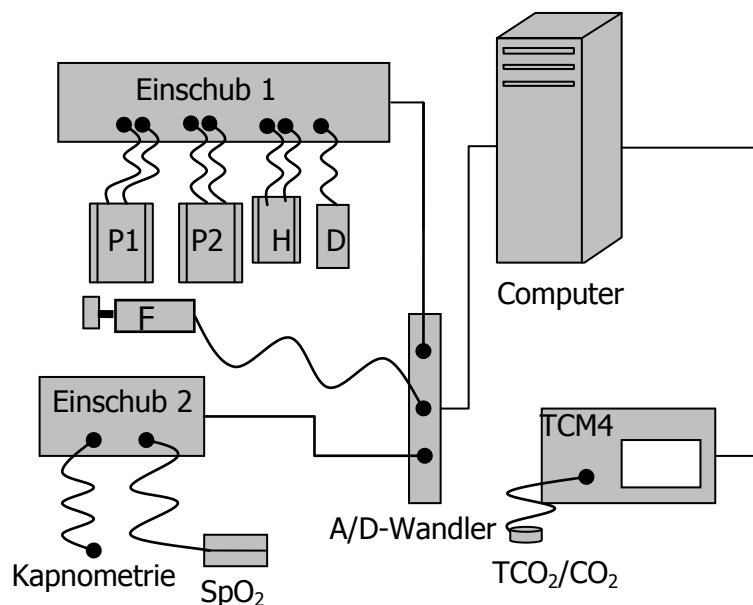


Abbildung 3: Schematischer Aufbau des Messturms

P1/P2 = Pneumotachograph Fleisch, **H** = Hamilton-Pneumotachograph, **D** = Drucktransducer,
F = Feuchtetransmitter FT202-M, **K** = Kapnometrie, **SpO₂** = Pulsoxymetrie,
A/D-Wandler = Analog/Digital-Wandler, **TCO₂/CO₂** = Transkutaner Messsensor

2.1.2.1 Einschub 1

Je nach Arbeitsweise kam es durch unterschiedliche Mechanismen in den Pneumotachographen zu einem Druckabfall. Über zwei PVC-Schläuche wurden die Druckdifferenzen von den Pneumotachographen an die Eingänge des jeweiligen Differenzdrucktransducers weitergeleitet und je nach Differenz in ein analoges Signal umgewandelt. In dem selbst konstruierten Einschub 1 befanden sich vier Differenzdrucktransducer, wovon die drei für die Pneumotachographen baugleich waren (Typ 113LP10D, Firma Sensortechnics, München, Deutschland). Laut Herstellerdatenblatt

erzeugt eine Druckdifferenz an beiden Eingängen der Transducer von ± 10 mbar eine Ausgangsspannung von 1 bis 6 Volt DC, wobei der Nullpunkt je nach Abgleich bei ca. 3,5 Volt liegt. Der vierte Transducer zur Druckmessung (Typ 143SC01D, Firma Sensortronics, München, Deutschland) im Helm arbeitet gegen Atmosphärendruck und war bis zu einem Druck von 70 mbar ausgelegt. Der Transducer wurde mit dem Druckkalibrationsgerät (KAL 84, Firma Halstrup-Walcher GmbH, Kirchzarten, Deutschland) kalibriert, indem die resultierende Spannung des eingestellten Druckes direkt vor dem A/D-Wandler mit Hilfe eines Spannungsmessgerätes erfasst wurde. Die vom Hersteller angegebene Einlaufzeit von einer halben Stunde wurde bei der Kalibration als auch bei den Messungen beachtet. Hierbei wurde eine Kennlinienabweichung von 1 % der Ausgangsspanne bei Messbereichen < 250 Pa angegeben. Die Beziehung zwischen den eingestellten Werten des Kalibrationsgerätes und der gemessenen Spannung [V] zeigt Abb. 4.

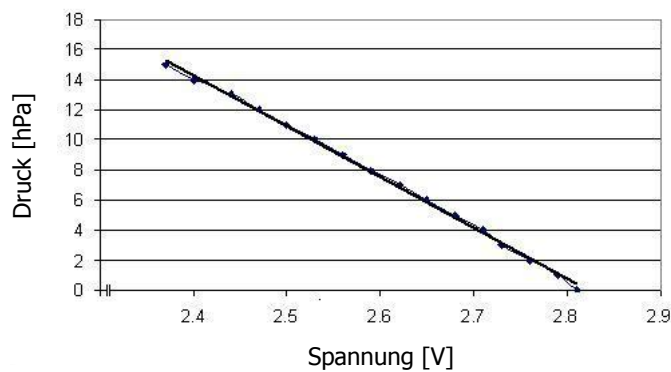


Abbildung 4: Kalibrationskurve des Drucksensors

Die Auswertung der Kurve ergab einen linearen Zusammenhang zwischen Ausgangsspannung des Transducers und dem angelegten Druck. Die Formel wurde im Datenaufzeichnungsprogramm "Maske" hinterlegt und ging somit direkt in die Datenerhebung ein.

$$D = -33.858x V + 95.551$$

$$R^2 = 0.9983$$

Formel 1: Linearer Zusammenhang zwischen Spannung und Druck

D = Druck, **R** = Regressionskoeffizient

Die Messgenauigkeit der Differenzdrucktransducer lässt sich erhöhen, indem sie möglichst geringen Temperaturschwankungen ausgesetzt werden, um ein Driften des Arbeitsbereiches zu minimieren. Aus diesem Grund wurde der Messturm mindestens eine Stunde vor einer

Messung und dem damit verbundenen Offsetabgleich in Betrieb genommen. Bei dem Offsetabgleich, welcher von dem Programm "Maske 1.1" bei jedem Start automatisch durchgeführt wurde, berücksichtigte das Programm einen eventuellen Temperaturdrift und die damit verbundene Offsetspannung am Ausgang der Differenzdrucktransducer ohne vorhandenen Flow.

Fleisch-Pneumotachograph

Um die inspiratorischen und expiratorischen Volumina während der Helmbeatmung zu berechnen, wurden verschiedene Pneumotachographen zur Messung des Gasflusses im Vorfeld getestet. Es zeigte sich, dass hierbei Spitzenflüsse bis 180 l/min erreicht wurden. Die geringste Abweichung über den gesamten Flowbereich konnte mit den Pneumotachographen (Fleisch Nr. 2, Firma Fleisch, Lausanne, Schweiz, Fleischsensoren Abb. 5A) erzielt werden, die im Inneren eine wabenartige Struktur aus engen, parallel angeordneten Röhren enthielten und somit auch bei hohen Flüssen eine laminare Strömung erzeugen können (Abb. 5B).



Abbildung 5: Fleisch-Pneumotachograph
(Fleisch Nr. 2, Firma Fleisch, Lausanne, Schweiz)

Entlang der Röhren kam es zum Druckabfall, der nach dem Hagen-Poiseuille-Gesetz (Formel 2) bei laminarer Strömung linear proportional zum Flow ist. Der gemessene Differenzdruck wurde mit Hilfe von einem Transducer in ein elektrisches Signal umgewandelt.

$$\Delta P = \frac{8 \cdot V \cdot \mu \cdot l}{\pi \cdot r^4}$$

Formel 2: Gesetz von Hagen-Poiseuille

(Berechnung des Gasflusses aus dem Druckabfall über einer Kapillare) ΔP = Druckdifferenz über der Kapillare, V = Gasfluss durch die Kapillare, μ = Viskosität des Gasgemisches, r und l = Radius und Länge der Kapillare

Wie aus dem Hagen-Poiseuille-Gesetz hervorgeht, wird das Messergebnis nicht nur von der Geometrie der Messanordnung, sondern auch von der Viskosität der Gase beeinflusst. Sie ist temperaturabhängig und kann bei der Verwendung verschiedener Gase variieren. Da die dynamische Viskosität von Wasserdampf geringer ist als die von Luft, tragen Änderungen des Wassergehaltes ebenfalls zur Erhöhung des Messfehlers bei. Die Messgenauigkeit wird für den Gasfluss im Messbereich von 0 bis 2,5 l/s mit $\pm 1\%$ angegeben. Um den Pneumotachographen zu kalibrieren, wurde ein digitaler TSI-Flowmesser (TSI INC, Shoreview MN, USA, Model 4040 D) benutzt. Zur Kalibration wurden die Pneumotachographen mit dem TSI-Flowmesser in Reihe geschaltet und mit einem Gasmisch (30 % O₂) durchströmt. Verwirbelungen zwischen TSI-Gerät und Pneumotachographen wurden durch Zwischenschalten eines 30 cm langen Beatmungsschlauches vermieden. Die Sensoren wurden in einem Arbeitsbereich von 0-190 l/min kalibriert, indem die resultierende Spannung des eingestellten Flows direkt vor dem D/A-Wandler mit Hilfe eines Spannungsmessgerätes erfasst wurde. Abb. 6 zeigt die Beziehung zwischen den Werten der TSI-Messung und der gemessenen Spannung [V] für den jeweiligen Pneumotachographen.

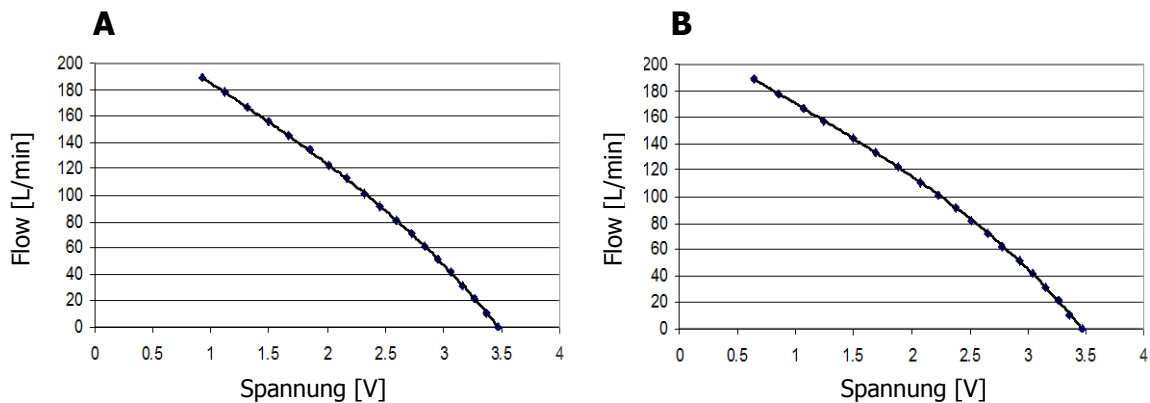


Abbildung 6: Kalibrationskurven der Pneumotachographen

A = Kalibrationskurve Pneumotachograph P1

B = Kalibrationskurve Pneumotachograph P2

Zur Beschreibung der Kurven (und somit der Kennlinie der Pneumotachographen) wurde ein Polynom der vierten Ordnung verwendet. Die Abweichung der Pneumotachographen wurde rechnerisch ermittelt. Bei einem angelegten Flow ergab sich eine resultierende Spannung.

Diese wurde in die Formel eingesetzt und die Differenz zwischen errechnetem Flow-Wert und gemessenem Flow-Wert ermittelt (siehe Tabelle 1).

$$F1 [l/min] = - 0,699x^4 [V] + 3,074x^3 [V] - 8,489x^2 [V] - 46,921x [V] + 238,040 [V]$$

$$R^2 = 1$$

$$F2 [l/min] = - 0,642x^4 [V] + 1,989x^3 [V] - 3,653x^2 [V] - 48,124x [V] + 220,760 [V]$$

$$R^2 = 1$$

Beide Formeln wurden im Datenaufzeichnungsprogramm "Maske 1.1" hinterlegt. Auf diese Weise wurden die ermittelten Kennlinien der Flowsensoren direkt in die Datenakquisition eingebunden. Ebenso wurden die Nullpunkte rechnerisch ermittelt und im Programm "Maske 1.1" hinterlegt. Auf diese Weise wird bei jedem Programmstart ein Offsetabgleich durchgeführt und ein Driften der Arbeitspunkte berücksichtigt. Anschließend wurde das Datenaufzeichnungsprogramm "Maske 1.1" mit den ermittelten Kennlinien überprüft, indem ein konstanter Flow in einem Bereich von 0-120 l/min in 10 l/min-Schritten über 10 Sekunden aufgezeichnet wurde und mit den Referenzwerten des TSI-Gerätes verglichen wurde. Tabelle 1 zeigt die Mittelwerte über jeweils 10 Sekunden Aufzeichnung mit der Abweichung [%] zum TSI als Referenzwert.

Spannung [V]	Gemessener Flow [L/min]	Errechneter Flow [L/min]	Differenz [%]
3,37	11,03	11,23	1,83
3,27	21,24	21,32	0,38
3,17	31,45	31,46	0,03
3,06	41,89	41,43	-1,10
2,96	51,70	51,23	-0,90
2,84	61,30	60,96	-0,56
2,73	70,70	70,77	0,10
2,60	80,30	81,03	0,91
2,45	91,00	91,98	1,08
2,32	101,50	101,54	0,04
2,17	112,50	112,08	-0,38
2,02	123,00	122,58	-0,34
1,85	134,00	133,52	-0,36
1,67	144,80	144,63	-0,12
1,50	155,40	155,57	0,11
1,31	166,50	166,98	0,29
1,12	178,20	178,29	0,05
0,92	189,70	189,47	-0,12

Tabelle 1: Rechnungen zur Kennlinie
(am Beispiel des Pneumotachographen P1)

P1 [l/min]	P2 [l/min]
10,38 ± 3,83%	10,23 ± 1,51%
20,97 ± 4,85%	20,23 ± 3,51%
30,67 ± 2,22%	30,12 ± 1,78%
40,59 ± 1,46%	39,97 ± 1,51%
50,38 ± 0,76%	50,18 ± 0,39%
61,07 ± 1,79%	60,54 ± 0,87%
69,57 ± 0,62%	69,19 ± 0,53%
79,33 ± 0,84%	79,60 ± 0,34%
89,56 ± 0,49%	89,25 ± 0,35%
99,75 ± 0,25%	98,67 ± 1,08%
108,92 ± 0,99%	109,44 ± 0,48%
119,23 ± 0,64%	119,72 ± 0,41%

Tabelle 2: Mittelwerte über je 10 Sek
Aufzeichnung mit Abweichung [%] zum TSI

P1 = Pneumotachograph 1

P2 = Pneumotachograph 2

Hamilton-Pneumotachograph

Für die Probandenstudie bestand die Forderung nach einem kleinen Pneumotachographen mit breitem Arbeitsbereich (± 120 l/min), bei dem der Inspirationsflow direkt am Mund des Probanden (bei verschlossener Nase) gemessen werden konnte. In Vorversuchen wurden verschiedene Sensoren getestet. Den geforderten Ansprüchen kam der Pneumotachograph (Firma Hamilton Medical, Bonaduz, Schweiz, Abb. 7) am nächsten. In der Mitte des Sensors befand sich eine feine durchsichtige Membran (Abb. 7C). In ihr war eine kleine Fahne (Abb. 7A) ausgestanzt, die an der Basis (Abb. 7B) mit der Membran verbunden und nach vorne und hinten gleichermaßen beweglich angebracht war. Je nach Flowstärke wurde die Fahne mehr oder weniger stark in Flussrichtung gebogen. Lässt man einen konstanten Flow durch eine Blende bestimmter Größe fließen, so baut sich eine bestimmte Druckdifferenz über der Blende auf. Die Druckdifferenz ändert sich exponentiell zum Flow. Dadurch, dass sich beim Hamilton-Pneumotachographen die Fahne je nach Flow mehr oder weniger in Flussrichtung biegt, vergrößert sich die Blende (und verkleinert sich somit der Widerstand) mit steigendem Flow. Durch diesen Effekt wird aus der exponentiellen Funktion ein annähernd linearer Zusammenhang zwischen Flowänderung und Druckdifferenz.

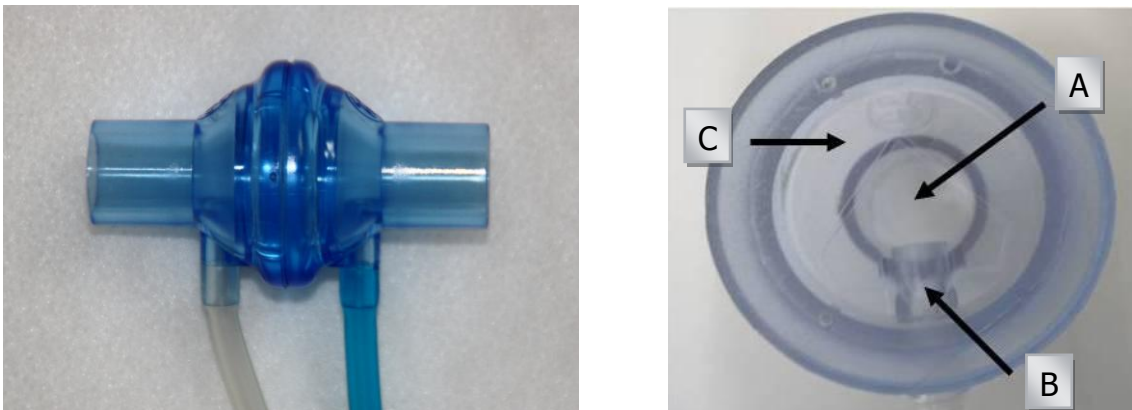


Abbildung 7: Hamilton-Pneumotachograph

A = kleine Fahne, **B** = Steg zur Befestigung der Fahne, **C** = Membran des Sensors

Abb. 8 zeigt den modifizierten Hamilton-Pneumotachographen, der in allen Versuchen eingesetzt wurde. Durch den Filter (BARR-VENT-S, B+P Beatmungs-Produkte, Neunkirchen-Seelscheid, Deutschland) wurde der Pneumotachograph vor direkter Feuchtigkeit und Bakterien geschützt. Die flexible Gänsegurgel (Superset Catheter Mount, Intersurgical, Wokingham, England) ermöglichte es, den Pneumotachographen im Helm zu

positionieren. Um möglichst gleiche Voraussetzungen in allen Versuchen zu erhalten und eine Vergleichbarkeit der Daten zu ermöglichen, wurde diese Modifikation des Hamilton-Pneumotachographen (mit Filter, Winkel und Gänsegurgel) in allen Versuchen verwendet. Für die Probandenstudie wurde wie im Bild auf den Winkel noch ein Mundstück gesetzt. Der modifizierte Hamilton-Pneumotachograph hat eine Resistance von 4,7 [mbar/l/sec] und stellt somit eine erhöhte Atemarbeit für den Probanden dar.

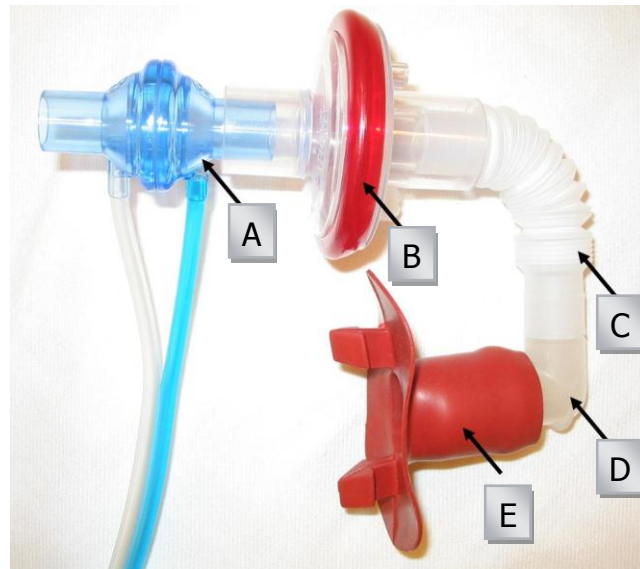


Abbildung 8: Modifizierter Hamilton-Pneumotachograph

A = Hamilton-Pneumotachograph, **B** = Filter, **C** = Gänsegurgel, **D** = Winkel, **E** = Gummimundstück

Der modifizierte Hamilton-Pneumotachograph wurde nach dem gleichen Verfahren wie der Fleisch-Pneumotachograph kalibriert (siehe dort). Die Beziehung zwischen den Werten der TSI-Messung und der gemessenen Spannung [V] zeigt Abb. 9.

$$H \text{ [L/min]} = 244.02x^4 \text{ [V]} - 2873.4x^3 \text{ [V]} + 12580x^2 \text{ [V]} - 24045x \text{ [V]} + 16769 \text{ [V]}$$

$$R^2 = 0.9992$$

Der Hamilton-Pneumotachograph konnte bidirektional betrieben werden. Hierbei hätte sich eine größere Abweichung der Kalibrationskurve ergeben, so dass im Messturm der Pneumotachograph nur unidirektional zugunsten einer höheren Messgenauigkeit betrieben wurde. Zur Beschreibung der Kurven (und somit der Kennlinie des Pneumotachographen) wurde ebenfalls ein Polynom der vierten Ordnung verwendet.

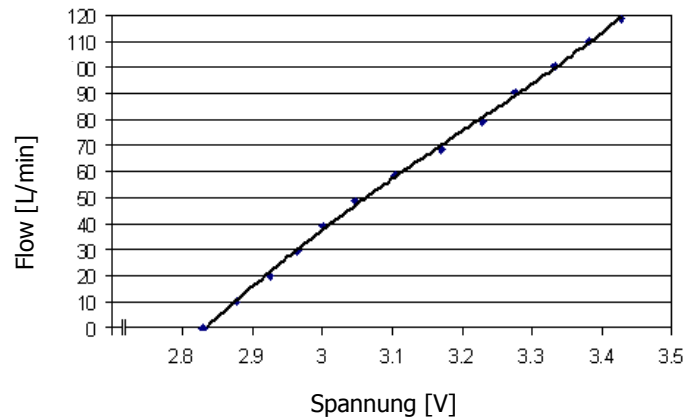


Abbildung 9: Kalibrationskurve des modifizierten Hamilton-Pneumotachographen

Die Abweichung der Formel von dem durch die Messungen ermittelten Arbeitsbereich des Pneumotachographen wurde rechnerisch bestimmt, indem für x in der Formel die jeweiligen Spannungswerte eingesetzt und die Differenz zwischen errechnetem Flow-Wert und gemessenem Flow-Wert ermittelt wurde (Tabelle 3). Auch für den modifizierten Hamilton-Pneumotachographen wurde ein rechnerischer Nullpunkt festgelegt und im Programm "Maske 1.1" für den Offsetabgleich hinterlegt. Da es sich bei den Versuchen um das AZV bzw. AMV als Messgröße handelte, wurde die Messgenauigkeit der Pneumotachographen bezogen auf das Volumen mit Hilfe einer kalibrierten Prüflunge (Prüflunge, Technologie-Institut Medizin GmbH, Göttingen, Deutschland) und dem Datenauswertungsprogramm "Mdap" (Version 1.1, T. Schulze, Anästhesie Technik, UMG, Deutschland) ermittelt.

Spannung [V]	Gemessener Flow [L/min]	Errechneter Flow [L/min]	Differenz [%]
2,88	10,12	10,70	5,75
2,93	20,01	21,67	8,30
2,97	29,44	30,43	3,38
3,00	39,28	38,03	-3,19
3,05	48,50	47,34	-2,38
3,11	58,44	58,54	0,18
3,17	68,52	70,55	2,97
3,23	79,21	81,03	2,29
3,28	90,30	89,92	-0,42
3,33	100,40	100,61	0,21
3,38	110,10	110,18	0,07
3,43	118,80	120,09	1,09

Tabelle 3: Kalibration des Hamilton-Pneumotachographen

Zur Errechnung des Referenzwertes wurde die Compliance ($C = 54.695 \text{ [l/cmH}_2\text{O]}$) der Prüflunge im Programm hinterlegt. Die Prüflunge wurde mit der Evita 4 im volumenkontrollierten Modus mit einem Testvolumen von 500 ml, 800 ml und 1500 ml mit einem Flow von 40 l/min und 80 l/min beatmet. Je Einstellung wurden 12 Atemzüge ausgewertet und die Abweichung des Mittelwertes vom Referenzwert in Prozent angegeben. Die größte Abweichung des Volumens zum Referenzwert war $< 7 \%$. Diese Messung wurde zur Kontrolle vor jeder Messreihe durchgeführt, wobei Abweichungen eine Kalibrierung der Sensoren zur Folge hatten. Auf eine Aufheizung der Fleisch-Sensoren wurde in unseren Versuchsreihen verzichtet, da sich in den Vorversuchen gezeigt hat, dass der Wasserdampfgehalt durch das große Volumen der Helme auch in der Probandenstudie nicht mehr als 22 mg/l betrug und somit unterhalb der Grenze zum Kondensieren lag. Eine Hinterlegung der Kalibrationskurve der Flowsensoren im "Mdap"-Programm erwies sich in der Praxis als ungünstig, da diese einen direkten Einfluss auf die Messgröße hat. Eine Fehlerkorrektur war nachträglich nicht mehr möglich, da keine Rohdaten mehr vorlagen. Retrospektiv betrachtet wäre es günstiger gewesen, die Rohdaten aufzuzeichnen und anschließend eine Korrektur durch eine Maske durchzuführen, in der die Kalibrationskurve berücksichtigt wird.

Vt [L] / Flow [L/min]	Ref.-Wert Vt [L]	Insp. % zu dem Ref.-Wert	Exsp. % zu dem Ref.-Wert	Hamilton % zu dem Ref.-Wert
0.5 / 40	0,45	97,37	97,78	93,54
0.5 / 80	0,45	98,15	102,23	98,52
1.0 / 40	0,90	97,13	100,37	94,17
1.0 / 80	0,90	97,02	98,42	95,72
1.5 / 40	1,35	97,85	98,59	93,93
1.5 / 80	1,34	98,01	103,56	96,69

Tabelle 4: Abweichung zum Referenzwert bei volumenkontrollierter Beatmung einer Testlunge

Feuchtetransmitter FT202-M

Eine weitere Fragestellung, die im Zuge der Messung untersucht wurde, war der Absolutwert und der Verlauf der Feuchtigkeit in der Expirationsluft während der Beatmung. Hierfür wurde im Messaufbau ein spezieller Transmitter (Absolut-Feuchte-Transmitter, Typ FT202-M, ZSK-Systemtechnik GbR, Katlenburg-Lindau, Deutschland) verwendet. Der Transmitter arbeitet zur Messung der Absolut-Feuchte mit einem kapazitiven Feuchtesensor (Abb. 10A). Jede Feuchtigkeitsänderung im Gasgemisch ruft eine Änderung der Kapazität hervor. Diese Änderung wurde über eine Auswertelektronik erfasst und in ein analoges Spannungssignal umgewandelt. Der FT202-M ist in der Lage, auch in gesättigten Gasen bis 45°C betauungsfrei

die Feuchte zu messen. Der absolute Wassergehalt des Gases wurde direkt gemessen, d. h. ohne die sonst übliche Umrechnung aus Temperatur und relativer Feuchte, da die Kapazität des Messkondensators direkt als Signal herangezogen werden konnte. Dadurch ist die Ansprechzeit des Transmitters gering genug, um schnellen Änderungen von Gasfluss und Feuchte folgen zu können. Die maximale Auflösung liegt bei ± 0.1 mg/l mit einer vom Hersteller angegebenen Genauigkeit von ± 1.2 mg/l.

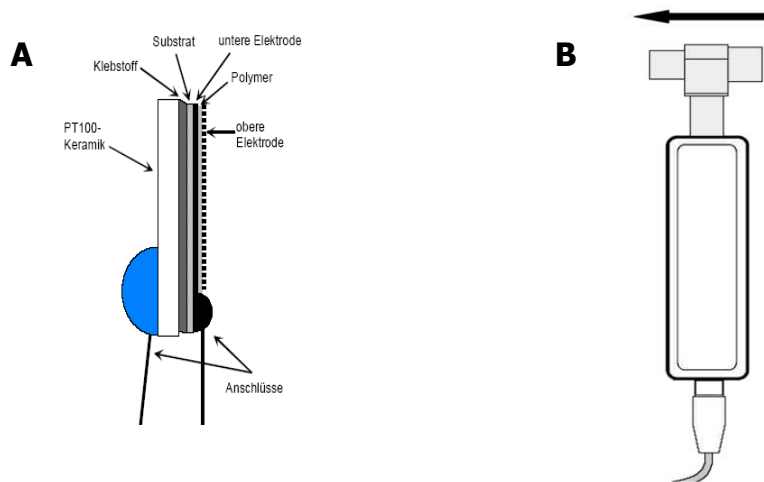


Abbildung 10: Aufbau des Feuchtetransmitters

A = Aufbau des kapazitiven Feuchtetransmitters **B** = Schematischer Aufbau des Feuchtetransmitters

Mit freundlicher Genehmigung (Züchner 2009) ZSK-Systemtechnik

2.1.2.2 Einschub 2

Zur Messung des CO₂-Verlaufes im Helm (Atemwegsmodul M-CO) sowie zur Messung der peripheren Pulsoxymetrie (M-ESTPR Modul) wurde auf eine modifizierte Datex-Monitor-Einheit (Datex AS/3TM, Hoyer Klinikgeräte Handels GmbH, Achim, Deutschland) zurückgegriffen. Die Kapnometrie misst den CO₂-Anteil in der Expirationsluft als numerisches Ergebnis. Wird zusätzlich noch der Verlauf der CO₂-Abatmung graphisch dargestellt, spricht man von Kapnographie. In dem Versuchsaufbau wurde ein Nebenstrom- oder Side-Stream-Kapnometer verwendet. Hierzu wird ein Teil der Expirationsluft über einen dünnen Schlauch zum Sensor hin abgesaugt, die Analyse des Gases erfolgt dann im Gerät. Bei einem Gesunden, der normoventiliert ist, liegt der etCO₂ etwa bei 4-5 Vol.- % bzw. bei 30-35 mmHg. Um den endexpiratorischen CO₂-Partialdruck in mmHg (etCO₂) zu erhalten, müssen der aktuelle Barometerdruck, Luftfeuchtigkeit und die Umgebungstemperatur berücksichtigt werden. Als Faustformel für die Umrechnung gilt: 1 Vol.- % entspricht etwa 7 mmHg, 1 mmHg sind etwa 0,15 Vol.- %. Zur Messung zieht das

Modul ein Probenvolumen von ca. 200 ml/min aus dem Helm. Vom Hersteller wird ein Messbereich von 0-15 kPa (0-113 mmHg) bei einer Messgenauigkeit von $\pm 0,3$ Vol.- % angegeben. Das Atemwegsmodul wurde regelmäßig von der Anästhesietechnik der UMG kalibriert und gewartet. Die Sauerstoffsättigung (SpO₂) [%] definiert die Menge an transportiertem Sauerstoff im Vergleich zur Gesamtkapazität (auch Vivo-Sauerstoffsättigung genannt). Der SpO₂-Wert wird durch ein Pulsoxymeter bei zwei Wellenlängen mittels der Lichtabsorptionstechnik gemessen. Rotes und infrarotes Licht (660 nm und 900 nm) wird hierzu von der Senderseite des Sensors ausgestrahlt und teilweise durch das Gewebe absorbiert. Der Detektor auf der gegenüberliegenden Seite des Sensors nimmt das durchgelassene Licht auf. Der Anteil des absorbierten Lichts wird ermittelt und der Sättigungsgrad hieraus errechnet. Pulsoxymeter können nicht zwischen HbCO, MetHb und HbO₂ unterscheiden. Aus diesem Grunde können bei Rauchern die Werte etwas höher liegen. Vom Hersteller wird für das Pulsoxymetrie-Modul ein Messbereich von 40-100 % SpO₂ bei einer Abweichung im Bereich von 80-100 % von ± 2 Stellen angegeben.

2.1.2.3 Radiometer TCM4, tcpO₂ und tcpCO₂

Das TCM4-Monitor-System (Tina, Firma Radiometer, Brønshøj, Dänemark) ist zum kontinuierlichen, transkutanen Monitoring von Sauerstoff- (tcpO₂) und Kohlendioxid-Partialdrücken (tcCO₂) bestimmt. Die E5280 Kombi-Elektrode wurde hierzu mittels eines Fixationsringes, der an einer sauberen und trockenen Hautstelle aufgeklebt wird, fixiert. Der nötige Kontakt zwischen Haut und Elektrode wurde mittels einer vom Hersteller vertriebenen Spezialflüssigkeit hergestellt. Wenn die Elektrode auf der Haut angebracht war, wurde die über ein Heizelement erzeugte Wärme auf die Hautoberfläche übertragen. Die Wärme erzeugt eine lokale Vasodilatation und steigert die Permeabilität der Haut für Sauerstoff und Kohlendioxid, so dass es möglich ist, eine Messung an der Hautoberfläche durchzuführen. Die tcpCO₂-Messung wurde vereinfacht durch eine pH-Glaselektrode und eine Silberchlorid-Referenzelektrode realisiert. Wenn das CO₂ von der Haut freigesetzt wird, diffundiert es durch die Membran in den Elektrolyten, wo es mit Wasser reagiert und zu Kohlensäure wird, die gemäß der Formel $\text{H}_2\text{O} + \text{CO}_2 \leftrightarrow \text{H}_2\text{CO}_3 \leftrightarrow \text{H}^+ + \text{HCO}_3^-$ in H⁺ und HCO₃⁻ dissoziiert. Die H⁺-Änderung im Elektrolyten bewirkt eine Änderung im pH-Wert. Diese pH-Wert-Änderung zieht eine Änderung der Spannung zwischen Glas und Referenzelektrode nach sich. Die pH-Änderung kann direkt in die zugrundeliegende pCO₂-Änderung umgerechnet werden, da nach der Henderson-Hasselbach-Gleichung ein lineares Verhältnis zwischen pH-Wert und log pCO₂ besteht (Formel 3).

$$\text{pH} = \text{pK} + \log \frac{[\text{HCO}_3^-]}{a \cdot \text{pCO}_2}$$

Formel 3: Henderson-Hasselbach-Gleichung

pK = Dissoziationskonstante von Kohlensäure, **[HCO₃⁻]** = Konzentration von HCO₃⁻

a = Löslichkeitskoeffizient von gelöstem CO₂, **pCO₂** = Partialdruck von CO₂

Die tcpO₂-Messung wurde auf der Basis einer elektrochemischen Elektrodenkette, die aus einer Platinkathode (Sensorelektrode) und einer Silberanode (Referenzelektrode) bestand, durchgeführt. Sauerstoff diffundiert durch die Membran der Elektrode zu der Kathode, wo eine Sauerstoffreduktion [O₂ + 2H₂O + 4e⁻ → 4OH⁻] als Ergebnis des stromerzeugenden Prozesses erfolgt. An der Anode findet folgende Reaktion statt: 4Ag + 4Cl⁻ → 4AgCl + 4e⁻. Die Reduktion von Sauerstoff an der Kathode der Elektrode erzeugt einen Strom, der in eine Spannung im Sensor umgewandelt wird und zu der tcpO₂-Änderung proportional ist. Die Kalibration der Messelektrode erfolgte nach jedem Membranwechsel der Elektrode sowie vor jedem Probandenmonitoring, beim Wechsel der Messstelle oder bei Messungen über 4 Stunden. Zur Kalibration der Elektrode wurde ein Standard-Kalibriergasgemisch (7,5 % CO₂ und 20,9 % O₂) verwendet. Der Vorgang wurde vom Gerät automatisch durchgeführt.

2.1.3 Beschreibung des Beatmungshelms CASTAR "R" der Firma Starmed

Bei dem ersten Modell (CASTAR "R", Firma Starmed, Mirandola, Italien) handelte es sich um einen NIV-Helm (Abb. 11) der Größe M (Halsumfang 34-41 cm) mit einem Gesamtvolumen von 7,5 l. Der Beatmungshelm bestand aus einem Kunststoffkragen (Abb. 11G) mit einem flexiblen und durchsichtigen Plastikkopf. Zum Anschluss eines Respirators bietet der Beatmungshelm zwei genormte Anschlüsse (Abb. 11B). Des Weiteren besaß der Beatmungshelm zwei kleine, im Kragen eingeschweißte Schleusen, durch die der Druckabnehmer und die Absaugung für die Kapnometrie gelegt wurde (Abb. 11D). Der seitlich angebrachte Deckel diente als Manipulationsport (Abb. 11I), welcher bei Bedarf abgedreht werden konnte und Zugang zum Probanden schuf. Dieser Deckel beinhaltete ebenfalls ein Notluftventil (Abb. 11H), welches sich bei einem entsprechenden geringen Druck im Beatmungshelm (< 2 mbar) öffnete. Das Notluftventil war mit einem Feststell- bzw. Fixierungsknopf ausgestattet und musste bei nicht-invasiver Beatmung arretiert werden. Am Kunststoffkragen befand sich vorne und hinten jeweils ein Verankerungsknopf (Abb. 11F)

zum Befestigen der Haltebänder. Diese waren mit einem Schaumstoffüberzug zum Schutz vor Verletzungen ausgestattet und konnten an den Patienten angepasst werden. Das Anlegen von Haltebändern durch die Axilla des Patienten verhinderte ein Anheben des Beatmungshelms unter Beatmung und erhöhte die Dichtigkeit des Systems. Im Inneren des Beatmungshelms befanden sich zwei Luftkissen (Abb. 11J/C), welche von außen mit einer kleinen Handpumpe aufgepumpt werden konnten, um so das Volumen im Inneren des Helms auf ca. 3 l zu verkleinern. Die in diesen Versuchsreihen benutzten Helme wurden vor ihrem Einsatz auf Dichtigkeit überprüft, da es zu erheblichen Leckagen über undichte Nähte kam.

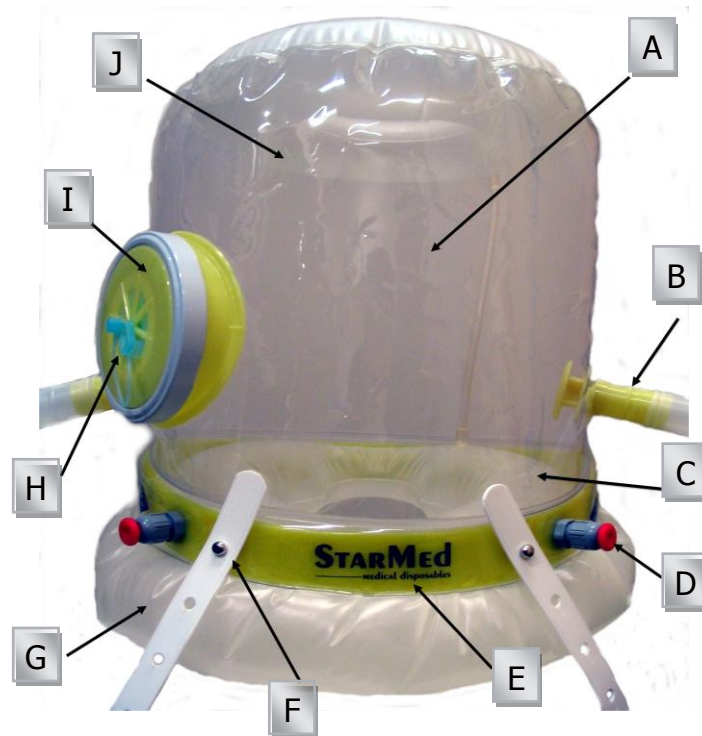


Abbildung 11: Beatmungshelm CaSTAR "R", Starmed

A = zylinderförmiger Helm, **B** = Anschluss Beatmung, **C** = aufblasbares Luftkissen Halskrause,
D = Zugang 4–6.5mm, **E** = Fester Ring, **F** = Halteband + Befestigungsknopf, **G** = Halskrause,
H = Notluftventil, **I** = Manipulationsport, **J** = aufblasbares Luftkissen Kopf

2.1.4 Beschreibung des Beatmungshelms 4Vent der Firma Rüsch

Bei dem zweiten verwendeten Helm handelte es sich ebenfalls um ein Einmalprodukt (4Vent, Firma Rüsch, Kernen, Deutschland). Für alle Versuchsreihen wurde ein NIV-Helm (Abb. 12) der Größe M mit einer Kragenweite von 32-39 cm und einem Gesamtvolumen von 11,5 l verwendet. Der Helm bestand aus einem latexfreien flexiblen Plastikkopf (Abb. 12A), der nach vorne durchsichtig war und endete unten in einem festen Kunststoffring (Abb. 12D) an

dem alle Schläuche und Zubehörteile angeschlossen werden. Die Halskrause des Helms aus weichem, elastischem Polyurethan konnte sich von innen an den Hals anlegen und verringerte so die Leckage des Helmes bei Beatmung. An zwei Druckpunkten ließ sich der Helm durch Plastikträger, die durch die Axilla laufen, individuell befestigen.

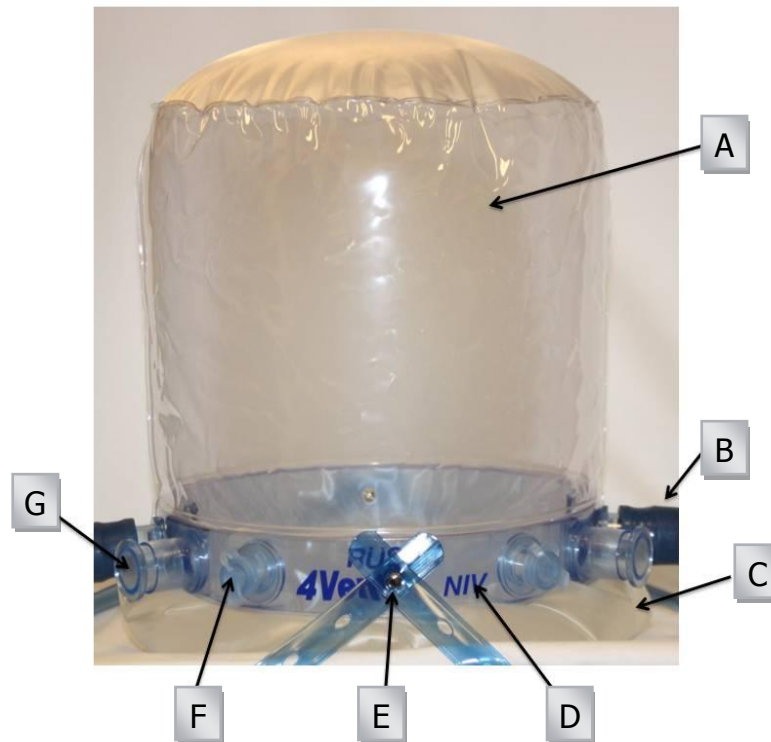


Abbildung 12: Beatmungshelm 4Vent, Rüsich

A = zylinderförmiger Helm, **B** = Anschluss Beatmung, **C** = Halskrause, **D** = fester Kunststoffring,
E = Anschluss für Haltebänder, **F** = 15 mm Anschlüsse, **G** = 22 F/M-Anschluss

2.1.5 Beschreibung des Glaskopfes

Für die Messreihen wurde ein spezieller Glaskopf angefertigt, der in Form und Größe einen Patientenkopf simulierte. Dieser wurde über eine Glasröhre (Trachea) mit dem Lungenmodell über einen Beatmungsschlauch (B&P Beatmungsprodukte GmbH, Neunkirchen, Deutschland) mit der Länge von 1100 mm und dem Durchmesser von 22 mm verbunden. Der Helm wurde über dem Glaskopf mit den Halteriemern auf einer speziellen Spannvorrichtung befestigt. Die beiden Luftreservoirs wurden auf einen Druck von 40 mmHg aufgeblasen, so dass der Helm nahezu luftdicht auf dem Glaskopf befestigt wurde. Durch den Glaskopf verringerte sich das Volumen des Beatmungshelms auf 2,35 l. Das Volumen wurde durch Eintauchen des Glaskopfes in eine mit Wasser gefüllte Wanne, durch Messung des verdrängten Volumens, bestimmt.

2.1.6 Beschreibung des Beatmungsgerätes Evita 4

Die Evita 4 (Firma Dräger, Lübeck, Deutschland) ist als ein Langzeitbeatmungsgerät für den Einsatz auf der Intensivstation konzipiert. Das Beatmungsgerät verfügt neben einem Modus für die invasive Beatmung auch über einen speziellen, optimierten Modus für die nicht-invasive Beatmung. Dieses zeichnet sich durch eine spezielle Leckagekompensation und ein erweitertes Alarmmanagement aus. In allen Versuchen wurde die Evita 4 mit der Softwareversion 04.10 verwendet.

2.1.7 "Mdap"-Programm

Mit dem Datenauswertungsprogramm "Mdap" (Version 1.1, T. Schulze, Anästhesie Technik, UMG, Deutschland) wurden die mit dem Datenaufzeichnungsprogramm "Maske 1.1" hinterlegten Daten direkt ausgewertet. Über ein Pop-up Fenster konnten Schwellenwerte (low limit/ high limit) zur Erkennung des Beginns und des Endes eines Atemzuges eingestellt werden. Diese Schwellenwerte mussten individuell dem Flowsignal angepasst werden, um eine sichere Detektion eines Atemzuges zu garantieren. Das Programm grenzte nun selbstständig die Atemzüge in dem zuvor ausgewählten Bereich ein und errechnete das Integral der eingegrenzten Flowkurve. Zur optischen Kontrolle werden die erkannten und eingegrenzten Atemzüge vom Programm dargestellt (Abb. 13).

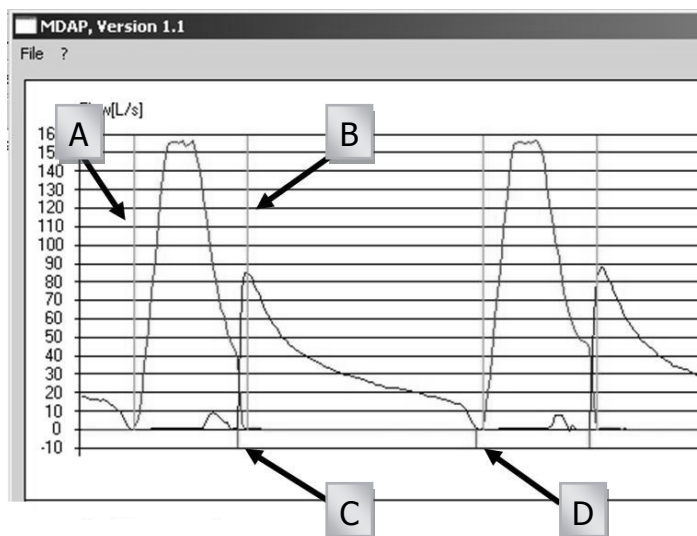


Abbildung 13: Screenshot Auswertungsprogramm "Mdap 1.1"

A = Beginn Inspirationsflow (P1), **B** = Ende Inspirationsflow (P1),
C = Beginn Expirationsflow (P2), **D** = Ende Expirationsflow (P2)

Im Hintergrund des Programms wurden automatisch zu jedem erkannten Atemzug die zugehörigen Messwerte wie z.B. Spitzendruck, PEEP etc. ermittelt. Das Programm berücksichtigte dabei alle aufgezeichneten Signale des Messturms, die als Datenfile ausgegeben und anschließend mit Microsoft EXCEL weiterverarbeitet wurden. Bei den Auswertungen der Daten wurde jeweils eine Minute Messzeit berücksichtigt. Folgende Parameter konnten je nach Fragestellung pro Atemzug berechnet werden:

- das Volumen durch den Pneumotachographen P1 [L]
- das Volumen durch den Pneumotachographen P2 [L]
- das Volumen durch den modifizierten Hamilton-Pneumotachographen H [L]
- der endexpiratorische Druck im Helm [mbar]
- der Druck im Helm P_{\min}/P_{\max} [mbar], der Spitzendruck [mbar]
- die Feuchtesättigung im Expirationsschenkel
- die $tcpO_2$ - und $tcpCO_2$ -Werte
- die Werte der Pulsoxymetrie
- die Kapnometriewerte $etCO_2$ $_{\min/\max}$.

Einen Ausschnitt eines typischen Screenshots des Flowsignals vom Pneumotachographen P1 und P2 zeigt Abb. 13.

2.1.8 BreathAssist-Analysetool

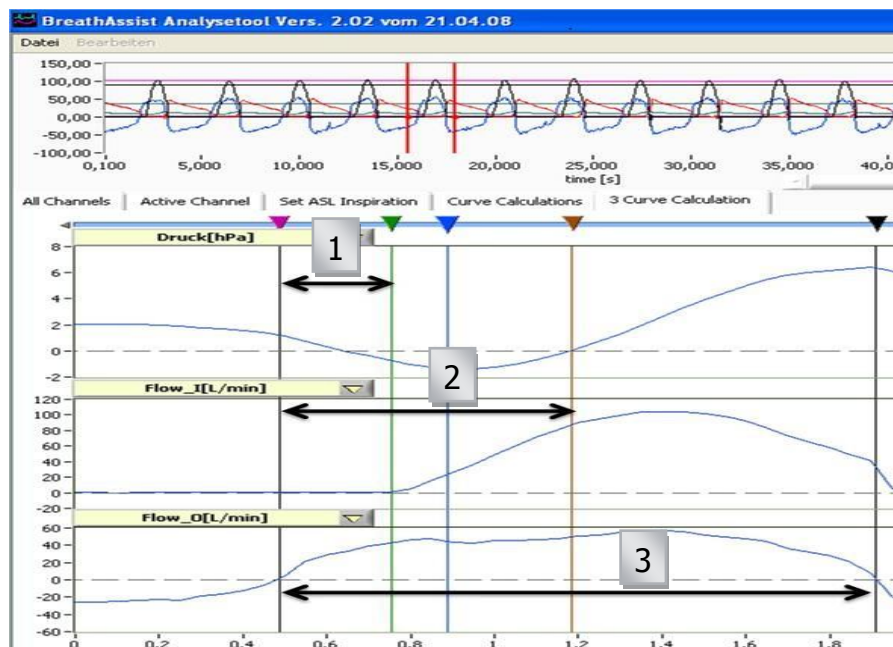


Abbildung 14: Screenshot BreathAssist

Berechnung der Delay-Zeiten: **1** = $Delay_{\text{Trigger}}$, **2** = $Delay_{\text{PEEP}}$, **3** = $inspiratorische\ Zeit_{\text{Gesamt}}$

In der Studie wurden sowohl am Lungenmodell als auch in der Probandenstudie die inspiratorischen Delay-Zeiten erfasst. Der Start der Inspirationszeit wurde im Lungenmodell als auch in der Probandenmessung durch das Flowsignal des Hamilton-Pneumotachographen H1 festgelegt. Der Inspirationsflow am Helm wurde durch den Pneumotachographen P1 gemessen. Weiterhin wurde der Druck im Helm durch den Druckaufnehmer D gemessen (siehe Abb. 15). Es konnte der jeweilige "Mdap"-Datensatz verwendet werden, welcher in die Auswertungsmaske des BreathAssist-Analysetools Version 2.02 (Dr. P. Herrmann, UMG, Deutschland) geladen wurde. Abb. 14 zeigt einen typischen Screenshot.

2.2 *Simulation von obstruktiven und restriktiven Ventilationsstörungen und deren Auswirkungen auf die Beatmung mittels Helm*

2.2.1 Versuchsaufbau

Abb. 15 zeigt den schematischen Versuchsaufbau, dessen Kernstück die TTL5600i Testlunge ist. Die Evita 4 wurde mit Beatmungsschläuchen (B&P Beatmungsprodukte GmbH, Neunkirchen, Deutschland, 1850 mm Länge / 22 mm Durchmesser) an den Helm angeschlossen. Der Helm wurde wie in der Abb. 15 dargestellt über den Glaskopf gezogen und mit den Gurten auf einer speziellen Halterung befestigt. Die unten aus dem Glaskopf ausgeleitete Trachea wurde über einen 40 cm langen Beatmungsschlauch (B&P Beatmungsprodukte GmbH, Neunkirchen, Deutschland) mit der simulierten Lunge verbunden. Die Triggerlunge wurde von einer zweiten Evita 4 separat im volumenkontrolliertem Modus (IPPV) mit einem Atemzugvolumen von $V_t = 300$ ml und einer Frequenz von 12/min bei einer eingestellten Inspirationszeit von 0,5 Sekunden und dem sich daraus resultierenden Flow von 42 l/min (Autoflow ausgeschaltet) beatmet. Die Einstellungen an der Evita 4 wurden so gewählt, dass eine Triggerung der simulierten Patientenlunge über den gesamten Versuchsbereich sichergestellt war. Wie bereits beschrieben, ventiliert der über den CASTAR "R"-Helm beatmete Glaskopf die simulierte Patientenlunge. Über den beschriebenen Hebelarm wurde die simulierte Patientenlunge von der Triggerlunge angehoben, bis der induzierte Unterdruck einen Atemzug durch Überschreiten des Flowtriggers in der am Helm angeschlossen Evita 4 generiert. Die Evita 4 wurde in den Versuchsreihen im NIV-Modus betrieben, um eine optimale Leckageanpassung zu garantieren. Wie in den Vorversuchen festgestellt, muss der Flowtrigger auf einen Wert ≥ 2 l/min eingestellt werden, um eine Selbsttriggerung der Evita 4 durch den Helm zu verhindern. In den Versuchsreihen wurde der Flowtrigger auf

einen Grenzwert von 2 l/min eingestellt, um eine möglichst optimale Ventilation des Helms sicherzustellen. Aus dem gleichen Grund wurde die Rampenzeit auf null gestellt (Costa et al. 2005). Alle anderen Werte entsprachen der Grundeinstellung der jeweiligen Geräte.

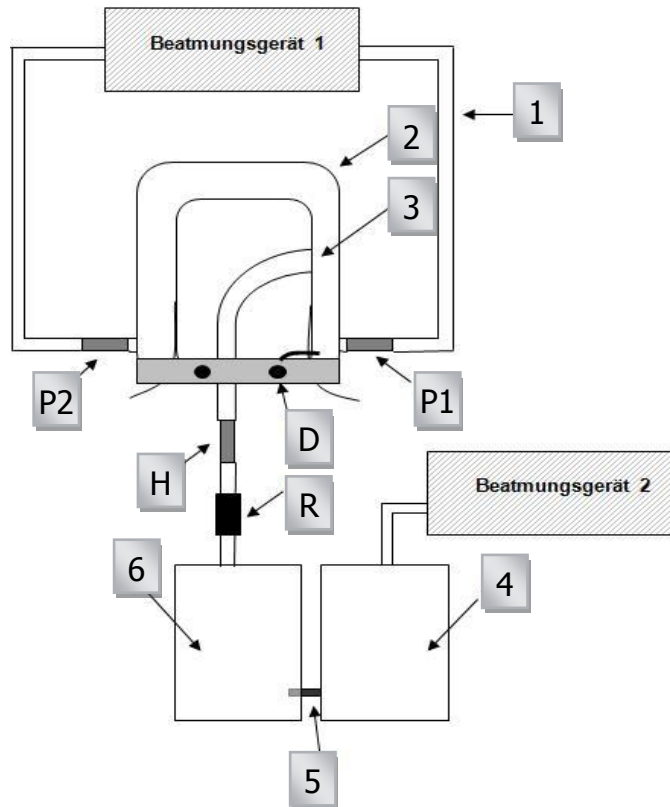


Abbildung 15: Schematischer Aufbau des Lungenmodells

1 = Beatmungsschlauch, **2** = CASTAR "R" Helm, **3** = Glaskopf, **4** = Triggerkompartiment (TTL5600i),
5 = Hebelarm (TTL5600i), **6** = Lungenkompartiment (TTL5600i), **H** = Hamilton-Pneumotachograph (AZV_{Lunge}),
P1 = Pneumotachograph inspiratorisch (AZV_{Helm inspir.}), **P2** = Pneumotachograph expiratorisch (AZV_{Helm expir.}),
R = Resistance-Stück, **D** = Druckabnehmer

2.2.2 Versuchsdurchführung

Mit den Versuchsreihen sollte der Frage nachgegangen werden, inwieweit mit CPAP bzw. ASB simulierte Patienten beatmet und dadurch entlastet werden können, die unter obstruktiven und restriktiven Ventilationsstörungen leiden. Im CPAP-Modus erfolgte zunächst eine optimale PEEP-Findung. Ein PEEP unter 4 mbar kam nicht in Frage, da das Notluftventil unter diesem PEEP nicht sicher schloss und eine Beatmung unmöglich war. Ein PEEP über 12 mbar schied am Lungenmodell aus mechanischen Gründen aus, da die Lunge bei der ASB-Beatmung das maximale Füllungsvolumen überschritt.

Im CPAP-Modus wurden die Versuchsreihen mit PEEP-Werten von 4 mbar, 8 mbar und 12 mbar durchgeführt. Mit dem gefundenen PEEP wurde im weiteren Verlauf die

Versuchsaufbau über den Glaskopf gesetzt und an einem Plexiglastisch fixiert. Der expiratorische Anschluss wurde blind verschlossen, so dass keine Luft entweichen konnte. Inspiratorisch wurde ein konstanter Flow von 100 ml/sek angeschlossen und durch einen Pneumotachographen kontrolliert. Der Druck im Helminnenen wurde durch den schon in den Vorversuchen benutzten Druckabnehmer bestimmt. Der Versuchsablauf wurde wiederum durch das Programm "Mdap" aufgezeichnet. Insgesamt wurden 10 Helme pro Hersteller getestet. Abb. 17 zeigt die Compliance-Kurve der Beatmungshelme. Ausgewertet wurde im Bereich zwischen 10 mbar und 20 mbar, weil sich diese Punkte im gesuchten Arbeitsbereich befinden und linear verlaufen. Die gemessene Compliance der Beatmungshelme lag bei den CASTAR "R"-Helmen zwischen min. 45,07 ml/mbar und max. 60,01 ml/mbar bei einem Mittelwert von 52,10 ml/mbar. Bei den 4Vent-Helmen lag die gemessene Compliance zwischen min. 51,08 ml/mbar und max. 81,12 ml/mbar bei einem Mittelwert von 66,43 ml/mbar.

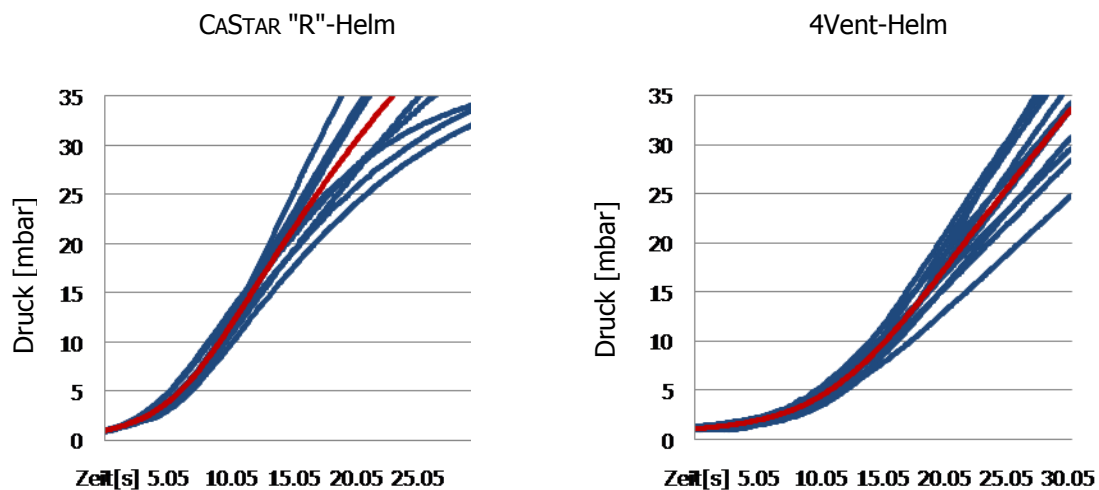


Abbildung 17: Bestimmung der Compliance, n=10

2.2.4 Auswertung und Statistik

Die mit dem Datenaufzeichnungsprogramm "Maske 1.1" erhobenen Daten wurden zunächst mit dem Datenauswertungsprogramm "Mdap" wie unter 3.1.7 beschrieben ausgewertet. Folgende Parameter wurden pro Atemzug berechnet: das Volumen durch den Pneumotachographen P1 [L] und den Pneumotachographen P2 [L], das Volumen durch den modifizierten Hamilton-Pneumotachographen H [L], der Druck im Helm P_{\min}/P_{\max} [mbar] und der PEEP [mbar]. Die weitere statistische Auswertung wurde mit dem Programm Statistica durchgeführt. Hierbei wurden die verschiedenen Beatmungsparameter in einer

mehrfaktoriellen ANOVA getestet. Zur besseren Darstellung wurden Box-Plots verwendet. Ebenso wurde eine Post-hoc-Analyse (Scheffe-Test) durchgeführt. Zur Bestimmung der Delay-Zeiten wurde der "Mdap"-Datensatz in die Auswertungsmaske des BreathAssist-Analysertools Version 2.02 (Dr. P. Herrmann, UMG, Deutschland) geladen. Die weitere statistische Auswertung erfolgte durch Vergleich der Daten in einer mehrfaktoriellen ANOVA (Statistica).

2.3 Untersuchung der CO₂-Rückatmung von Probanden unter Helmbeatmung

Der Studienablauf wurde von der Ethikkommission der medizinischen Fakultät der Georg-August-Universität Göttingen geprüft und genehmigt (laufende Antragsnummer: 26/1/03). Wie in der Fragestellung bereits erläutert, sollte durch diesen Versuchsaufbau untersucht werden, wie sich die Atemgase der Probanden unter Helmbeatmung verändern. Ein wichtiger Parameter war hierbei das Verhalten des CO₂. Um diese Fragestellung ausreichend beantworten zu können, haben wir den Verlauf des CO₂ im Helm mittels Kapnographie sowie transkutaner Messung bestimmt. Ebenso wurde während dieser Versuchsreihe ein Fragebogen zum Komfort der Probanden während der Beatmung erhoben. Da uns für die klinische Anwendung interessierte, ob es einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Helmen gibt, wurde eine randomisiert kontrollierte und einfach verblindete experimentelle Studie mit beiden Helmen durchgeführt.

2.3.1 Vorversuche

Es wurde nach einem weiteren Monitoring-Verfahren gesucht, um eine mögliche CO₂-Rückatmung während der Helmbeatmung beurteilen zu können. Zu diesem Zweck wurden im Rahmen einer laufenden Studie beatmete Patienten auf der Intensivstation der UMG mit dem Radiometer TCM4-Monitor-System nach Herstellerangaben überwacht. Die Werte der tcpO₂/ tcpCO₂-Messung wurden alle fünf Minuten notiert und mit arteriellen als auch zentral venösen BGAs verglichen. Die Überwachung wurde für zwei Stunden durchgeführt, um ein Driften der Messwerte zu überprüfen. Die Ergebnisse ließen den Schluss zu, dass sich das tcpO₂-Monitoring zwar zur Verlaufskontrolle beim erwachsenen Menschen eignet, nicht hingegen zur Ermittlung der Absolutwerte. Anders hingegen die Werte des tcpCO₂-Monitorings. Es konnte eine geringe Abweichung der gemessenen Werte zu den vorhandenen BGAs nachgewiesen werden, so dass auf ein invasives Monitoringverfahren zur Bestimmung der pCO₂-Werte verzichtet werden konnte.

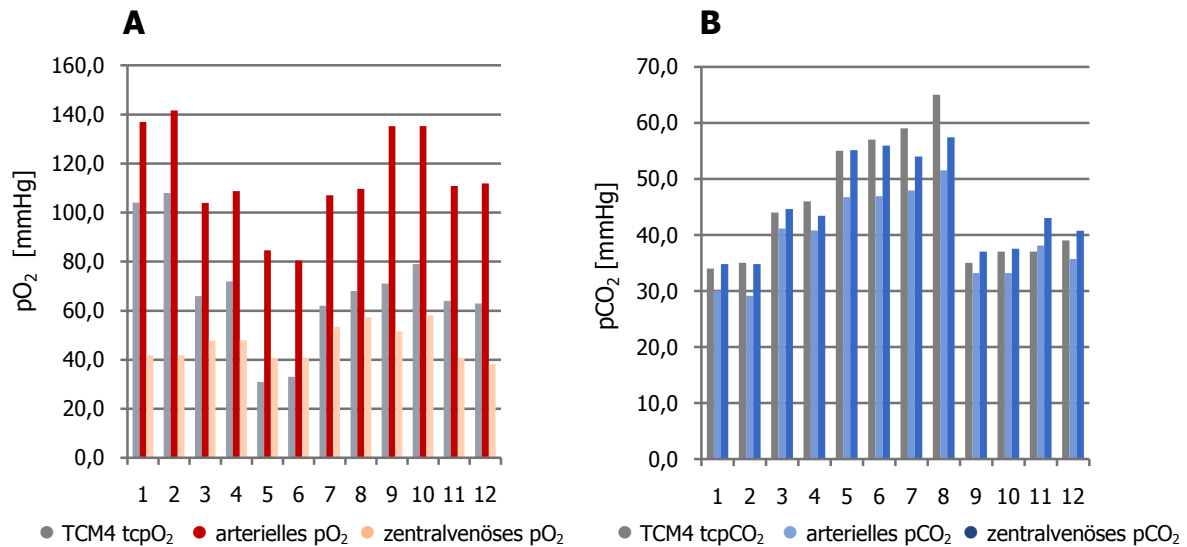


Abbildung 18: Vergleich des tcpO₂- und tcpCO₂-Monitoring mit BGA-Werten

A = Vergleich des transkutanen pO₂-Monitoring mit BGA-Werten

B = Vergleich des transkutanen pCO₂-Monitoring mit BGA-Werten

2.3.2 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau ist in Abb. 20 dargestellt. Der Proband lag während der Versuchsreihen in Rückenposition in 30° Oberkörperhochlagerung. Die Evita 4 wurde mit Beatmungsschläuchen (B&P Beatmungsprodukte GmbH, Neunkirchen, Deutschland, 1850 mm Länge und 22 mm Durchmesser) an den Helm angeschlossen. Im Inspirationsschenkel wurde in Flussrichtung der Pneumotachograph P1, im Expirationsschenkel der Pneumotachograph P2 sowie der Feuchtetransmitter angeschlossen. Am CASTAR "R"-Helm wurden die Luftkissen auf einen Druck von 30 mmHg aufgeblasen. Über die in der Helmbeschreibung angegebenen Zugänge (CASTAR "R" Abb. 11D, bzw. 4Vent Abb. 12F) wurde der Schlauch für die Kapnometrie (PE-Probenentnahmeschläuche für Atemgas-Monitoring, 300 cm Länge, Asmuth Medizintechnik GmbH, Minden, Deutschland) und der Schlauch für den Druckabnehmer angeschlossen. Ein handelsüblicher PVC-Schlauch (5 mm Innendurchmesser und 80 mm Länge) diente zur Durchführung und endete im Inneren des Helmes. Die Pulsoxymetrie wurde an einem gut durchbluteten, warmen Finger angebracht. Die tcpO₂- und tcpCO₂- Werte wurden durch Anbringen des Sensors am Oberarm ermittelt. Alle Messwerte wurden durch das Datenaufzeichnungsprogramm "Maske 1.1" aufgezeichnet und standen somit zur späteren Auswertung durch das Datenauswertungsprogramm "Mdap" zur Verfügung.

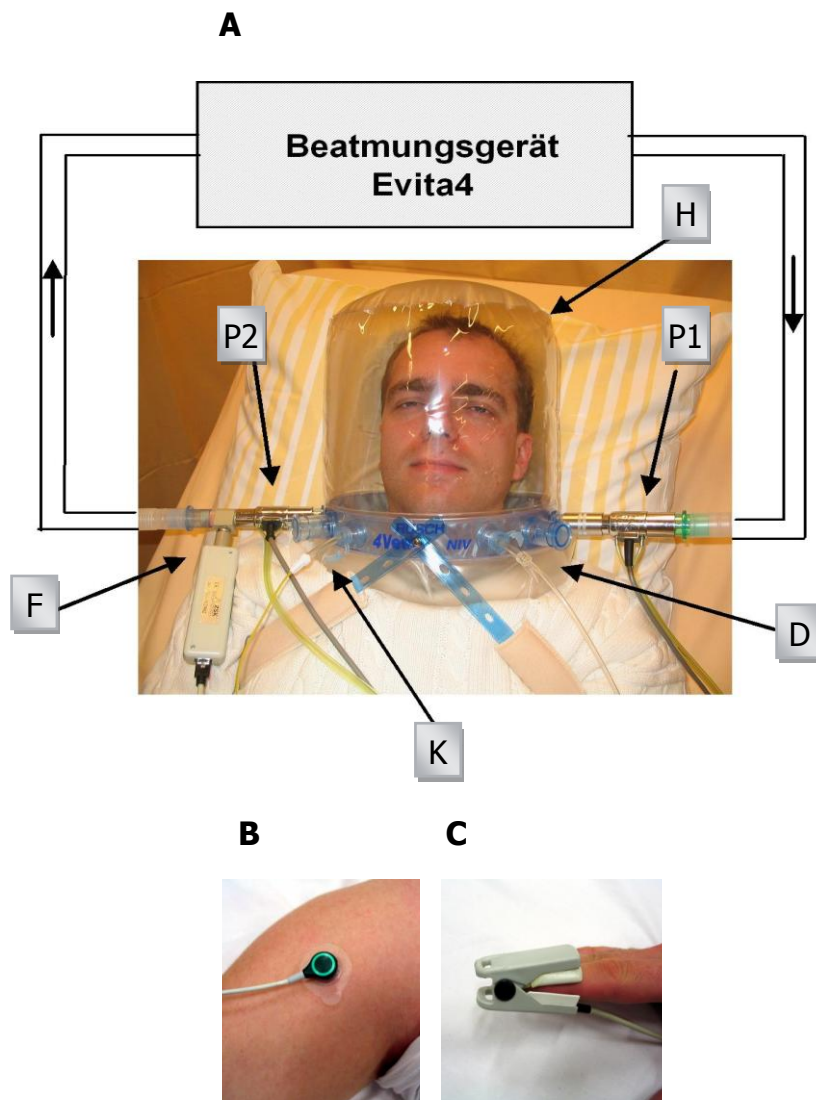


Abbildung 19: Versuchsaufbau Probandenstudie zur Untersuchung der CO₂-Rückatmung

- A** = Versuchsaufbau mit Proband, **H** = Zu untersuchender Helm,
P1 = Pneumotachograph Inspirationsflow, **P2** = Pneumotachograph Expirationsflow,
F = Feuchtetransmitter, **K** = Kapnometrie, **D** = Druckabnehmer,
B = transkutane pO₂-/pCO₂-Messung, **C** = Pulsoxymetrie

2.3.3 Probanden

Die Probanden wurden vor Beginn der Messung ausführlich über den Ablauf und den Sinn der Messung aufgeklärt. Für diese Maßnahmen wurde das schriftliche Einverständnis der Probanden eingeholt. Aufwandsentschädigungen wurden nicht gezahlt. 10 Probanden wurden in die Studie aufgenommen. Ausschlusskriterien waren kardiopulmonale Erkrankungen und Nikotinabusus.

Probanden Nr.:	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Alter [J] :	23	38	27	26	32	38	35	25	28	30
Geschlecht:	w	w	m	w	m	m	m	w	m	m
Größe [cm]:	174	160	198	171	196	182	181	168	182	175
Gewicht [Kg] :	70	55	97	77	94	84	83	62	85	72

Tabelle 5: Probandenübersicht

2.3.4 Versuchsdurchführung

Bei der Probandenstudie handelte es sich um eine randomisiert kontrollierte und einfach verblindete experimentelle Studie. Zu Beginn wurde vom Versuchsleiter ausgelost mit welchem Helm der Proband die Versuchsreihe begann (CASTAR "R" Firma Starmed oder 4Vent Firma Rüsch). Anschließend wurde die Reihenfolge der Einstellungen der Beatmungsparameter ausgelost und notiert. Diese Reihenfolge wurde für beide Helme beibehalten. Im CPAP-Mode wurden folgende Einstellungen untersucht (Abb. 20):

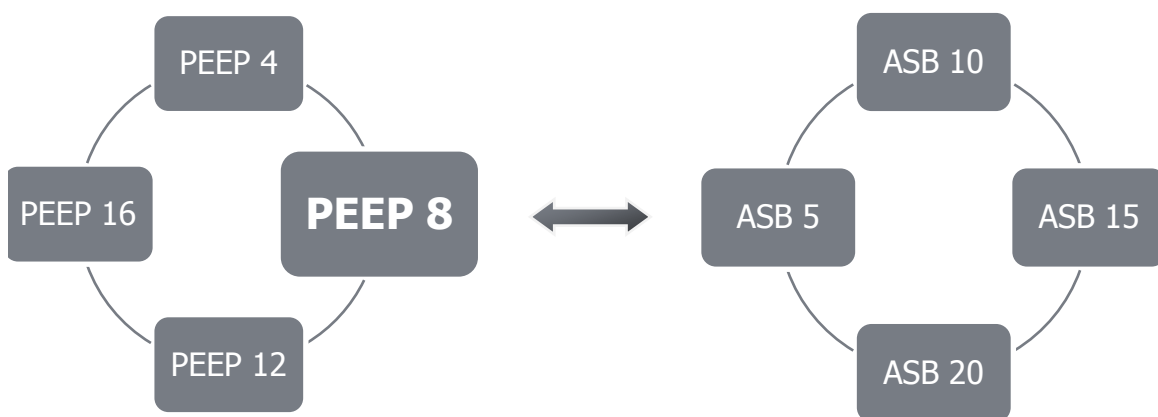


Abbildung 20: Einstellungen im CPAP-Modus und unter ASB_{PEEP8}

Die Evita 4 wurde im NIV-Modus betrieben, um eine möglichst optimale Leckageanpassung zu garantieren. Zur Evaluation des Beatmungskomforts wurde der Proband nach einer Eingewöhnungsphase von fünf Minuten in der jeweiligen Beatmungseinstellung aufgefordert, einen Befragungsbogen und eine Visual-Analog-Skala auszufüllen. Der Sensor zur tcpO₂/tcpCO₂-Messung wurde nach Anbringen des Halterungsringes und Einträufeln von 4 Tropfen Kontaktflüssigkeit am Oberarm befestigt. Nach einer Stabilisierungsphase von jeweils 20 Minuten wurde eine Aufzeichnung der Messparameter mit dem Datenaufzeichnungsprogramm "Mdap" für mindestens 1 Minute vorgenommen, wobei dem

Probanden der Zeitpunkt der Aufzeichnung nicht bekannt gegeben wurde, um eine Verfälschung zu minimieren. Anschließend erfolgte die nächste Beatmungseinstellung mit erneuter Stabilisierungsphase von 20 Minuten.

2.3.5 Auswertung und Statistik

Die mit dem Datenaufzeichnungsprogramm "Maske 1.1" erhobenen Daten wurden mit dem Datenauswertungsprogramm "Mdap" ausgewertet. Bei der Probandenstudie wurde 1 Minute Messzeit ausgewertet. Folgende Parameter wurden pro Atemzug berechnet: das Volumen durch den Pneumotachographen P1 [L], das Volumen durch den Pneumotachographen P2 [L], der Druck im Helm P_{\min}/P_{\max} [mbar], der PEEP [mbar], die Kapnometriewerte $etCO_{2\min/\max}$, der transkutane CO_2 -Verlauf, die Werte der Pulsoxymetrie sowie die Feuchtigkeit im Expirationsschenkel [mg/l]. Die vom Datenauswertungsprogramm "Mdap" erzeugten Datenfiles wurden nach dem Import in Microsoft EXCEL bearbeitet. Die weitere statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm Statistica. Hierbei wurden die beiden Helme in einer ANOVA mit Messwiederholungen getestet.

2.4 Bestimmung des AZV_{Lunge} unter Helmbeatmung

Unter Helmbeatmung ist es schwer abzuschätzen, welches Volumen tatsächlich pro Atemzug in der Lunge ankommt, da es am Respirator nur möglich ist, das gesamte Helm-AZV abzulesen. Unter der Helmbeatmung setzt sich das Volumen unter Umständen aus einer erheblichen Leckage zusammen, zu der noch das kompressible Volumen des Helmes abhängig von der Compliance zur Aufrechterhaltung des PEEP hinzuzurechnen ist. So ist es von "außen" betrachtet kaum möglich, anhand der Atemvolumina zwischen einer suffizienten und einer insuffizienten Beatmung zu unterscheiden. Es handelte sich hierbei um einen Folgeversuch des unter 3.3.2. beschriebenen Aufbaus. Aus diesem Grund werden nur die Änderungen beschrieben. Der Aufbau ist in Abb. 21 dargestellt. Zur Bestimmung des tatsächlichen Atemzugvolumens in Abgrenzung zum Helmvolumen wurde der in Abb. 8 dargestellte und modifizierte Hamilton-Pneumotachograph verwendet.

2.4.1 Versuchsaufbau

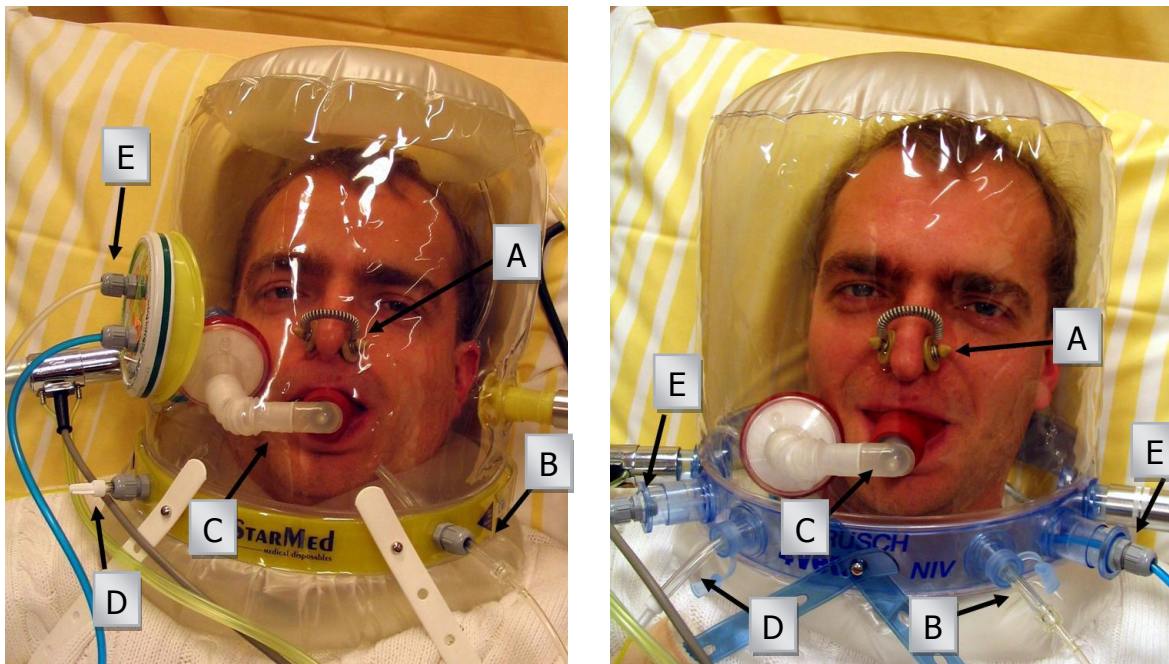


Abbildung 21: Versuchsaufbau Probandenstudie (Helm CASTER "R" links und 4Vent rechts)

Verteilung des Ventilationsvolumens auf die Kompartimente (Helm/Lunge)

A = Nasenklammer, **B** = Durchführung Druckabnehmer, **C** = modifizierter Hamilton-Sensor

D = Druckabnehmer, **E** = Schlauchdurchführung des Hamilton-Pneumotachographen (Selbstbau)

2.4.2 Versuchsdurchführung

Zunächst erfolgte eine Aufnahme der Ruheatmung ohne Helm. Dem Probanden wurde eine Nasenklammer aufgesetzt (Abb. 21A), so dass nur eine orale Ventilation durch den modifizierten Hamilton-Pneumotachographen möglich war. Nach der Eingewöhnungsphase von fünf Minuten wurde mit dem Datenaufzeichnungsprogramm "Maske 1.1" eine Minute der Ruheatmung aufgenommen. Anschließend wurden die Probanden in der zugelosten Reihenfolge des Versuches (3.3) mit beiden Helmen und Beatmungseinstellungen beatmet. Nach einer Stabilisierungsphase von etwa fünf Minuten wurde erneut eine Minute aufgezeichnet. Anschließend wurde nach einer Stabilisierungsphase die nächste Beatmungseinstellung vorgenommen, bis eine ruhige und gleichmäßige Atmung vorlag.

2.4.3 Auswertung und Statistik

Die mit dem Datenaufzeichnungsprogramm "Maske 1.1" erhobenen Daten wurden mit dem Datenauswertungsprogramm "Mdap" wie unter 3.1.7. beschrieben ausgewertet. Abb. 22 zeigt einen typischen Screenshot der eingegrenzten Atemzüge. Es wurde wiederum eine Minute Messzeit ausgewertet. Das Volumen durch den Pneumotachographen P1 [L], das Volumen

durch den Pneumotachographen P2 [L] und das Volumen durch den modifizierten Hamilton-Pneumotachographen H [L] wurden pro Atemzug berechnet. Die vom "Mdap" erzeugten Datenfiles wurden wiederum mit Microsoft EXCEL und Statistica Version 8.0 ausgewertet. Hierbei wurden beide Helme in einer ANOVA mit Messwiederholungen getestet. Zur Berechnung der Delay-Zeiten wurde der "Mdap"-Datensatz in die Auswertungsmaske des Breath-Assist-Analysetools Version 2.02 (Dr. P. Herrmann, UMG, Deutschland) geladen. Die weitere statistische Auswertung erfolgte durch Vergleich der Daten in einer ANOVA mit Messwiederholung (Statistica).

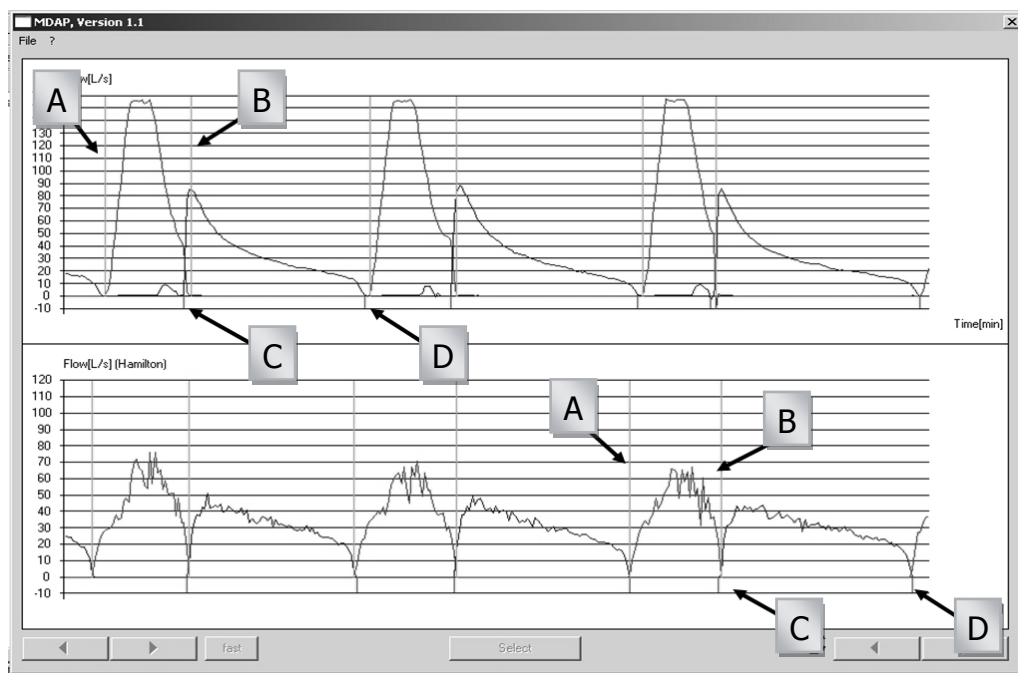


Abbildung 22: Screenshot des Datenauswertungs-Programms "Mdap"

Obere Kurve: Pneumotachograph P1 und P2, untere Kurve: Pneumotachograph-Hamilton

A = Beginn Inspirationsflow, **B** = Ende Inspirationsflow,
C = Beginn Expirationsflow, **D** = Ende Expirationsflow

3 Ergebnisse

3.1 Simulation von obstruktiven und restriktiven Ventilationsstörungen

3.1.1 Abhängigkeit des AZV vom PEEP, von der Compliance und der Resistance der Testlunge

Es bestand keine signifikante Abhängigkeit ($p=0,833$) des AZV in Abhängigkeit vom PEEP. Bei weiterer Betrachtung über alle PEEP-Stufen ergab sich eine signifikante Abhängigkeit ($p=0,000$) des AZV von der eingestellten Resistance und der Compliance der Testlunge.

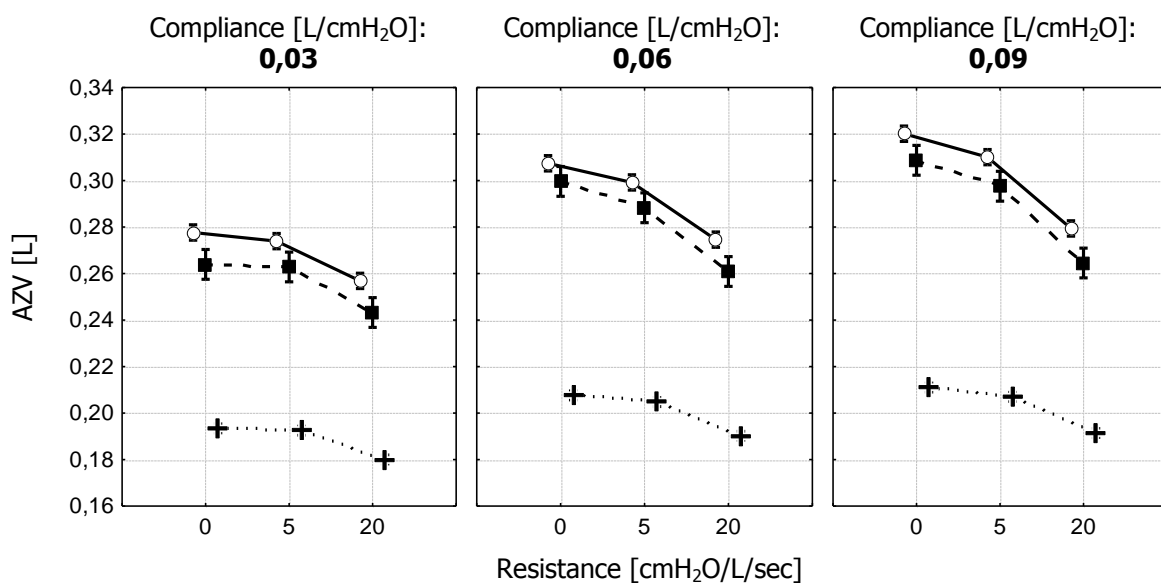


Abbildung 23: Abhängigkeit des AZV_{in} , AZV_{ex} und AZV_{Lunge} von der Resistance und der Compliance über alle PEEP-Stufen betrachtet

○ AZV_{in} [L], ■ AZV_{ex} [L], + AZV_{Lunge} [L]

A

Compliance [L/cmH ₂ O]	Resistance [cmH ₂ O/L/sec]	AZV_{Lunge} [L]	ΔAZV_{Lunge}	%
0,03	0	0,193		
0,06	0	0,208	Δ 0,015	Δ 7,8
0,09	0	0,211	Δ 0,003	Δ 1,4
0,03	5	0,192		
0,06	5	0,205	Δ 0,013	Δ 6,8
0,09	5	0,207	Δ 0,003	Δ 0,9
0,03	20	0,180		
0,06	20	0,190	Δ 0,010	Δ 5,6
0,09	20	0,191	Δ 0,001	Δ 0,5

B

Compliance [L/cmH ₂ O]	Resistance [cmH ₂ O/L/sec]	AZV_{Lunge} [L]	ΔAZV_{Lunge}	%
0,03	0	0,193		
0,03	5	0,192	Δ 0,001	Δ 0,5
0,03	20	0,180	Δ 0,012	Δ 6,3
0,06	0	0,208		
0,06	5	0,205	Δ 0,003	Δ 1,5
0,06	20	0,190	Δ 0,015	Δ 7,3
0,09	0	0,211		
0,09	5	0,207	Δ 0,004	Δ 1,9
0,09	20	0,191	Δ 0,016	Δ 8,4

Tabelle 6: Einfluss der Compliance und Resistance auf das AZV_{Lunge}

Das AZV_{Lunge} war signifikant abhängig ($p=0,000$) von der Resistance und Compliance der Testlunge. Mit abnehmender Compliance verkleinert sich das AZV_{Lunge} überproportional (siehe Tabelle 6A, Berechnung der Delta). Mit zunehmender Resistance wurde der Einfluss der Compliance-Änderung kleiner. Wie in Abb. 24 ersichtlich kam es zu einer deutlichen Reduktion des AZV_{Lunge} mit steigender Resistance (siehe Tabelle 6B, Berechnung der Delta).

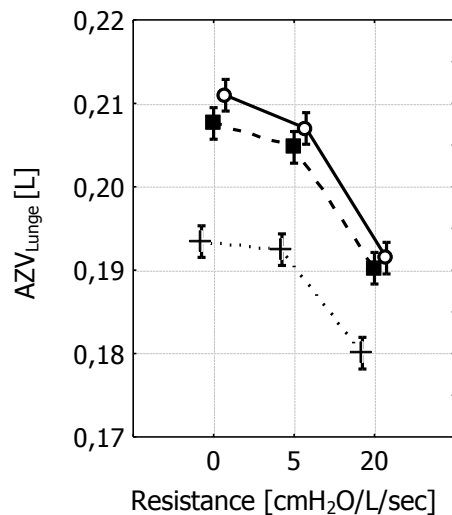


Abbildung 24: Abhängigkeit des AZV_{Lunge} von der Compliance und Resistance der Testlunge

- Compliance[L/cmH₂O]: **0,09**
- Compliance[L/cmH₂O]: **0,06**
- ⊕ Compliance[L/cmH₂O]: **0,03**

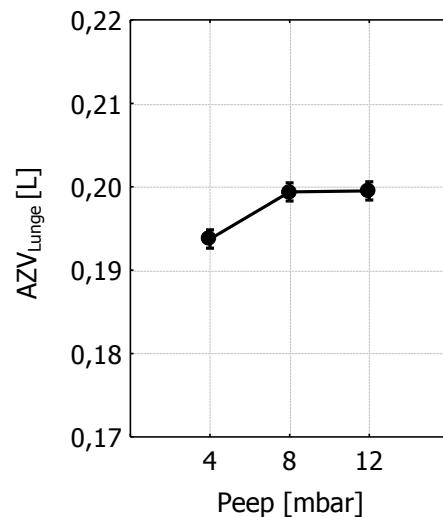


Abbildung 25: Abhängigkeit des AZV_{Lunge} vom PEEP

(Betrachtung über alle Compliance- und Resistance-Stufen)

Das AZV_{Lunge} war signifikant abhängig ($p=0,000$) vom eingestellten PEEP bei Betrachtung über alle Resistance- und Compliance-Stufen zusammen. In der Post-hoc-Analyse ließen sich signifikante Unterschiede vom PEEP 4 zu PEEP 8 und zu PEEP 12 feststellen. Vom PEEP 8 zu PEEP 12 bestand kein signifikanter Unterschied.

3.1.2 Abhängigkeit des AZV vom ASB_{PEEP8} , von der Compliance und der Resistance der Testlunge

In den weiteren Versuchsreihen wurde der von uns festgelegte PEEP von 8 mbar verwendet. Im Weiteren wurden nun, wie in der Versuchsdurchführung beschrieben, die Auswirkungen von obstruktiven und restriktiven Ventilationsstörungen unter ASB_{PEEP8} -Beatmung untersucht.

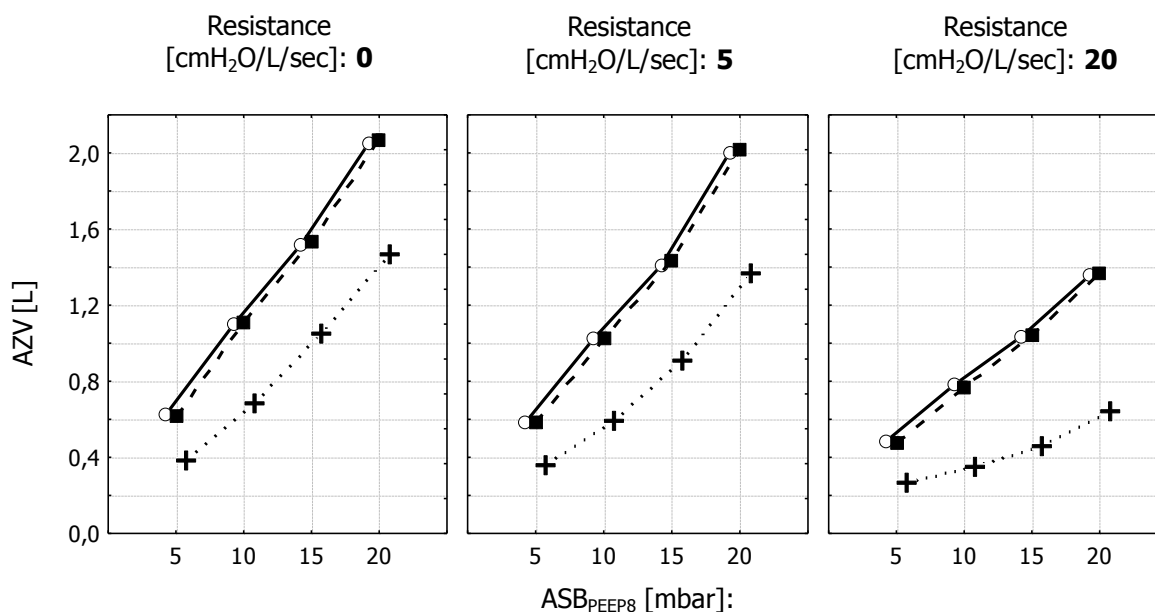


Abbildung 26: Abhängigkeit des AZV_{in} , AZV_{ex} und AZV_{Lunge} vom ASB_{PEEP8} und von der Resistance bei einer Compliance [L/cmH₂O]: 0,09

○ AZV_{in} [L], ■ AZV_{ex} [L], + AZV_{Lunge} [L]

Mit steigendem ASB_{PEEP8} stieg das Helm-Inspirationsvolumen (AZV_{in}), das Helm-Expirationsvolumen (AZV_{ex}) und das Atemzugvolumen in der Lunge (AZV_{Lunge}) signifikant an ($p=0,000$). Der gleiche Effekt war bei ansteigender Compliance der Testlunge festzustellen. Die Volumina verhielten sich umgekehrt zur steigenden Resistance ($p=0,000$).

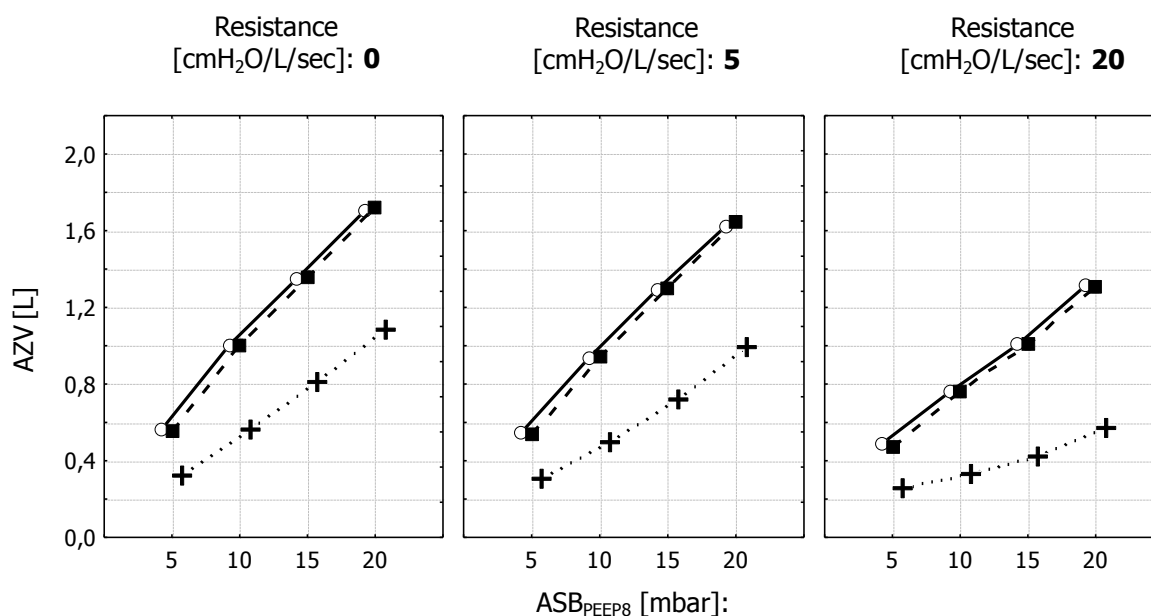


Abbildung 27: Abhängigkeit des AZV_{in} , AZV_{ex} und AZV_{Lunge} vom ASB_{PEEP8} und von der Resistance bei einer Compliance [L/cmH₂O]: 0,06

○ AZV_{in} [L], ■ AZV_{ex} [L], + AZV_{Lunge} [L]

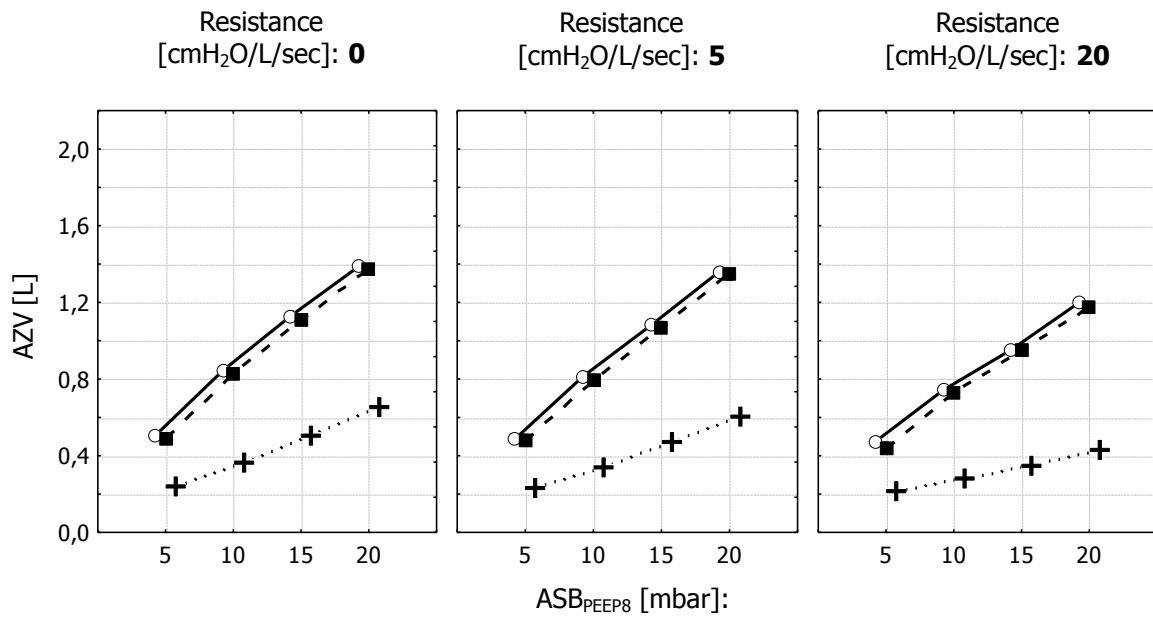


Abbildung 28: Abhängigkeit der Messwerte AZV_{in} , AZV_{ex} und AZV_{Lunge} vom ASB_{PEEP8} und von der Resistance bei einer Compliance [L/cmH₂O]: 0,03

○ AZV_{in} [L], ■ AZV_{ex} [L], + AZV_{Lunge} [L]

Zur besseren Übersicht wurde das AZV_{Lunge} in Abhängigkeit vom eingestellten ASB_{PEEP8} , von der Compliance und der Resistance dargestellt.

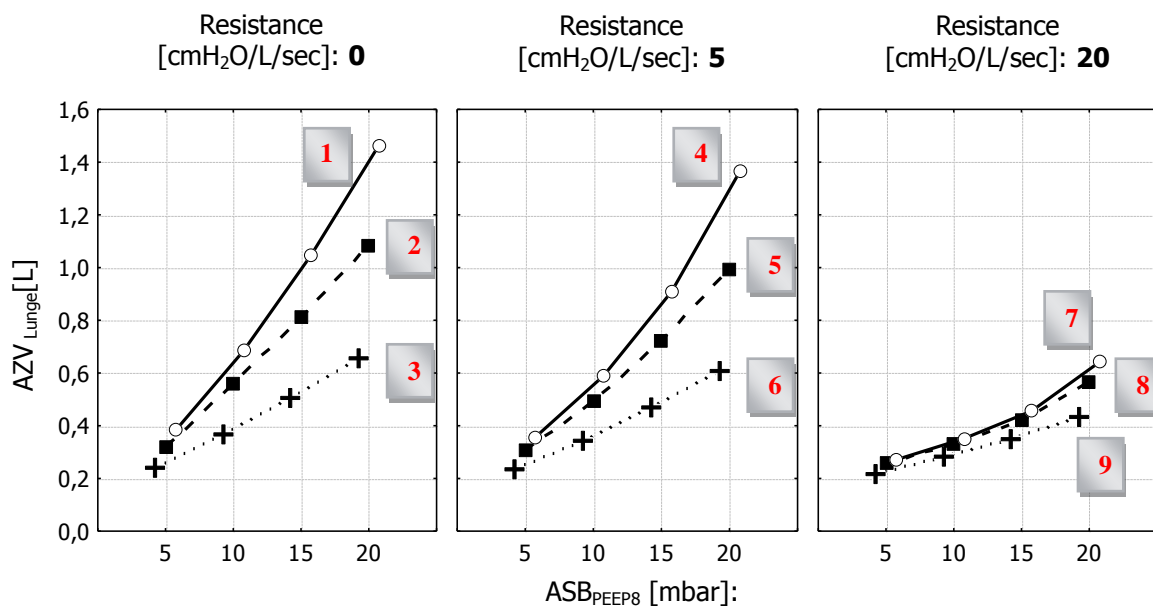


Abbildung 29: Abhängigkeit des AZV_{Lunge} vom ASB_{PEEP8} , von der Compliance und der Resistance

○ Compliance [L/cmH₂O]: 0,09 ■ Compliance [L/cmH₂O]: 0,06 + Compliance [L/cmH₂O]: 0,03

Es ergab sich eine signifikante Abhängigkeit mit einem $p=0,00$ (Abb. 30). Zusätzlich wurde eine lineare Regression durchgeführt, um darzustellen, wie sich die Steigung des Graphen bei Veränderung der Compliance und Resistance verhält, und dies als prozentuale Änderung dargestellt (siehe Tabelle 7 und 8). **Die deskriptive Statistik (Tabelle) zu der Grafik befindet sich unter 5.2 im Anhang.**

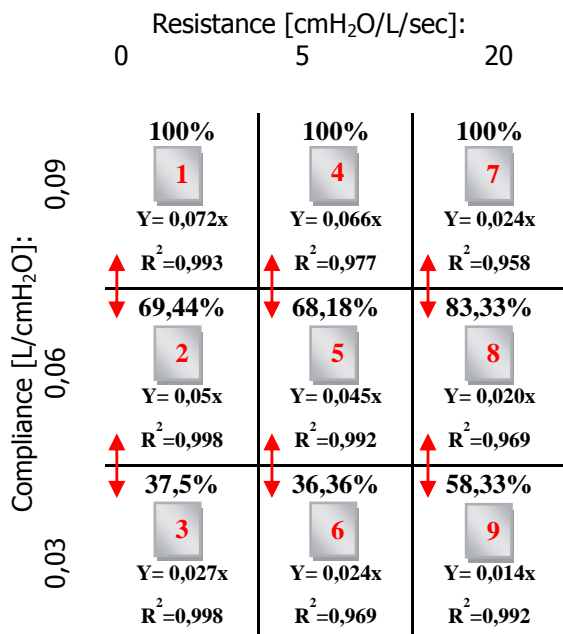


Tabelle 7: Auswirkungen der *Compliance* bei gegebener *Resistance* auf das AZV_{Lunge}

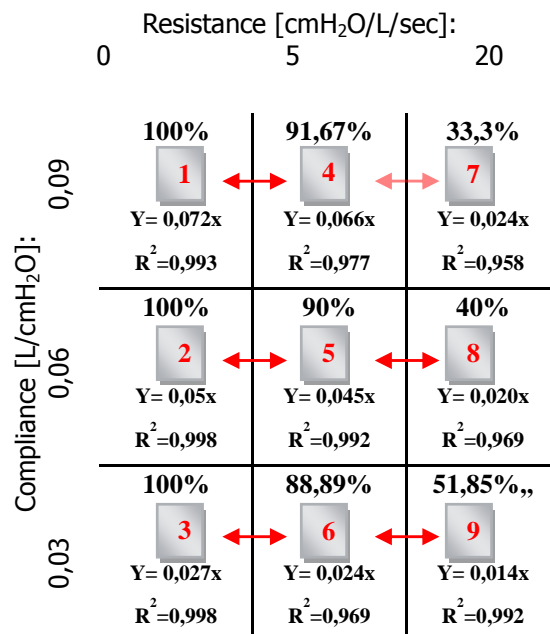


Tabelle 8: Auswirkungen der *Resistance* bei gegebener *Compliance* auf das AZV_{Lunge}

3.1.3 Delay-Zeiten in Abhängigkeit vom PEEP, von der Compliance und der Resistance unter CPAP

Die Zeiten waren weder vom eingestellten PEEP noch von der Compliance oder der Resistance der Testlunge signifikant abhängig ($p=0,952$). Es ergab sich eine signifikante Abhängigkeit vom eingestellten PEEP ($p=0,00$) oder von der Compliance ($p=0,002$) oder von der Resistance ($p=0,0169$) bei Betrachtung über alle anderen Werte zusammen.

		Delay _{Triquer} [sec]	Delay _{PEEP} [sec]	Zeit _{Gesamt} [sec]
		Mittel	Mittel	Mittel
PEEP [mbar]	4	0,108	0,489	0,541
PEEP [mbar]	8	0,076	0,431	0,536
PEEP [mbar]	12	0,081	0,411	0,532
Compliance [L/cmH ₂ O]	0,03	0,090	0,434	0,532
Compliance [L/cmH ₂ O]	0,06	0,084	0,448	0,536
Compliance [L/cmH ₂ O]	0,09	0,091	0,450	0,540
Resistance [cmH ₂ O/L/sec]	0	0,083	0,442	0,530
Resistance [cmH ₂ O/L/sec]	5	0,088	0,441	0,530
Resistance [cmH ₂ O/L/sec]	20	0,095	0,449	0,549

Tabelle 9: Delay-Zeiten unter CPAP

Mit ansteigendem PEEP von 4 mbar auf 8 mbar bzw. von 4 mbar auf 12 mbar zeigte sich eine signifikante Reduktion des inspiratorischen $\text{Delay}_{\text{Trigger}}$ bei Betrachtung über alle Compliance- und Resistance-Werte. Zwischen PEEP 8 und PEEP 12 bestand kein signifikanter Unterschied. Es kam zu einer signifikanten Reduktion des $\text{Delay}_{\text{PEEP}}$ durch Erhöhung des PEEP (siehe Post-hoc-Analyse).

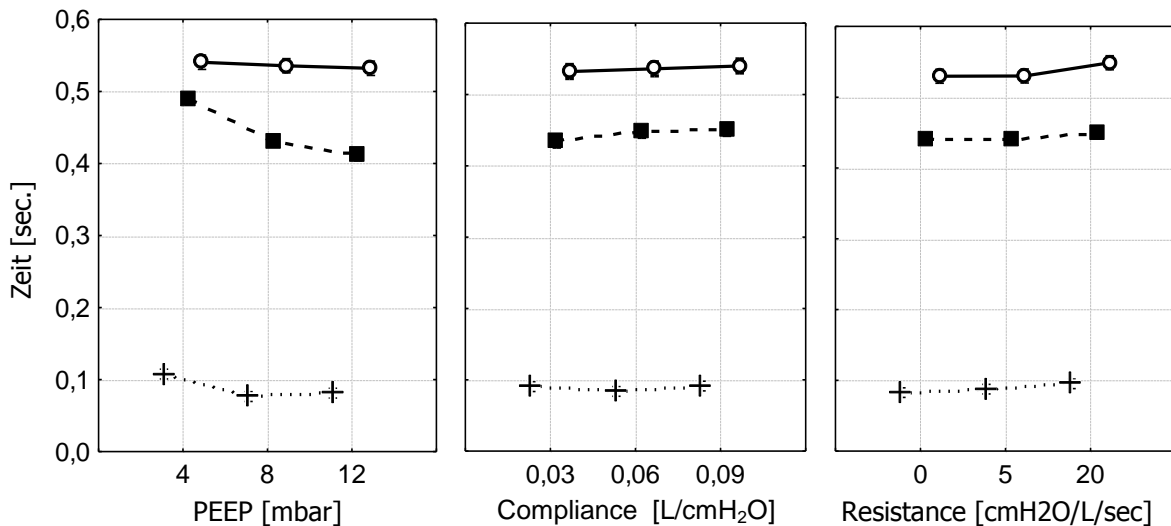


Abbildung 30: Darstellung der abhängigen Zeiten unter CPAP

○ $\text{Zeit}_{\text{Gesamt}}$, ■ $\text{Delay}_{\text{PEEP}}$, + $\text{Delay}_{\text{Trigger}}$

Delay _{Trigger}			Delay _{PEEP}			Zeit _{Gesamt}					
PEEP [mbar]	4	8	12	PEEP [mbar]	4	8	12	PEEP [mbar]	4	8	12
4		0,000	0,000	4		0,000	0,000	4		0,784	0,491
8	0,000		0,616	8	0,000		0,003	8	0,784		0,882
12	0,000	0,616		12	0,000	0,003		12	0,491	0,882	

Tabelle 10: Post-hoc-Analyse (Scheffe-Test)

Es ließ sich in unserem Versuchsaufbau kein Einfluss der Compliance auf das $\text{Delay}_{\text{Trigger}}$ und die $\text{Zeit}_{\text{Gesamt}}$ nachweisen. Es kam zu einer signifikanten Zunahme des $\text{Delay}_{\text{PEEP}}$ bei Betrachtung der Compliance 0,09 gegenüber 0,06 und 0,03 [L/cmH₂O].

Delay _{Trigger}			Delay _{PEEP}			Zeit _{Gesamt}					
Compliance [L/cmH ₂ O]	0,03	0,06	0,09	Compliance [L/cmH ₂ O]	0,03	0,06	0,09	Compliance [L/cmH ₂ O]	0,03	0,06	0,09
0,03		0,392	0,980	0,03		0,052	0,016	0,03		0,865	0,542
0,06	0,391		0,294	0,06	0,052		0,884	0,06	0,865		0,849
0,09	0,980	0,294		0,09	0,015	0,884		0,09	0,542	0,849	

Tabelle 11: Post-hoc-Analyse (Scheffe-Test)

Das $\text{Delay}_{\text{Trigger}}$ nahm mit Anstieg der Resistance zu. Bei Betrachtung der Resistance 20 [cmH₂O/L/sec] gegenüber den anderen Werten konnte man eine signifikante Zunahme der Zeiten erkennen. In unserem Versuchsaufbau konnten wir keinen Einfluss der Resistance auf das $\text{Delay}_{\text{PEEP}}$ nachweisen. Die inspiratorische Gesamtzeit des Atemzuges nahm mit

ansteigender Resistance zu. Es ließ sich ein signifikanter Anstieg bei einer Resistance von 20 [cmH₂O/L/sec] gegenüber den anderen Werten nachweisen.

Delay _{Trigger}				Delay _{PEEP}				Zeit _{Gesamt}			
Restance [cmH ₂ O/L/sec]	0	5	20	Restance [cmH ₂ O/L/sec]	0	5	20	Restance [cmH ₂ O/L/sec]	0	5	20
0		0,604	0,042	0		0,995	0,384	0		0,865	0,542
5	0,604		0,291	5	0,995		0,332	5	0,865		0,849
20	0,042	0,291		20	0,384	0,332		20	0,542	0,849	

Tabelle 12: Post-hoc-Analyse (Scheffe-Test)

3.1.4 Delay-Zeiten in Abhängigkeit vom ASB_{PEEP8}, von der Compliance und der Resistance

Die inspiratorische Zeit_{Gesamt} war signifikant abhängig vom eingestellten ASB_{PEEP8}, von der Compliance und der Resistance der Testlung (p=0,000). Bei den Delays ergab sich eine signifikante Abhängigkeit bei einer Betrachtung über alle anderen Werte zusammen.

		Delay _{Trigger} [sec]	Delay _{PEEP} [sec]	Zeit _{Gesamt} [sec]
		Mittel	Mittel	Mittel
ASB [mbar]	5	0,101	0,221	0,674
ASB [mbar]	10	0,101	0,190	0,754
ASB [mbar]	15	0,103	0,176	0,878
ASB [mbar]	20	0,104	0,168	1,061
Compliance [L/cmH ₂ O]	0,03	0,103	0,191	0,699
Compliance [L/cmH ₂ O]	0,06	0,102	0,189	0,852
Compliance [L/cmH ₂ O]	0,09	0,102	0,186	0,976
Resistance [cmH ₂ O/L/sec]	0	0,098	0,186	0,880
Resistance [cmH ₂ O/L/sec]	5	0,102	0,188	0,878
Resistance [cmH ₂ O/L/sec]	20	0,107	0,192	0,768

Tabelle 13: Delay-Zeiten in Abhängigkeit vom ASB_{PEEP8}

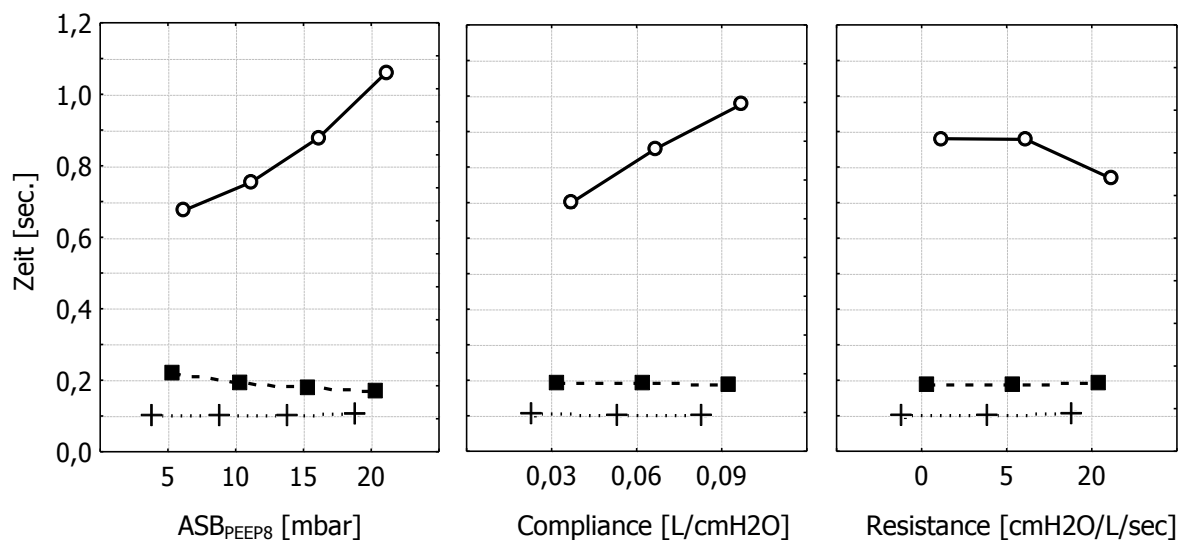


Abbildung 31: Darstellung der abhängigen Zeiten unter ASB_{PEEP8}

○ Zeit_{Gesamt} ■ Delay_{PEEP} + Delay_{Trigger}

Der ASB_{PEEP8} hatte in unserem Versuchsaufbau keinen nachweisbaren Einfluss auf den $Delay_{Trigger}$. Mit steigendem ASB_{PEEP8} kam es zu einer signifikanten Verkürzung des $Delay_{PEEP}$ sowie einem signifikanten Anstieg der $Zeit_{Gesamt}$ (siehe Post-hoc-Analyse).

Delay _{Trigger}					Delay _{PEEP}					Zeit _{Gesamt}				
ASB [mbar]	5	10	15	20	ASB [mbar]	5	10	15	20	ASB [mbar]	5	10	15	20
5		1,000	0,890	0,563	5		0,000	0,000	0,000	5		0,00	0,00	0,00
10	1,000		0,907	0,591	10	0,000		0,001	0,000	10	0,00		0,00	0,00
15	0,890	0,907		0,937	15	0,000	0,001		0,154	15	0,00	0,00		0,00
20	0,563	0,591	0,937		20	0,000	0,000	0,154		20	0,00	0,00	0,00	0,00

Tabelle 14: Post-hoc-Analyse (Scheffe-Test)

Die Compliance hatte keinen Einfluss auf den $Delay_{Trigger}$ oder den $Delay_{PEEP}$. Die inspiratorische $Zeit_{Gesamt}$ war signifikant abhängig von der Compliance. Mit steigender Compliance kam es zum signifikanten Anstieg.

Delay _{Trigger}				Delay _{PEEP}				Zeit _{Gesamt}			
Compliance [L/cmH ₂ O]	0,03	0,06	0,09	Compliance [L/cmH ₂ O]	0,03	0,06	0,09	Compliance [L/cmH ₂ O]	0,03	0,06	0,09
0,03		0,900	0,948	0,03		0,807	0,148	0,03		0,000	0,000
0,06	0,900		0,991	0,06	0,806		0,420	0,06	0,000		0,000
0,09	0,948	0,991		0,09	0,148	0,420		0,09	0,000	0,000	

Tabelle 15: Post-hoc-Analyse (Scheffe-Test)

Der $Delay_{Trigger}$ war signifikant kürzer bei einem Vergleich von der Resistance 20 mit der Resistance 5 und 0 [cmH₂O/L/sec]. Der $Delay_{Trigger}$ wird nicht signifikant von der Resistance beeinflusst. Bei einer Erhöhung der Resistance von 0 oder 5 auf 20 [cmH₂O/L/sec] kommt es zu einer signifikanten Verkürzung der inspiratorischen $Zeit_{Gesamt}$.

Delay _{Trigger}				Delay _{PEEP}				ZEIT _{Gesamt}			
Resistance [cmH ₂ O/L/sec]	0	5	20	Resistance [cmH ₂ O/L/sec]	0	5	20	Resistance [cmH ₂ O/L/sec]	0	5	20
0		0,277	0,001	0		0,794	0,146	0		0,971	0,000
5	0,277		0,053	5	0,794		0,429	5	0,971		0,000
20	0,001	0,053		20	0,146	0,429		20	0,000	0,000	

Tabelle 16: Post-hoc-Analyse (Scheffe-Test)

3.2 Einfluss der Beatmungsparameter auf den spontan atmenden

Probanden

Im Folgenden sind alle Grafiken mit Mittelwert, Standardfehler und Standardabweichung dargestellt und im Text erläutert. Wie in der Fragestellung erläutert, sollte ein möglicher Unterschied zwischen den getesteten Helmen aufgezeigt werden.

p_1 entspricht der Signifikanz in Abhängigkeit vom PEEP, p_2 entspricht der Signifikanz in Abhängigkeit vom ASB_{PEEP8} in den Versuchsreihen.

Des Weiteren gilt es, die Frage nach einem möglichen Einfluss der Beatmungsparameter auf die Messgröße darzustellen und ob ein Gruppeninteraktionseffekt vorliegt.

Zur besseren Veranschaulichung wurden die Abbildungen unter ASB_{PEEP8} auch unter Ausschluss der genannten Probanden dargestellt (mit "*" gekennzeichnet). Die Probanden wurden hierbei aus der gesamten Messreihe ausgeschlossen.

Inspiratorisches Helm-AZV

Das inspiratorische Helm-AZV (AZV_{In}) war weder signifikant abhängig vom verwendeten Helmtyp ($p_1=0,972/p_2=0,789$) noch vom PEEP ($p=0,151$). Jedoch war es signifikant abhängig vom ASB_{PEEP8} ($p=0,000$). Mit steigendem ASB_{PEEP8} stieg das inspiratorische Helm-AZV signifikant im Helm an. Ein Gruppeninteraktionseffekt bestand nicht ($p_1=0,310/p_2=0,179$). Der Anstieg des AZV_{In} unter dem ASB_{PEEP8} von 20 mabr basierte auf einer Leckage bei den Probanden Nr. 6 und Nr. 7. Dies hatte statistisch jedoch keinen signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse.

PEEP [mbar]	Mittelwerte AZV In [L]	ASB [mbar]	Mittelwerte AZV In [L]	Mittelwerte AZV In [L]
4	0,747	5	1,123	1,114 *
8	0,753	10	1,626	1,628 *
12	0,804	15	2,209	2,246 *
16	0,819	20	3,145	2,798 *

* Unter Ausschluss Proband 6/7

Tabelle 17: Abhängigkeit des AZV_{In} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

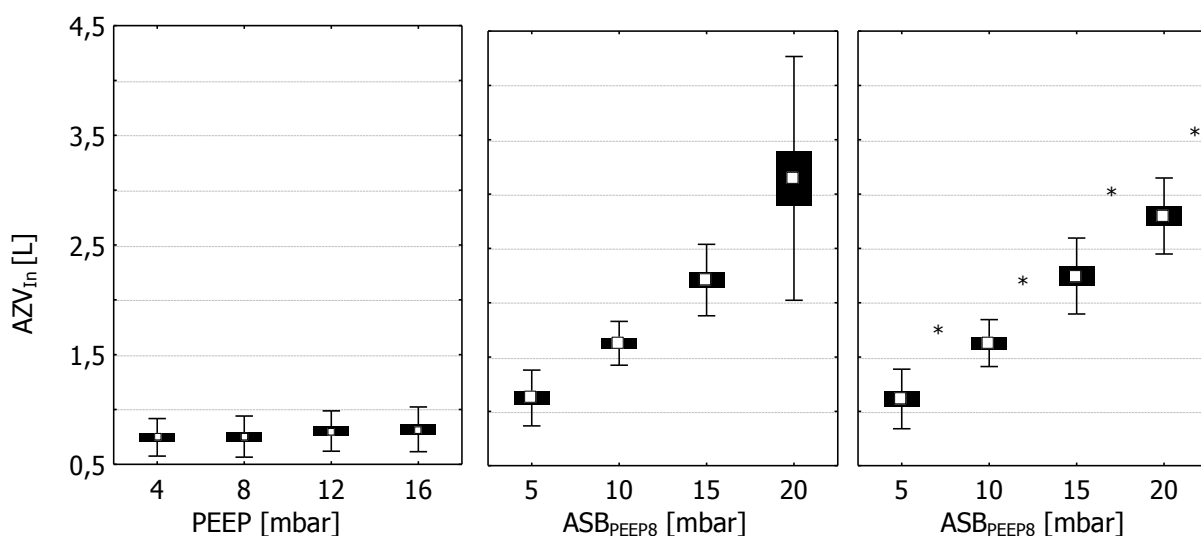


Abbildung 32: Abhängigkeit des AZV_{In} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

* Unter Ausschluss Proband 6/7

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Std., T Mittelwert±Stdabw.

Expiratorisches Helm AVZ

Das expiratorische Helm-AZV (AZV_{Ex}) war weder signifikant abhängig vom verwendeten Helmtyp ($p_1=0,669/p_2=0,067$) noch vom PEEP ($p=0,949$), jedoch signifikant abhängig vom ASB_{PEEP8} ($p=0,000$). Mit steigendem ASB_{PEEP8} stieg das expiratorische Helm-AZV signifikant an. Ein Gruppeninteraktionseffekt bestand nicht ($p_1=0,694/p_2=0,350$).

PEEP [mbar]	Mittelwerte AZV Ex [L]	ASB [mbar]	Mittelwerte AZV Ex [L]	Mittelwerte AZV Ex [L]
4	0,742	5	1,103	1,093 *
8	0,729	10	1,612	1,611 *
12	0,752	15	2,185	2,220 *
16	0,744	20	2,616	2,773 *

* Unter Ausschluss Proband 6/7

Tabelle 18: Abhängigkeit des AZV_{Ex} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

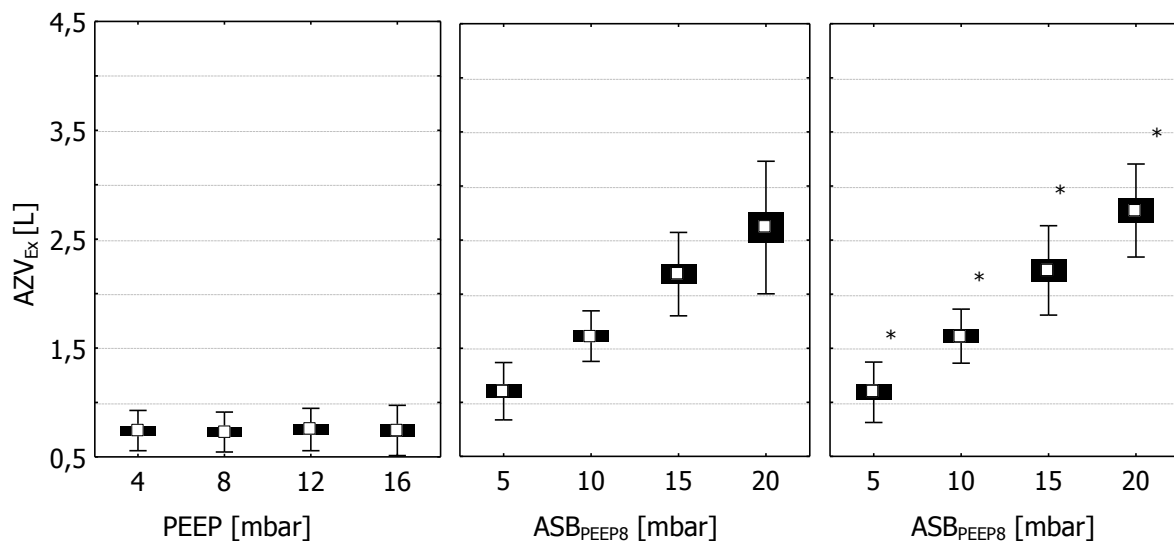


Abbildung 33: Abhängigkeit des AZV_{Ex} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

* Unter Ausschluss Proband 6/7

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Stdf., T Mittelwert±Stdabw.

Atemfrequenz

Die Atemfrequenz der Probanden war weder signifikant abhängig vom verwendeten Helmtyp ($p_1=0,959/p_2=0,521$) noch vom eingestellten PEEP ($p=0,241$), jedoch signifikant abhängig vom ASB_{PEEP8} ($p=0,000$). Mit steigendem ASB_{PEEP8} sank die Atemfrequenz signifikant ab. Ein Gruppeninteraktionseffekt bestand nicht ($p_1=0,281/p_2=0,591$).

PEEP [mbar]	Mittelwerte AF/min	ASB [mbar]	Mittelwerte AF/min	Mittelwerte AF/min
4	13,150	5	13,400	13,000 *
8	13,000	10	11,850	11,563 *
12	12,550	15	10,250	9,500 *
16	12,300	20	9,150	8,563 *

* Unter Ausschluss Proband 6/7

Tabelle 19: Abhängigkeit der Atemfrequenz vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

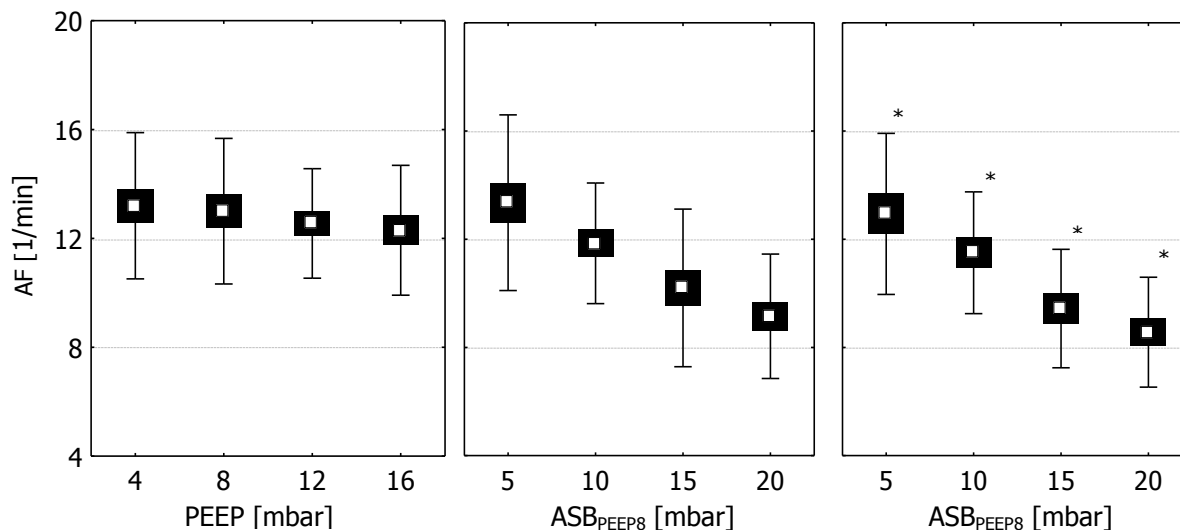


Abbildung 34: Abhängigkeit der Atemfrequenz vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

* Unter Ausschluss Proband 6/7

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Stdf., T Mittelwert±Stdabw.

Minutenvolumen

Das inspiratorische Helm-MV war nicht signifikant vom Helmtyp abhängig ($p_1=0,781/p_2=0,607$). Weiterhin hatte eine PEEP-Änderung keinen signifikanten Einfluss auf das $MV_{insp.}$ ($p=0,487$). Durch Steigerung des ASB_{PEEP8} kam es zu einer signifikanten Steigerung des $MV_{insp.}$ ($p=0,000$). Ein Gruppeninteraktionseffekt bestand nicht ($p_1=0,988/P_2=0,772$).

PEEP [mbar]	Mittelwerte MV In [L]	Mittelwerte MV Ex [L]	ASB [mbar]	Mittelwerte MV In [L]	Mittelwerte MV Ex [L]	Mittelwerte MV In[L]	Mittelwerte MV Ex[L]
4	9,553	9,476	5	14,561	14,300	13,928*	13,624*
8	9,419	9,117	10	19,093	18,945	18,537*	18,361*
12	9,874	9,207	15	22,402	22,210	21,241*	21,028*
16	9,702	8,793	20	29,237	23,650	23,902*	23,716*

* Unter Ausschluss Proband 6/7

Tabelle 20: Abhängigkeit des Minutenvolumens vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

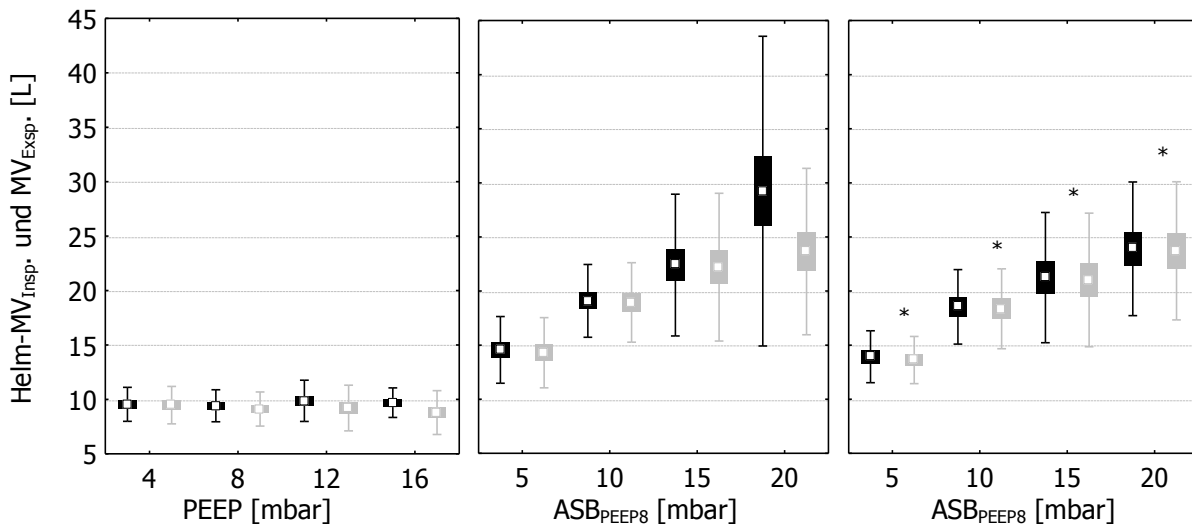


Abbildung 35: Abhängigkeit des Helm-MV vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

* Unter Ausschluss Proband 6/7

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Stdf., T Mittelwert±Stdabw., ■ MV- Insp. , ■ MV-Exsp.

P_{min}

Der gemessene minimale Druck während der Inspirationsphase im Helm war nicht signifikant abhängig vom verwendeten Helmtyp ($p_1=0,468/p_2=0,406$). Es ergab sich jedoch eine signifikante Abhängigkeit vom PEEP ($p=0,000$) und vom ASB_{PEEP8} ($p=0,01$). Mit steigendem PEEP und ASB_{PEEP8} stieg P_{min} signifikant im Helm an. Es lag kein Gruppeninteraktionseffekt vor ($p_1=0,172/p_2=0,668$).

PEEP [mbar]	Mittelwerte [mbar]	ASB [mbar]	Mittelwerte [mbar]	Mittelwerte [mbar]
4	3,160	5	7,475	7,494*
8	7,097	10	7,514	7,546*
12	11,000	15	7,553	7,576*
16	15,009	20	7,536	7,570*

* Unter Ausschluss Proband 6/7

Tabelle 21: Abhängigkeit des P_{min} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

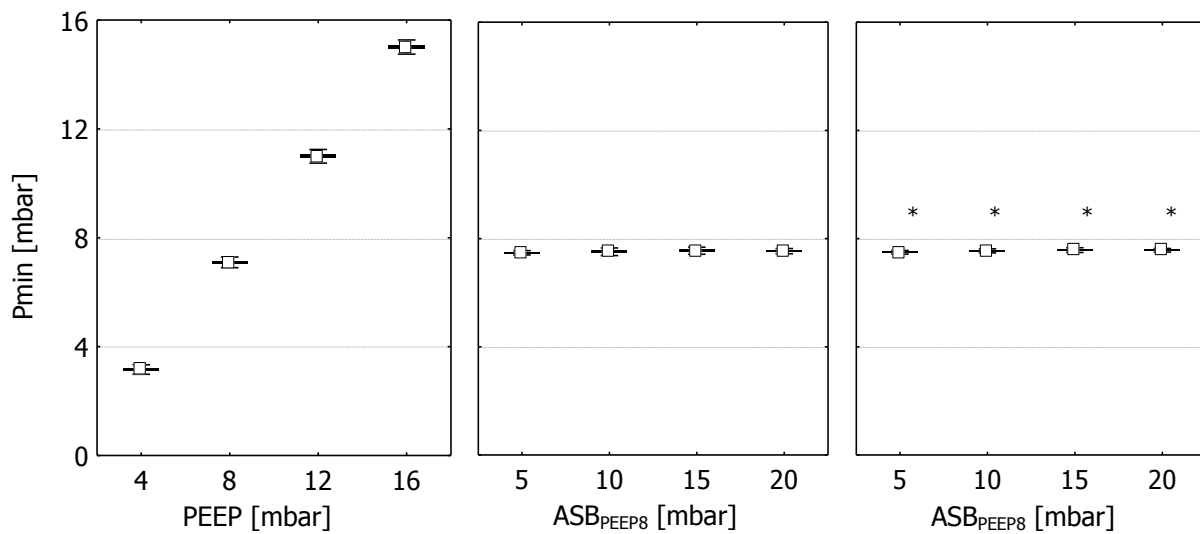


Abbildung 36: Abhängigkeit des P_{\min} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

** Unter Ausschluss Proband 6/7*

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Std., ▮ Mittelwert±Stdabw.

P_{\max}

Der gemessene maximale Druck während der Expirationsphase im Helm war nicht signifikant abhängig vom verwendeten Helmtyp ($p_1=0,804/p_2=0,960$), jedoch vom PEEP ($p_1=0,00$) und vom ASB_{PEEP8} ($p_2=0,00$). Mit steigendem PEEP und ASB_{PEEP8} stieg P_{\max} signifikant im Helm an. Es lag kein Gruppeninteraktionseffekt vor ($p_1=0,083/p_2=0,114$).

PEEP [mbar]	Mittelwerte [mbar]	ASB [mbar]	Mittelwerte [mbar]	Mittelwerte [mbar]
4	5,338	5	14,260	14,269*
8	9,415	10	20,272	20,250*
12	13,492	15	25,162	25,147*
16	17,593	20	29,819	30,107*

** Unter Ausschluss Proband 6/7*

Tabelle 22: Abhängigkeit des P_{\max} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

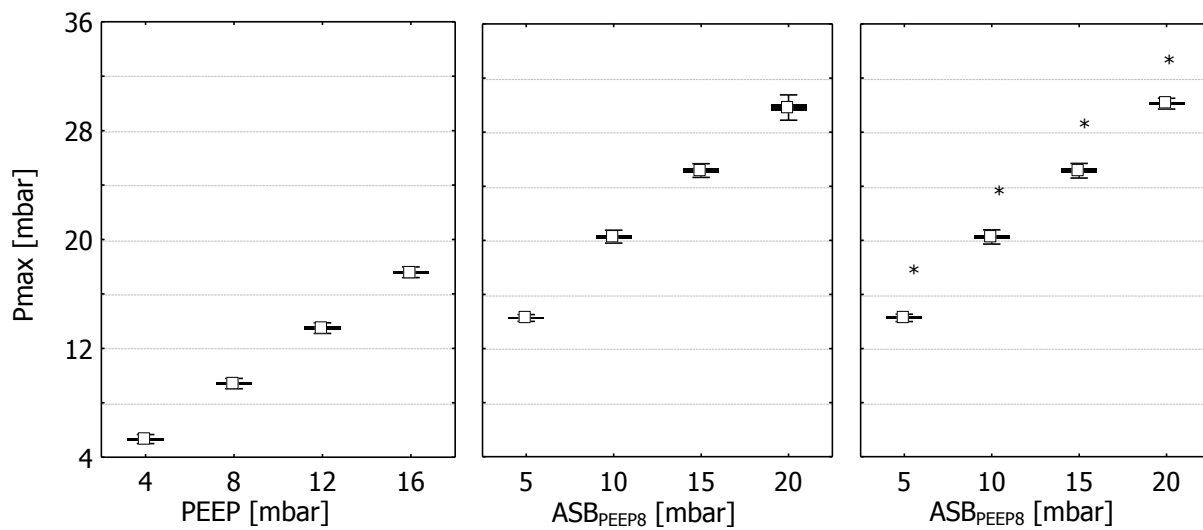


Abbildung 37: Abhängigkeit des P_{\max} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

* Unter Ausschluss Proband 6/7

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Stdf., T Mittelwert±Stdabw.

Endinspiratorisches $CO_{2\min}$

Es konnte keine signifikante Abhängigkeit des endinspiratorischen $CO_{2\min}$ vom verwendeten Helmtyp ($p_1=0,462/p_2=0,652$) nachgewiesen werden, jedoch vom PEEP ($p=0,00$) und vom ASB_{PEEP8} ($p=0,00$). Mit steigendem PEEP und ASB_{PEEP8} fiel das endinspiratorische $CO_{2\min}$ signifikant im Helm ab. Es lag kein Gruppeninteraktionseffekt vor ($p_1=0,182/p_2=0,07$).

PEEP [mbar]	Mittelwerte $CO_{2\min}$ [Vol.-%]	ASB [mbar]	Mittelwerte $CO_{2\min}$ [Vol.-%]	Mittelwerte $CO_{2\min}$ [Vol.-%]
4	2,275	5	1,540	1,562*
8	2,247	10	1,163	1,183*
12	2,114	15	1,001	0,998*
16	2,077	20	0,804	0,888*

PEEP [mbar]	Mittelwerte $CO_{2\min}$ [mmHg]	ASB [mbar]	Mittelwerte $CO_{2\min}$ [mmHg]	Mittelwerte $CO_{2\min}$ [mmHg]
4	17,063	5	11,551	11,716*
8	16,853	10	8,723	8,873*
12	15,856	15	7,508	7,486*
16	15,576	20	6,030	6,661*

* Unter Ausschluss Proband 6/7

Tabelle 23: Abhängigkeit $CO_{2\min}$ vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

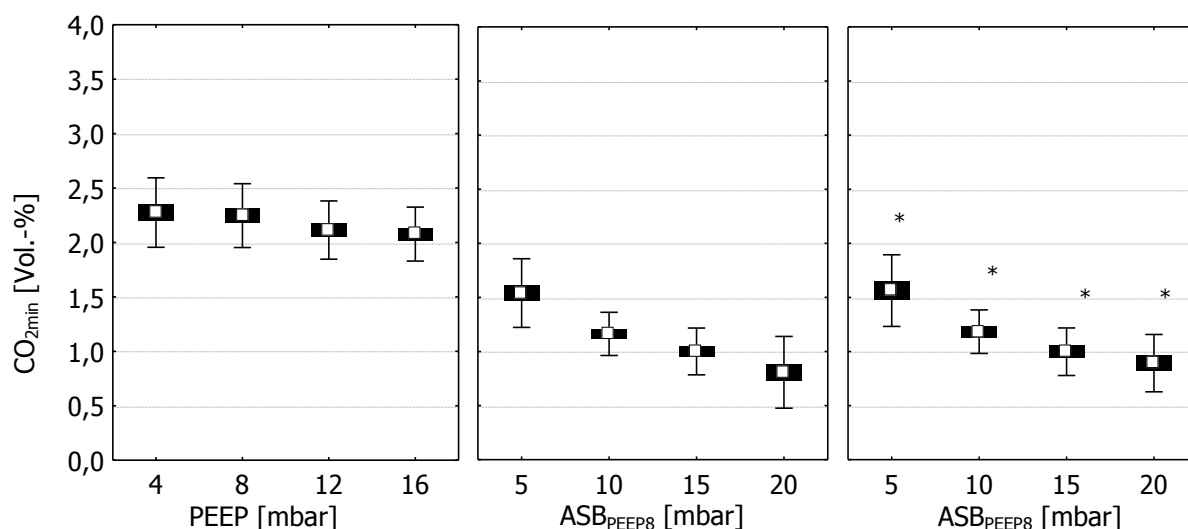


Abbildung 38: Abhängigkeit des endinspiratorischen $\text{CO}_{2\text{min}}$ vom PEEP und vom $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$

* Unter Ausschluss Proband 6/7

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Stdf., T Mittelwert±Stdabw.

PEEP [mbar]	4	8	12	16	ASB [mbar]	5	10	15	20
4		0,958	0,024	0,003	5		0,000	0,000	0,000
8	0,958		0,084	0,015	10	0,000		0,045	0,000
12	0,024	0,084		0,909	15	0,000	0,045		0,009
16	0,003	0,015	0,909		20	0,000	0,000	0,009	

Tabelle 24: Post-hoc-Analyse (Scheffe-Test)

Endexpiratorisches $\text{CO}_{2\text{max}}$

Das endexpiratorische $\text{CO}_{2\text{max}}$ im 4VENT-Helm war signifikant kleiner ($p_1=0,012$) als im CASTAR "R"-Helm betrachtet über alle PEEP-Niveaus. Ebenso konnte eine signifikante Abhängigkeit vom PEEP ($p=0,000$) festgestellt werden. In der Post-hoc-Analyse zeigte sich ein signifikant niedrigeres $\text{CO}_{2\text{max}}$ bei einer PEEP Steigerung von PEEP 8 auf PEEP 16. Es lag kein Gruppeninteraktionseffekt vor ($p_1=0,827$). Eine graphische Übersicht gibt Abb. 39, wobei die Helme aufgrund des signifikanten Unterschieds zur besseren Veranschaulichung getrennt abgebildet wurden.

Helm	PEEP [mbar]	Mittelwerte $\text{CO}_{2\text{max}}$ [Vol.-%]	Mittelwerte $\text{CO}_{2\text{max}}$ [mmHg]
4 Vent	4	2,933	21,999
4 Vent	8	2,844	21,331
4 Vent	12	2,691	20,184
4 Vent	16	2,681	20,109
Castar R	4	3,327	24,954
Castar R	8	3,261	24,459
Castar R	12	3,083	23,124
Castar R	16	2,978	22,337

Tabelle 25: Abhängigkeit des endexpiratorischen $\text{CO}_{2\text{max}}$ vom PEEP

Helme getrennt betrachtet

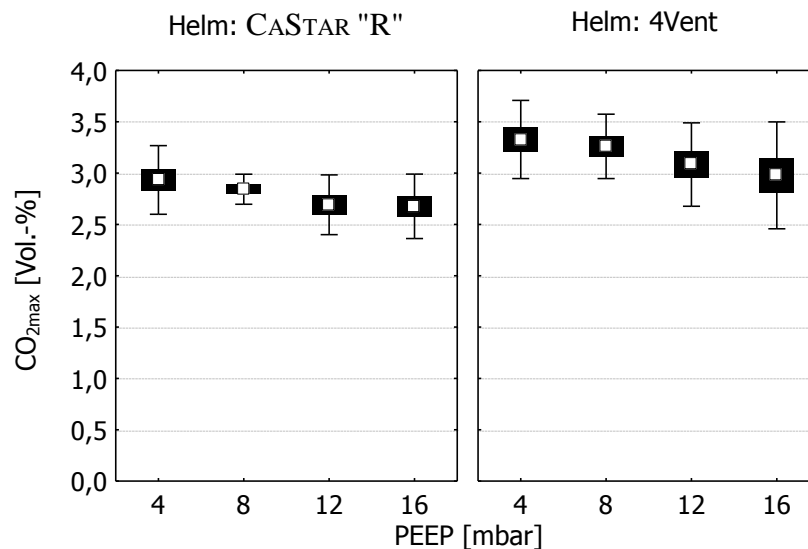


Abbildung 39: Abhängigkeit des endexpiratorischen CO_{2max} vom PEEP

Helme getrennt betrachtet

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Std., T Mittelwert±Stdabw.

Das endexpiratorische CO_{2max} im 4Vent-Helm war signifikant kleiner ($p_2=0,027$) als im CASTAR "R"-Helm betrachtet über alle ASB_{PEEP8}-Einstellungen. Ebenso war das CO_{2max} im Helm signifikant abhängig vom ASB_{PEEP8} ($p=0,00$). Mit steigendem ASB_{PEEP8} sank das endexpiratorische CO_{2max} signifikant im Helm ab. Es lag kein Gruppeninteraktionseffekt vor ($p_2=0,148$). Eine graphische Übersicht gibt Abb. 41, wobei die Helme aufgrund des signifikanten Unterschieds zur besseren Veranschaulichung zunächst getrennt abgebildet wurden.

Helm	ASB [mbar]	Mittelwerte CO _{2max} [Vol.-%]	Mittelwerte CO _{2max} [mmHg]
4 Vent	5	1,997	14,978
4 Vent	10	1,945	14,589
4 Vent	15	1,577	11,828
4 Vent	20	1,557	11,678
Castar R	5	2,665	19,989
Castar R	10	2,209	16,569
Castar R	15	2,101	15,759
Castar R	20	1,805	13,539

Tabelle 26: Abhängigkeit des endexpiratorischen CO_{2max} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

Helme getrennt betrachtet

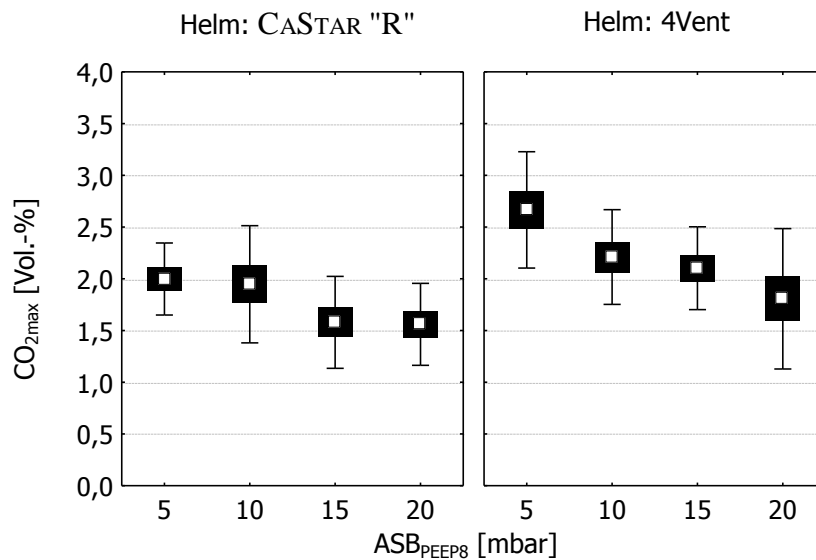


Abbildung 40: Abhängigkeit des endexpiratorischen $\text{CO}_{2\text{max}}$ vom $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$

Helme getrennt betrachtet

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Stdf., T Mittelwert±Stdabw.

Helm	ASB [mbar]	Mittelwerte $\text{CO}_{2\text{max}}$ [Vol.-%]	Mittelwerte $\text{CO}_{2\text{max}}$ [mmHg]
4 Vent	5	1,977*	14,829*
4 Vent	10	1,749*	13,119*
4 Vent	15	1,628*	12,211*
4 Vent	20	1,640*	12,301*
Castar "R"	5	2,793*	20,949*
Castar "R"	10	2,266*	16,996*
Castar "R"	15	2,161*	16,209*
Castar "R"	20	2,067*	15,504*

Tabelle 27: Abhängigkeit des endexpiratorischen $\text{CO}_{2\text{max}}$ vom $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$

Helme getrennt betrachtet, * unter Ausschluss Proband 6/7

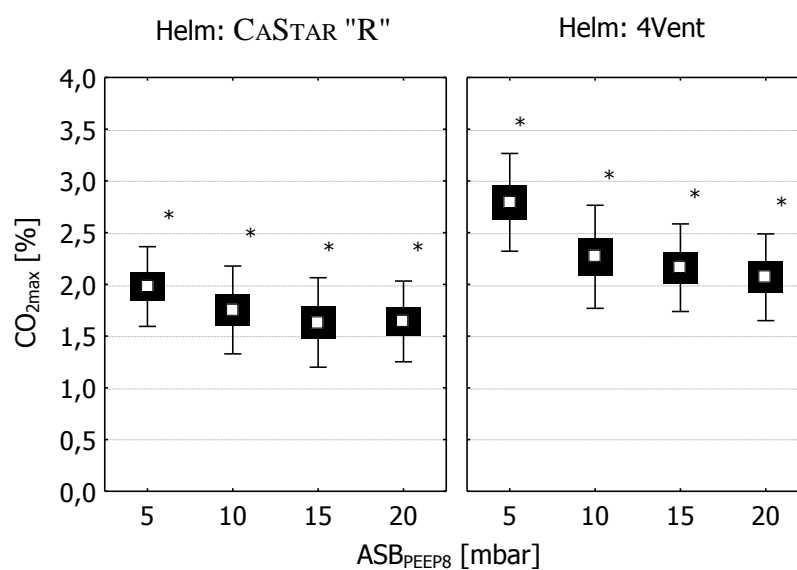


Abbildung 41: Abhängigkeit des endexpiratorischen $\text{CO}_{2\text{max}}$ vom $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$

Helme getrennt betrachtet, * unter Ausschluss Proband 6/7

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Stdf., T Mittelwert±Stdabw.

PEEP [mbar]	Mittelwerte [Vol.-%]	Mittelwerte [mmHg]	ASB [mbar]	Mittelwerte [Vol.-%]	Mittelwerte [mmHg]	Mittelwerte [Vol.-%]	Mittelwerte [mmHg]
4	3,130	23,477	5	2,331	17,484	2,385*	17,889*
8	3,052	22,892	10	2,077	15,579	2,007*	15,054*
12	2,887	21,654	15	1,839	13,794	1,895*	14,214*
16	2,823	21,174	20	1,681	12,609	1,853*	13,899*

* Unter Ausschluss Proband 6/7

Tabelle 28: Abhängigkeit des endexpiratorischen CO_{2max} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

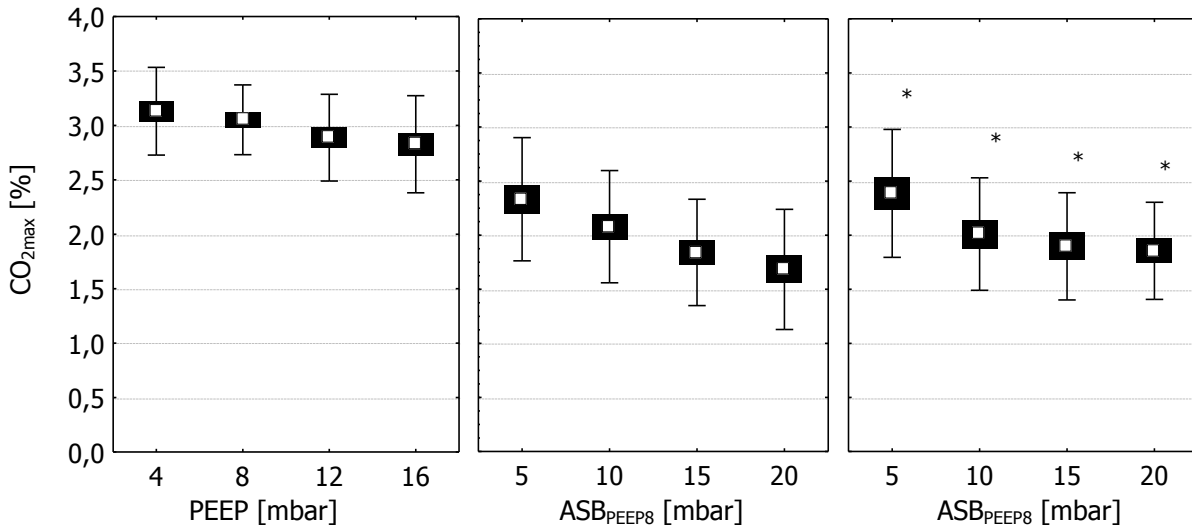


Abbildung 42: Abhängigkeit des endexpiratorischen CO_{2max} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

* Unter Ausschluss Proband 6/7,

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Std., T Mittelwert±Stdabw.

PEEP [mbar]	4	8	12	16	ASB [mbar]	5	10	15	20
4		0,737	0,011	0,001	5		0,146	0,000	0,000
8	0,737		0,141	0,022	10	0,146		0,189	0,006
12	0,011	0,141		0,871	15	0,001	0,189		0,541
16	0,001	0,022	0,871		20	0,000	0,006	0,541	

Tabelle 29: Post-hoc-Analyse (Scheffe-Test)

Verlauf der Feuchtigkeit in der Expirationsluft

Der Feuchtigkeitsgehalt der Expirationsluft war weder signifikant abhängig vom verwendeten Helmtyp ($p_1=0,105/p_2=0,992$) noch vom PEEP ($p=0,204$). Es ergab sich eine signifikante Abhängigkeit vom ASB_{PEEP8} ($p=0,00$). Mit steigendem ASB_{PEEP8} sank der Feuchtigkeitsgehalt der Expirationsluft. Ein Gruppeninteraktionseffekt bestand nicht ($p_1=0,986/p_2=0,226$).

PEEP [mbar]	Mittelwerte Feuchtigkeit [mg/L]	ASB [mbar]	Mittelwerte Feuchtigkeit [mg/L]	Mittelwerte Feuchtigkeit [mg/L]
4	21,862	5	18,251	18,142*
8	21,689	10	15,671	15,695*
12	21,951	15	14,802	14,642*
16	21,361	20	14,542	14,935*

* Unter Ausschluss Proband 6/7

Tabelle 30: Abhängigkeit der Feuchtigkeit vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

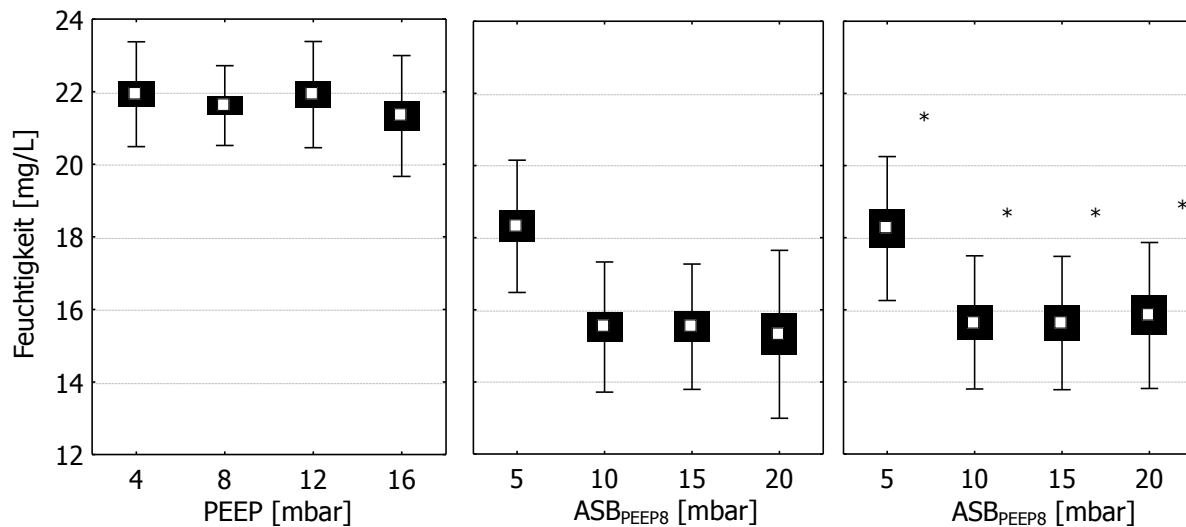


Abbildung 43: Abhängigkeit des endexpiratorischen Feuchtigkeitsgehalts vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±StdF., T Mittelwert±Stdabw.

Periphere Sauerstoffsättigung (SpO₂)

Die periphere Sauerstoffsättigung war weder abhängig vom verwendeten Helmtyp ($p_1=0,517/p_2=0,781$) noch vom PEEP ($p=0,278$) oder vom ASB_{PEEP8} ($p=0,702$).

PEEP [mbar]	Mittelwerte SpO ₂ [%]	ASB [mbar]	Mittelwerte SpO ₂ [%]	Mittelwerte SpO ₂ [%]*
4	99,105	5	99,068	99,093*
8	99,207	10	99,200	99,165*
12	99,026	15	99,144	99,054*
16	98,902	20	99,239	99,169*

* Unter Ausschluss Proband 6/7

Tabelle 31: Abhängigkeit des SpO₂ vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

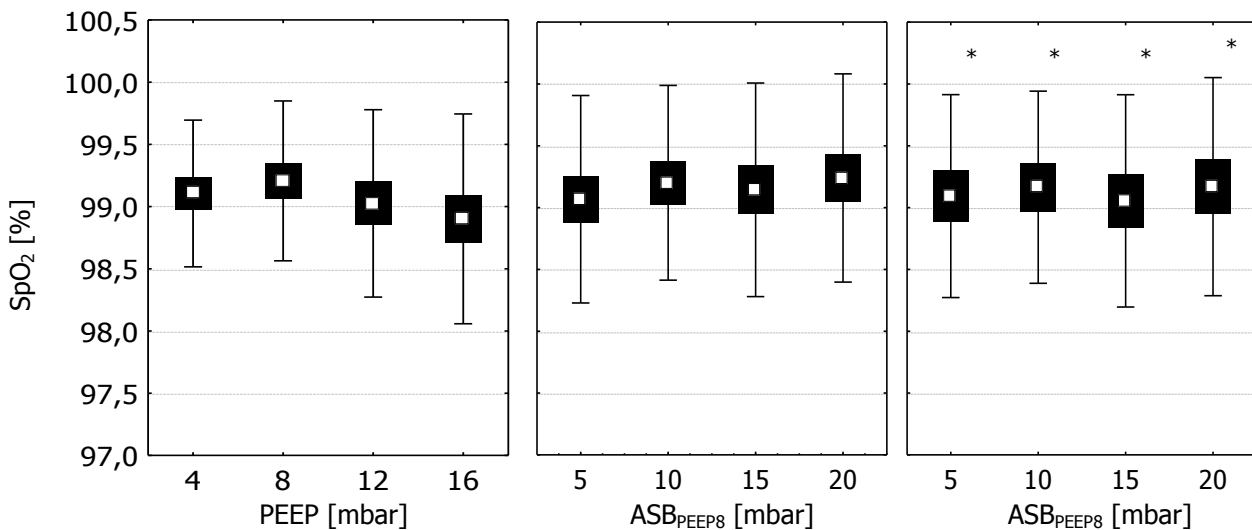


Abbildung 44: Abhängigkeit der peripheren Sauerstoffsättigung vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

* Unter Ausschluss Proband 6/7

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Stdf., T Mittelwert±Stdabw.

Transkutanes CO₂

Das tcCO₂ war weder abhängig vom verwendeten Helmtyp ($p_1=0,767/p_2=0,905$) noch vom PEEP ($p=0,868$). Es konnte eine signifikante Abhängigkeit vom ASB_{PEEP8} ($p=0,00$) festgestellt

PEEP [mbar]	Mittelwerte tcCO ₂ [mmHg]	ASB [mbar]	Mittelwerte tcCO ₂ [mmHg]	Mittelwerte tcCO ₂ [mmHg]
4	42,609	5	41,173	41,983*
8	42,390	10	38,788	40,295*
12	42,234	15	36,300	37,243*
16	42,263	20	35,539	37,084*

* Unter Ausschluss Proband 6/7

Tabelle 32: Abhängigkeit des transkutanen CO₂ vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

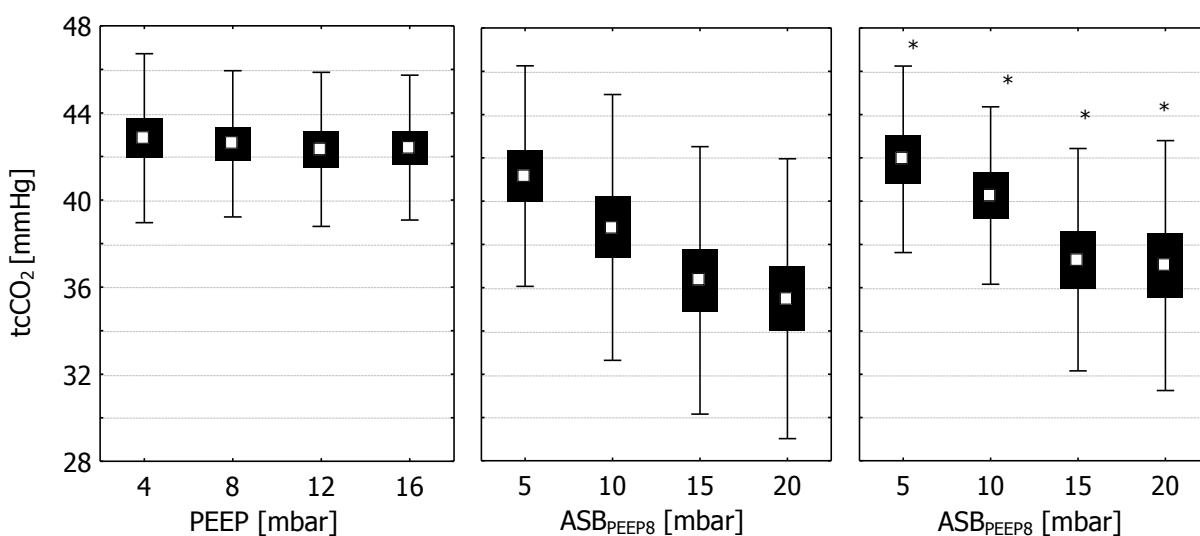


Abbildung 45: Abhängigkeit des transkutanen CO₂ vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

* Unter Ausschluss Proband 6/7

□ Mittelwert, ■ Mittelwert ± Stdf., T Mittelwert ± Stdabw.

3.2.1 Probandenkomfort unter Helmbeatmung

Der Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben ergab keinen signifikanten Unterschied in der VAS-Bewertung (VAS-Lautstärke, VAS-Druck und VAS-Wohlbefinden) zwischen den beiden getesteten Helmen. Im weiteren Verlauf wurden beide Helme gemeinsam gegenüber PEEP- bzw. ASB_{PEEP8} -Änderungen betrachtet.

3.2.1.1 VAS-Lautstärke

Mit steigendem PEEP bzw. ASB_{PEEP8} stieg die subjektiv empfundene Lautstärke im Helm signifikant an.

PEEP [mbar]	VAS-Lautstärke		ASB [mbar]	VAS-Lautstärke	
4	1,35	+/- 0,64	5	2,81	+/- 1,54
8	1,66	+/- 0,76	10	4,13	+/- 1,63
12	1,95	+/- 0,90	15	4,61	+/- 1,79
16	2,22	+/- 0,77	20	5,19	+/- 1,82

Tabelle 33: VAS-Lautstärke in Abhängigkeit vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

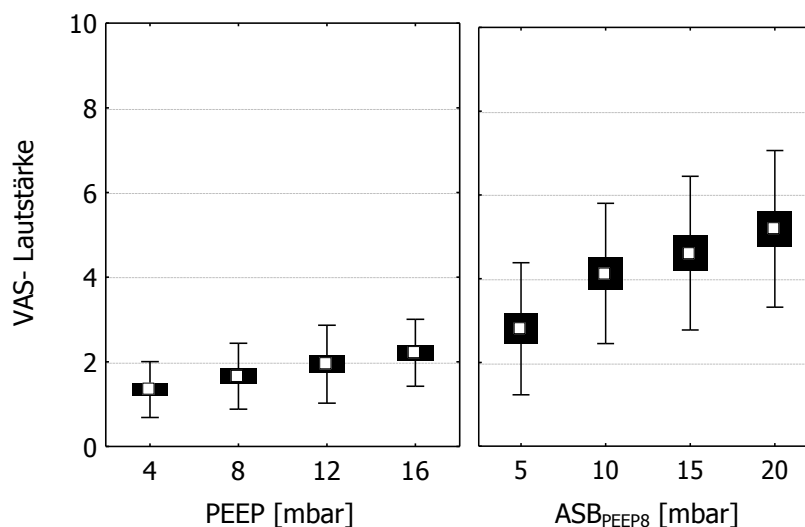


Abbildung 46: VAS-Lautstärke in Abhängigkeit vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Std., T Mittelwert±Stdabw.

3.2.1.2 VAS-Druck

Es ließ sich ein signifikanter Unterschied in der VAS-Bewertung in Abhängigkeit vom eingestellten PEEP bzw. ASB_{PEEP8} feststellen. Mit steigendem PEEP bzw. ASB_{PEEP8} stieg der subjektiv empfundene Druck im Helm signifikant an.

PEEP [mbar]	VAS Druck		ASB [mbar]	VAS Druck	
4	0,90	+/- 0,61	5	2,41	+/- 1,29
8	1,59	+/- 1,17	10	3,68	+/- 1,69
12	2,57	+/- 1,56	15	4,33	+/- 1,73
16	3,16	+/- 1,45	20	5,48	+/- 1,70

Tabelle 34: VAS-Druck in Abhängigkeit vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

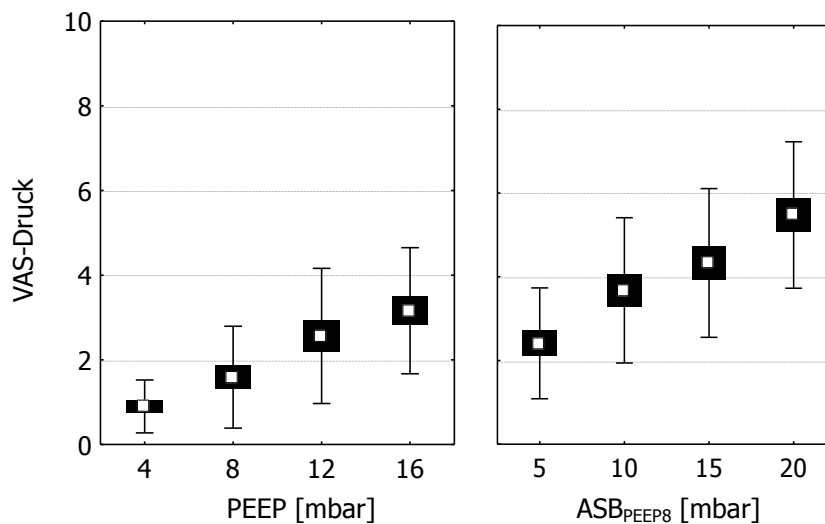


Abbildung 47: VAS-Druck in Abhängigkeit vom PEEP und vom ASB

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Std., T Mittelwert±Stdabw.

VAS-Wohlbefinden

Es konnte *kein* signifikanter Unterschied in der VAS-Bewertung in Abhängigkeit vom eingestellten PEEP festgestellt werden. Es bestand jedoch eine signifikante Abhängigkeit vom eingestellten ASB_{PEEP8}. Mit steigendem ASB_{PEEP8} stieg das subjektiv empfundene Unwohlsein im Helm signifikant an.

PEEP [mbar]	VAS Wohlbefinden		ASB [mbar]	VAS Wohlbefinden	
4	2,01	+/- 2,03	5	2,02	+/- 1,36
8	1,45	+/- 1,15	10	2,84	+/- 1,44
12	2,35	+/- 1,84	15	3,57	+/- 1,81
16	2,59	+/- 1,83	20	4,09	+/- 1,71

Tabelle 35: VAS-Wohlbefinden in Abhängigkeit vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

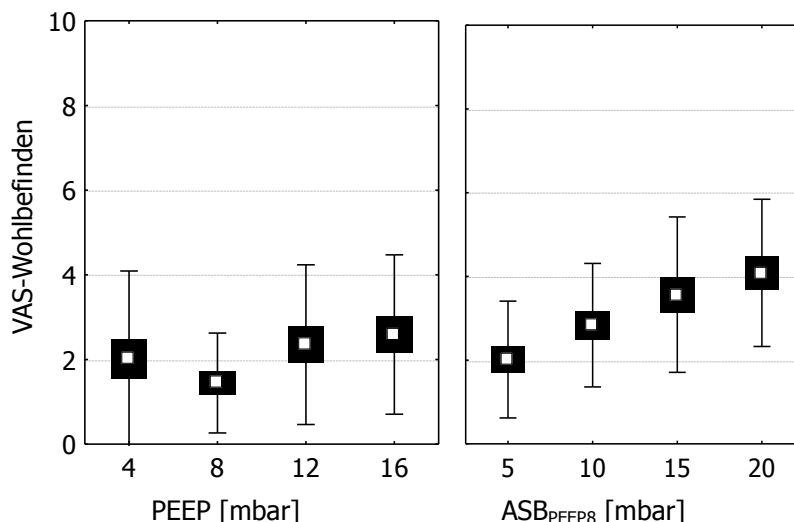


Abbildung 48: VAS-Wohlbefinden in Abhängigkeit vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}
 □ Mittelwert, ■ Mittelwert±Std., T Mittelwert±Stdabw.

3.2.1.3 Fragebogen

Die Auswertung des Fragebogens mittels einseitigem und zweiseitigem Fischer-Test ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Helmen betrachtet auf jedem PEEP- bzw. ASB_{PEEP8}-Niveau (siehe Ergebnistabelle im Anhang). Im Folgenden wurden beide Helme deshalb gemeinsam betrachtet.

1. Haben Sie das Gefühl, dass Sie das Beatmungsgerät bei der Inspiration (Einatmung) unterstützt?

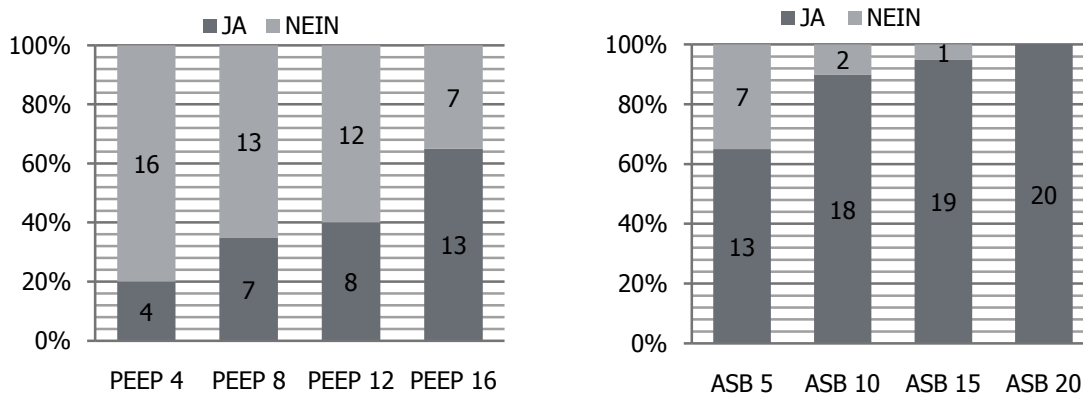


Abbildung 49/50: Subjektive inspiratorische Unterstützung in Abhängigkeit vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

2. Haben Sie das Gefühl, dass Sie bei der Expiration (Ausatmung) gegen das Beatmungsgerät ausatmen müssen?

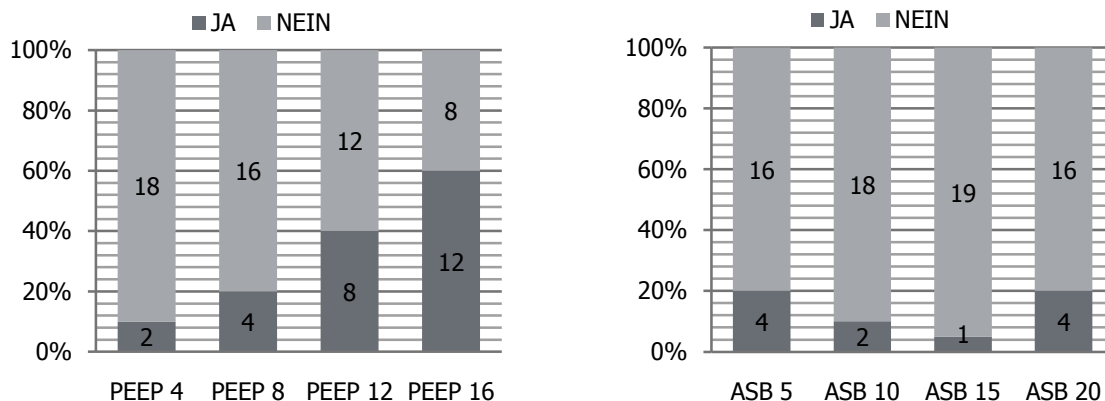


Abbildung 51/52: Subjektiver expiratorischer Widerstand in Abhängigkeit vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

3. Haben Sie das Gefühl, dass Sie genug Luft bekommen?

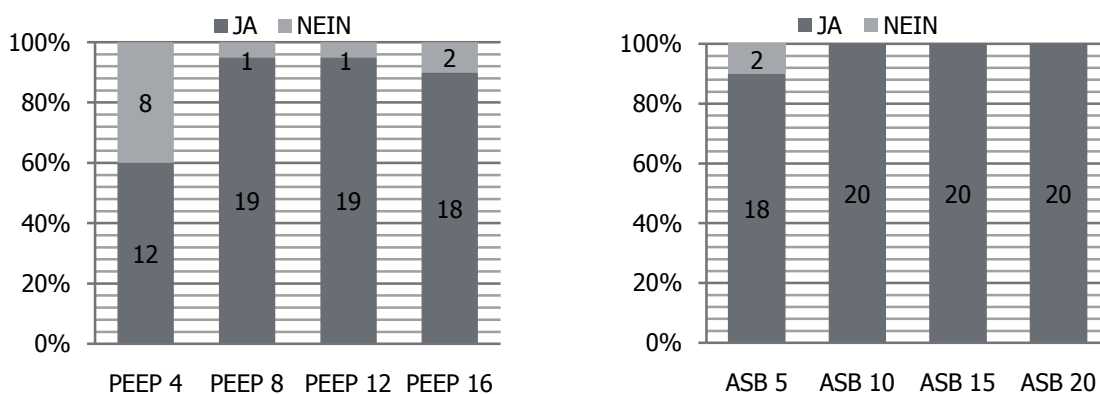


Abbildung 53/54: Subjektives Empfinden der Probanden, genug Luft in Abhängigkeit vom PEEP und vom ASB_{PEEP8} zu bekommen

4. Haben Sie das Gefühl, dass Sie zu viel Luft bekommen?

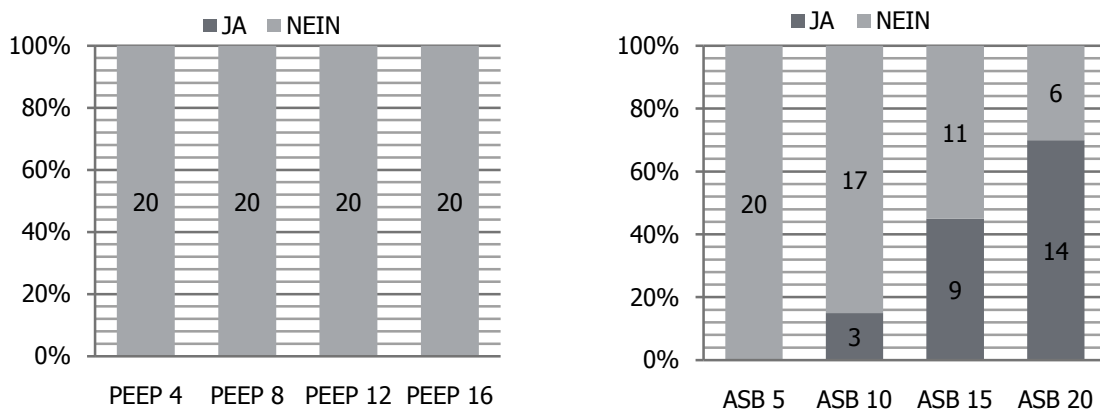


Abbildung 55/56: Subjektives Empfinden der Probanden, zu viel Luft in Abhängigkeit vom PEEP und vom ASB_{PEEP8} zu bekommen

3.2.2 Verteilung des Ventilationsvolumens

Helm-AZV unter Hamilton-Pneumotachographen

Das inspiratorische Helm-AZV (AZV_{In}) war nicht signifikant abhängig vom verwendeten Helmtyp ($p_1=0,984/p_2=0,311$). Im Unterschied zu Abb. 33 ergab sich bei der Messung eine signifikante Abhängigkeit des inspiratorischen AZV im Helm vom eingestellten PEEP und ASB_{PEEP8} ($p_1=0,00/p_2=0,00$). Mit steigendem PEEP/ ASB_{PEEP8} stieg das Inspirationsvolumen signifikant im Helm an. Ein Gruppeninteraktionseffekt bestand nicht ($p_1=0,834/p_2=0,081$).

Das expiratorische Helm-AZV (AZV_{Ex}) war weder signifikant abhängig vom verwendeten Helmtyp ($p_1=0,311/p_2=0,403$) noch vom PEEP ($p=0,164$), jedoch signifikant abhängig vom ASB_{PEEP8} ($p=0,00$). Mit steigendem ASB_{PEEP8} stieg das expiratorische Helm-AZV signifikant im Helm an. Ein Gruppeninteraktionseffekt bestand nicht ($p_1=0,639/p_2=0,062$).

PEEP [mbar]	Mittelwerte Helm-AZV _{In} [L]	Mittelwerte Helm-AZV _{Ex} [L]	ASB [mbar]	Mittelwerte Helm-AZV _{In} [L]	Mittelwerte Helm-AZV _{Ex} [L]
4	1,087	0,933	5	1,403	1,333
8	1,197	0,963	10	1,771	1,671
12	1,223	0,949	15	2,362	2,108
16	1,318	1,034	20	3,103	2,684

Tabelle 36: Abhängigkeit des AZV vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

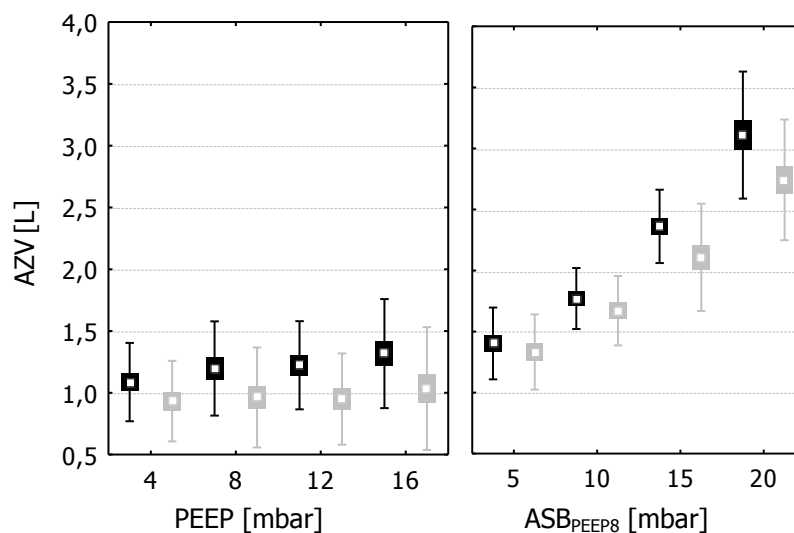


Abbildung 57: Abhängigkeit des AZV_{In} und AZV_{Ex} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Std., T Mittelwert±Stdabw.

■ AZV_{In} , ■ AZV_{Ex}

Inspiratorisches AZV_{Lunge}

Das inspiratorische AZV_{Lunge} der Probanden (gemessen mit dem Hamilton-Pneumotachographen im Mund) war nicht abhängig vom verwendeten Helmtyp ($p_1=0,750/p_2=0,852$), jedoch signifikant abhängig vom eingestellten PEEP ($p=0,028$) und vom ASB_{PEEP8} ($p=0,00$). Mit steigendem PEEP und ASB_{PEEP8} stieg das inspiratorische AZV_{Lunge} signifikant an. Ein Gruppeninteraktionseffekt bestand nicht ($p_1=0,943/p_2=0,231$).

Zur besseren Darstellung der Aufteilung der Volumina wurde das AZV_{In} dem AZV_{Lunge} gegenübergestellt.

PEEP [mbar]	Mittelwerte Helm- AZV_{In} [L]	Mittelwerte insp. AZV_{Lunge} [L]	ASB [mbar]	Mittelwerte Helm- AZV_{In} [L]	Mittelwerte insp. AZV_{Lunge} [L]
Ruheatmung: 0,800 +/- 0,17					
4	1,087	1,088	5	1,403	1,086
8	1,197	1,132	10	1,771	1,087
12	1,223	1,145	15	2,362	1,181
16	1,318	1,224	20	3,103	1,483

Tabelle 37: Abhängigkeit des AZV_{In} und AZV_{Lunge} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

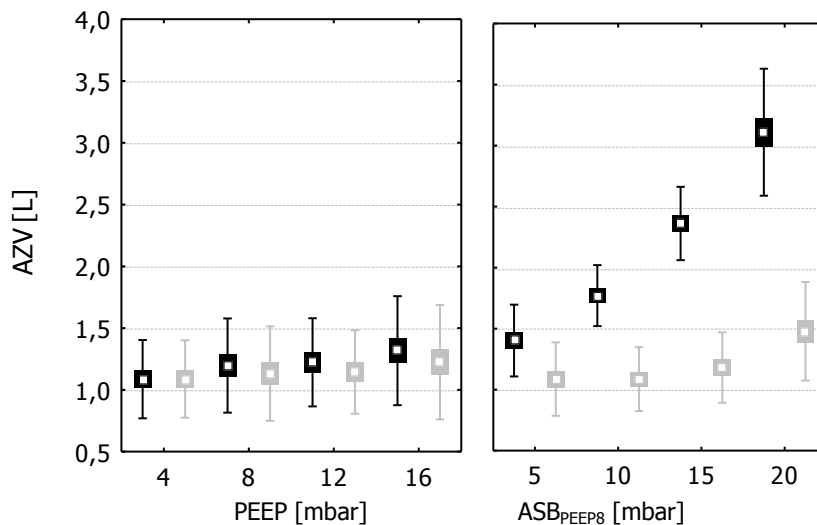


Abbildung 58: Abhängigkeit des AZV_{In} und AZV_{Lunge} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Std., T Mittelwert±Stdabw.
 ■ AZV_{In} , ■ AZV_{Lunge}

PEEP [mbar]	4	8	12	16	ASB [mbar]	5	10	15	20
4		0,176	0,060	0,000	5		1,000	0,292	0,000
8	0,176		0,961	0,116	10	1,000		0,297	0,000
12	0,060	0,961		0,297	15	0,292	0,297		0,000
16	0,000	0,116	0,297		20	0,000	0,000	0,000	

Tabelle 38: Post-hoc-Analyse (Scheffe-Test)

Helm-Minutenvolumen unter Hamilton-Pneumotachographen

Das Helm-MV war nicht signifikant abhängig vom verwendeten Helmtyp. Weiterhin hatte eine PEEP-Änderung keinen signifikanten Einfluss auf das expiratorische Helm-MV ($p=0,786$). Es bestand eine signifikante Zunahme des inspiratorischen Helm-MV in Abhängigkeit zum PEEP ($p=0,023$). Durch Steigerung des ASB_{PEEP8} kam es zu einer signifikanten Steigerung des inspiratorischen, wie auch des expiratorischen MV ($p=0,000$). Ein Gruppeninteraktionseffekt bestand nicht ($p_1=0,534/P_2=0,247$).

PEEP [mbar]	Mittelwerte Helm-MV _{In} [L]	Mittelwerte Helm-MV _{Ex} [L]	ASB [mbar]	Mittelwerte Helm-MV _{In} [L]	Mittelwerte Helm-MV _{Ex} [L]
4	11,030	9,380	5	15,117	14,318
8	11,698	9,265	10	19,324	18,259
12	11,698	9,091	15	24,730	21,556
16	12,581	9,506	20	27,983	24,322

Tabelle 39: Abhängigkeit des Minutenvolumens vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

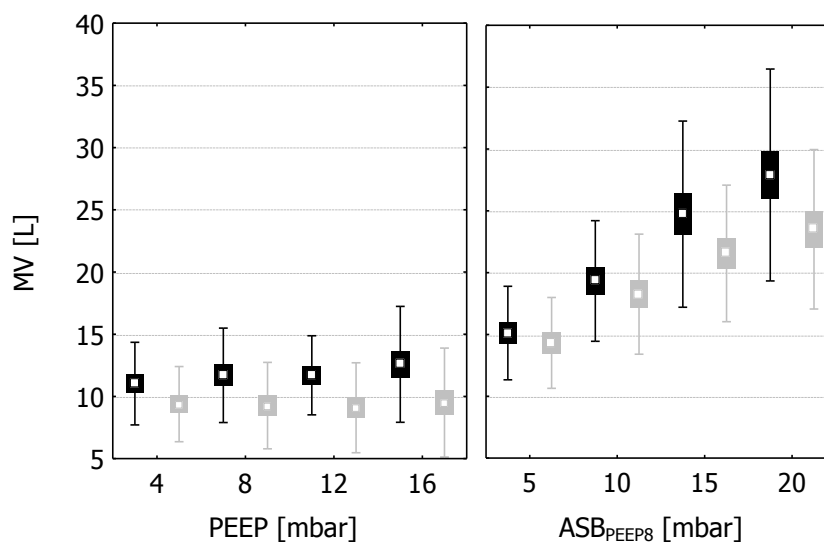


Abbildung 59: Abhängigkeit des Minutenvolumens vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Std., T Mittelwert±Stdabw.
 ■ MV_{In}, ■ MV_{Ex}

Inspiratorisches Minutenvolumen_{Lunge}

Das inspiratorische MV_{Lunge} der Probanden (gemessen mit dem Hamilton-Pneumotachographen im Mund) war weder vom verwendeten Helmtyp abhängig ($p_1=0,820/p_2=0,440$) noch vom anliegenden PEEP ($p=0,530$). Es bestand eine signifikante Abhängigkeit zum ASB_{PEEP8} ($p=0,015$). Mit steigendem ASB_{PEEP8} stieg das inspiratorische MV_{Lunge} signifikant an. Ein Gruppeninteraktionseffekt bestand nicht ($p_1=0,622/p_2=0,751$).

Zur besseren Darstellung der Aufteilung der Volumina wurde das AMV_{In} dem AMV_{Lunge} gegenübergestellt.

PEEP [mbar]	Mittelwerte Helm-MV _{In} [L]	Mittelwerte insp.MV _{Lunge} [L]	ASB [mbar]	Mittelwerte Helm-MV _{In} [L]	Mittelwerte insp. MV _{Lunge} [L]
Ruheatmung: 7,61 +/- 1,68					
4	11,030	10,941	5	15,117	11,625
8	11,698	10,903	10	19,324	11,852
12	11,698	10,897	15	24,730	12,182
16	12,581	11,376	20	27,983	13,068

Tabelle 40: Abhängigkeit des MV_{In} und MV_{Lunge} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

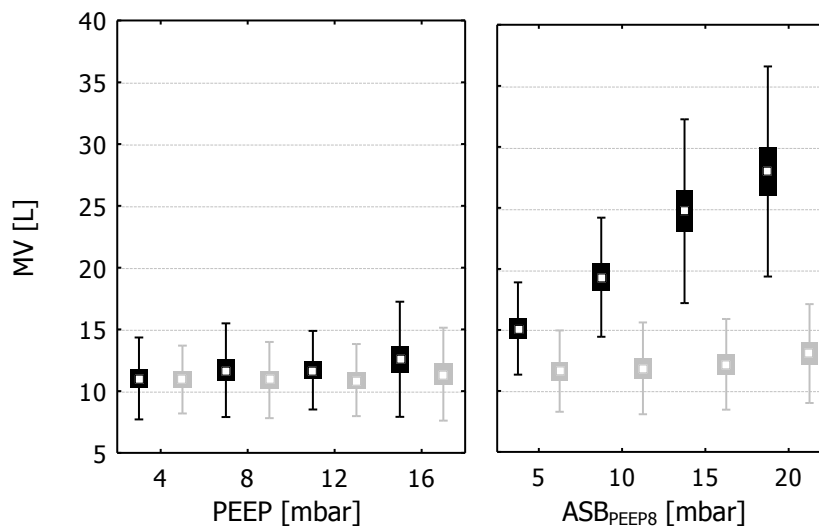


Abbildung 60: Abhängigkeit des MV_{In} und MV_{Lunge} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Stdf., T Mittelwert±Stdabw.

■ MV_{In}, ■ MV_{Lunge}

PEEP [mbar]	4	8	12	16	ASB [mbar]	5	10	15	20
4		1,000	1,000	0,728	5		0,970	0,688	0,027
8	1,000		1,000	0,673	10	0,970		0,914	0,082
12	1,000	1,000		0,664	15	0,688	0,914		0,301
16	0,728	0,673	0,664		20	0,027	0,082	0,301	

Tabelle 41: Post-hoc-Analyse (Scheffe-Test)

Atemfrequenz unter Hamilton-Pneumotachograph

Die Atemfrequenz war bei Atmung durch den Hamilton-Pneumotachographen weder signifikant abhängig vom verwendeten Helmtyp ($p_1=0,799/p_2=0,443$) noch vom PEEP ($p=0,205$), jedoch signifikant abhängig vom ASB_{PEEP8} ($p=0,000$). Mit steigendem ASB_{PEEP8} fiel die Atemfrequenz signifikant ab. Ein Gruppeninteraktionseffekt bestand nicht ($p_1=0,327/p_2=0,621$).

PEEP [mbar]	Mittelwerte AF/min	ASB [mbar]	Mittelwerte Af/min
Ruheatmung: 9,556 +/- 1,57			
4	10,500	5	10,950
8	10,100	10	10,900
12	10,000	15	10,500
16	10,050	20	9,0500

Tabelle 42: Abhängigkeit der Atemfrequenz vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

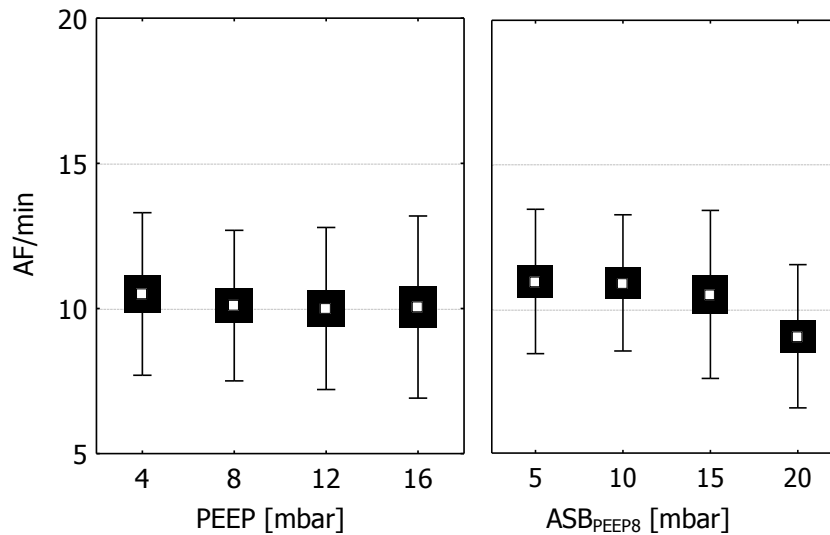


Abbildung 61: Abhängigkeit der Atemfrequenz vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Std., T Mittelwert±Stdabw.

3.2.3 Delay-Zeiten in Abhängigkeit vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

Inspiratorisches-Delay_{Trigger}

Das inspiratorische-Delay_{Trigger} war nicht signifikant abhängig vom verwendeten Helmtyp ($p_1=0,430/p_2=0,080$), jedoch signifikant abhängig vom verwendeten PEEP ($p=0,00$) und vom ASB_{PEEP8} ($p=0,010$). Ein Gruppeninteraktionseffekt bestand nicht ($p_1=0,791/p_2=0,495$).

PEEP [mbar]	Mittelwerte Delay _{Trigger}	ASB [mbar]	Mittelwerte Delay _{Trigger}
4	0,356	5	0,290
8	0,264	10	0,305
12	0,246	15	0,339
16	0,246	20	0,370

Tabelle 43: Abhängigkeit des inspiratorischen Delay_{Trigger} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

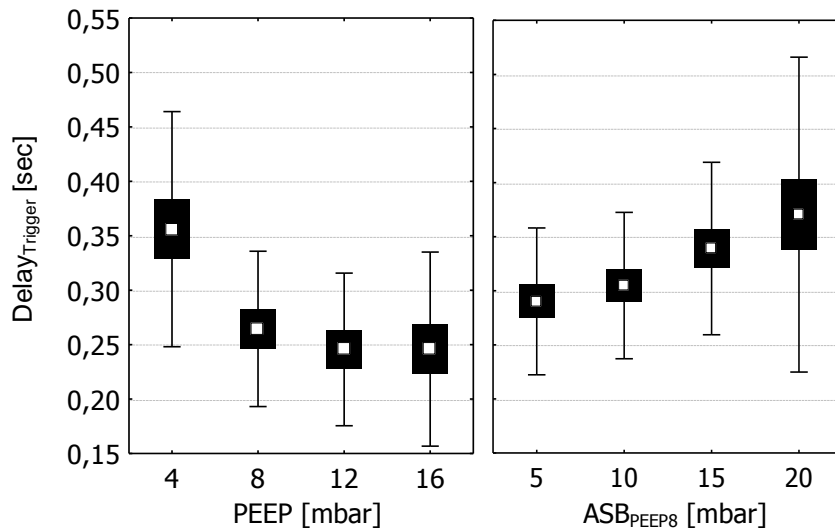


Abbildung 62: Abhängigkeit des $\text{Delay}_{\text{Trigger}}$ vom PEEP und vom $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Std., T Mittelwert±Std.abw

PEEP [mbar]	4	8	12	16	ASB [mbar]	5	10	15	20
4		0,000	0,000	0,000	5		0,915	0,137	0,003
8	0,000		0,752	0,761	10	0,915		0,427	0,022
12	0,000	0,752		1,000	15	0,137	0,427		0,504
16	0,000	0,761	1,000		20	0,003	0,022	0,504	

Tabelle 44: Post-hoc-Analyse (Scheffe-Test)

Delay_{PEEP}

Das $\text{Delay}_{\text{PEEP}}$ war unter $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$ -Beatmung signifikant kürzer beim CASTAR "R"-Helm gegenüber dem 4VENT-Helm ($p_1=0,361/p_2=0,001$). Das $\text{Delay}_{\text{PEEP}}$ war signifikant abhängig vom PEEP ($p=0,00$) und vom $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$ ($p=0,00$). Ein Gruppeninteraktionseffekt bestand nicht ($p_1=0,928/p_2=0,626$).

PEEP [mbar]	Mittelwerte $\text{Delay}_{\text{PEEP}}$	ASB [mbar]	Mittelwerte $\text{Delay}_{\text{PEEP}}$
4	1,007	5	0,664
8	0,810	10	0,583
12	0,753	15	0,573
16	0,722	20	0,600

Tabelle 45: Abhängigkeit des $\text{Delay}_{\text{PEEP}}$ vom PEEP und vom $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$

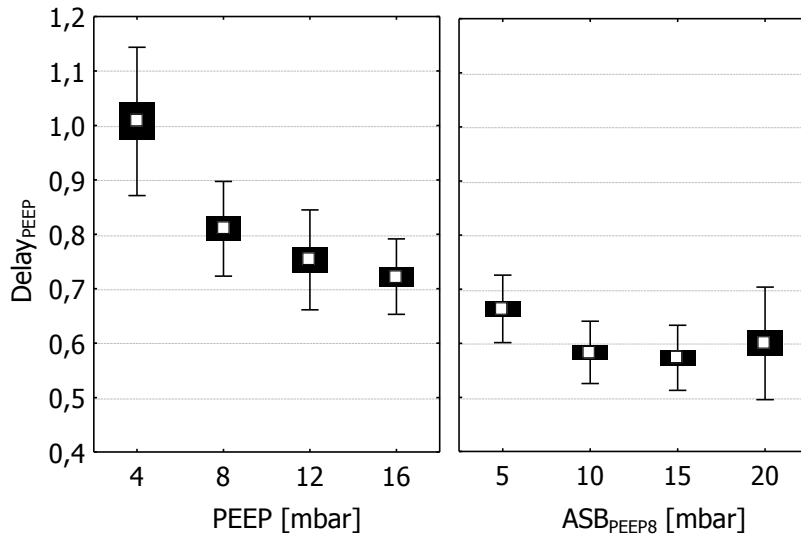


Abbildung 63: Abhängigkeit des Delay_{PEEP} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Stdf., T Mittelwert±Stdabw.

PEEP [mbar]	4	8	12	16	ASB [mbar]	5	10	15	20
4		0,000	0,000	0,000	5		0,000	0,000	0,005
8	0,000		0,115	0,005	10	0,000		0,950	0,809
12	0,000	0,115		0,612	15	0,000	0,950		0,484
16	0,000	0,005	0,612		20	0,005	0,809	0,484	

Tabelle 46: Post-hoc-Analyse (Scheffe-Test)

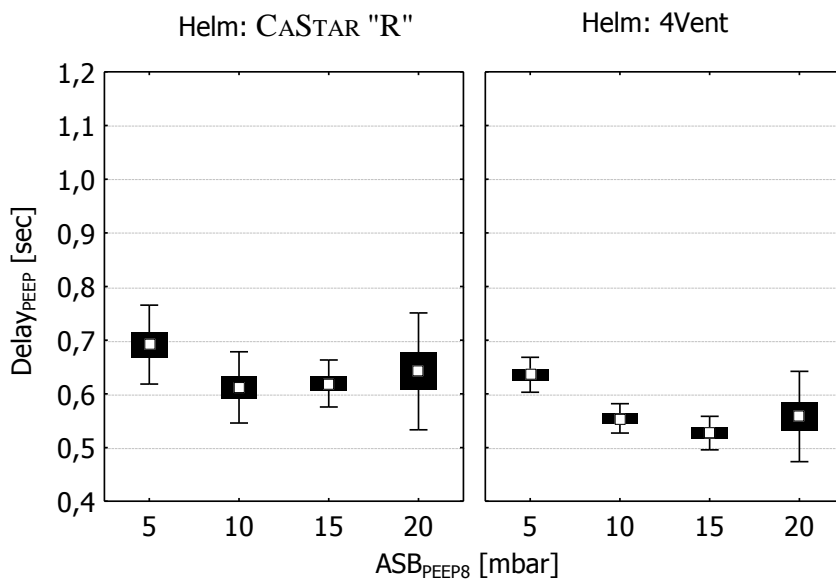


Abbildung 64: Abhängigkeit des Delay_{PEEP} vom ASB_{PEEP8}

Helme getrennt dargestellt

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Stdf., T Mittelwert±Stdabw.

Inspiratorische Zeit_{Gesamt}

Die inspiratorische Zeit_{Gesamt} war weder signifikant abhängig vom verwendeten Helmtyp ($p_1=0,955/p_2=0,539$) noch vom verwendeten PEEP ($p=0,473$). Es ergaben sich signifikante Abhängigkeiten zum verwendeten ASB_{PEEP8} ($p=0,0001$). Ein Gruppeninteraktionseffekt bestand nicht ($p_1=0,528/p_2=0,100$).

PEEP [mbar]	Mittelwerte Zeit _{Gesamt}	ASB [mbar]	Mittelwerte Zeit _{Gesamt}
4	2,601	5	2,091
8	2,587	10	1,865
12	2,576	15	1,850
16	2,672	20	2,117

Tabelle 47: Abhängigkeit der inspiratorischen Zeit_{Gesamt} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

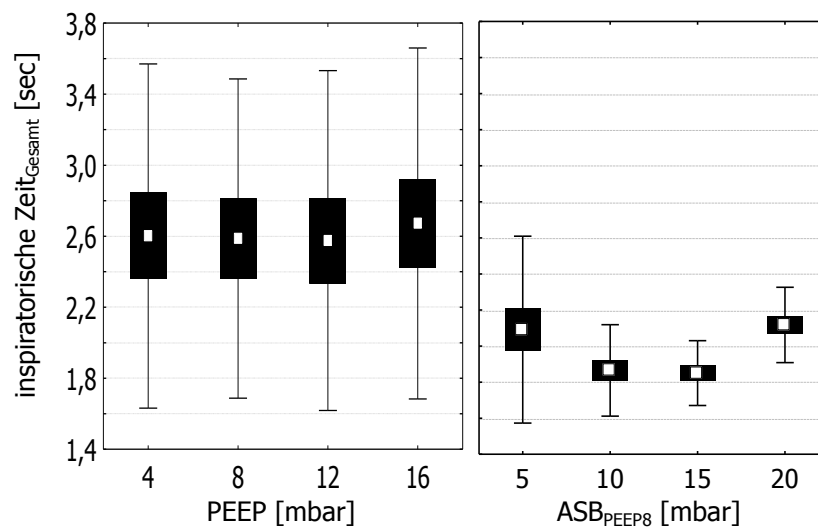


Abbildung 65: Abhängigkeit der inspiratorischen Zeit_{Gesamt} vom PEEP und vom ASB_{PEEP8}

□ Mittelwert, ■ Mittelwert±Std., T Mittelwert±Stdabw.

PEEP [mbar]	4	8	12	16	ASB [mbar]	5	10	15	20
4		0,997	0,985	0,769	5		0,020	0,012	0,987
8	0,997		0,999	0,650	10	0,020		0,998	0,008
12	0,985	0,999		0,556	15	0,012	0,998		0,004
16	0,769	0,650	0,556		20	0,987	0,008	0,004	

Tabelle 48: Post-hoc-Analyse (Scheffe-Test)

4 Diskussion

Die vorliegende Studie wurde durchgeführt, um ein neues Interface zur nicht-invasiven Beatmung zu evaluieren und hierbei Grenzwerte zu erfassen. Wir setzten hierfür zunächst wie beschrieben ein Lungenmodell ein, um Auswirkungen von restriktiven und obstruktiven Ventilationsstörungen zu erfassen.

4.1 *Auswirkungen auf die Atemzugvolumina am Lungenmodell*

Während der NIV-Beatmung mit einer CPAP-Gesichtsmaske lässt sich das erzeugte AZV_{In} bzw. das MV_{In} vom Respirator ablesen und kann bei zu vernachlässigender Leckage auch als das Volumen angesehen werden, welches tatsächlich in der Lunge zum Gasaustausch bereitgestellt wird. Dieses ergibt sich aufgrund des kleinen Totraumvolumens der Maske und der minimalen Compliance. Anders hingegen ist das AZV_{In} unter Helmatmung zu betrachten. Es kann erheblich vom AZV_{Lunge} abweichen, da sich das Inspirationsvolumen aus verschiedenen Volumina zusammensetzt ($AZV_{Lunge} + \text{Leckage} + \text{Volumen zum Druckaufbau im Helm bei gegebener Compliance}$), und kann deshalb nicht gleichgesetzt werden. Somit erhält der Anwender, der nur das AZV_{In} am Respirator ablesen kann, keine Information über das tatsächlich in die Lunge gelangende Volumen. Im Extremfall kann bei zunehmender Resistance oder abnehmender Compliance der Lunge eine asynchrone Autotriggerung des Helmes entstehen (Mörer et al. 2006). Hierbei triggert der Helm selbst über seine Compliance den Respirator und es entsteht eine asynchrone Ventilation des Helmes mit Zunahme der Atemarbeit. Zur Minimierung der Problematik wurde der Flowtrigger auf 2 l/min heraufgesetzt (Costa et al. 2005), so dass es über dem gesamten Messbereich zu keiner Autotriggerung kam.

4.1.1 **Änderung des PEEP-Niveaus**

Durch Veränderung des PEEP-Niveaus (Abb. 23) konnten wir keinen signifikanten Einfluss auf die Atemzugvolumina nachweisen. Lediglich bei Betrachtung des AZV_{Lunge} über alle Compliance- und Resistance-Stufen (Abb. 25) ergab sich eine signifikante Abhängigkeit zum anliegenden PEEP-Niveau ($p=0,00$). In der Post-Hoc-Analyse zeigte sich ein signifikanter Anstieg von PEEP 4 zu PEEP 8 [mbar] und von PEEP 4 zu PEEP 12 [mbar]. Eine Erklärung hierfür lässt sich in der Compliance der Helme finden. Bei einem PEEP von 4 ist die Wand-

spannung des Helmes noch sehr gering. In der Compliance-Kurve der Helme befindet man sich im unteren Bereich der sigmoiden Kurve (siehe Abb. 17). Eine Volumenänderung hat hier kaum eine Druckänderung zur Folge. Bei Erhöhung des PEEPs steigt die Wandspannung und man befindet sich im linearen Bereich der Compliance-Kurve. Eine minimale Volumenänderung hat hier erhebliche Änderungen des Drucks zur Folge. Vom AZV_{in} geht weniger Volumen zum Druckaufbau im Helm bei gegebener Compliance "verloren".

Im Lungenmodell konnten wir darstellen, dass es unter CPAP zu einer signifikanten Abnahme der Atemzugvolumina in Abhängigkeit von der Compliance und der Resistance der Testlunge kommt (Siehe Abb. 23 und 24). Da unter CPAP keine Druckunterstützung anliegt und somit die inspiratorische und die expiratorische Atemarbeit vom Patienten geleistet werden muss (Becker et al. 2005), kann bei dem von uns verwendeten passiven Lungenmodell das AZV_{Lunge} nur kleiner 300 ml sein (Volumen der Triggerlunge). Mit abnehmender Compliance verkleinerte sich das AZV_{Lunge} signifikant (siehe Tabelle 6A, Berechnung Delta). Die Compliance der Helme lag, wie aus Abb. 17 hervorgeht, beim verwendeten CASTAR "R"-Helm im Mittel bei 52 ml/mbar. Bei der Simulation einer restriktiven Ventilationsstörung (Reduktion der Compliance bis auf 30 ml/mbar) war die Helm-Compliance größer als die Lungen-Compliance. Es kam zu einer signifikanten Abnahme des AZV_{Lunge} um 8,6 %. Bei Zunahme der Resistance, im Sinne einer obstruktiven Ventilationsstörung, erfolgte ebenso ein signifikanter Abfall des AZV_{Lunge} . Wie aus Tabelle 6B hervorgeht, ist eine Zunahme der Resistance (Steigerung um 400 % von 5 [cmH₂O/L/sec] auf 20 [cmH₂O/L/sec]) mit einer mittleren Abnahme des AZV_{Lunge} um 7,3 % verbunden.

In Hinblick auf die Probandenmessungen sollte im Lungenmodell ein "optimales PEEP-Niveau" festgelegt werden, auf dessen Grundlage die Messungen der Druckunterstützung erfolgen kann. Aufgrund der Ergebnisse aus der PEEP-Messung und der Delay-Time Messung legten wir uns auf ein "optimales PEEP-Niveau" von 8 mbar fest. Unsere Ergebnisse decken sich hierbei mit den Untersuchungen von Mörer et al. 2006, die in ihrer Arbeit eine signifikante Reduktion des $Delay_{Trigger}$ durch Anheben des PEEPs von 4 mbar auf 8 mbar nachweisen konnten. Eine weitere Steigerung des PEEP-Niveaus brachte auch in deren Arbeit keine signifikanten Verbesserungen der Delay-Zeiten. Alle weiteren Messungen mit Druckunterstützung erfolgten deshalb in unserem Aufbau auf einem PEEP-Niveau von 8 mbar.

4.1.2 Änderung der Druckunterstützung

Nach Überwinden der Triggerschwelle kommt es zu einem sprunghaften Anstieg des Beatmungsdrucks auf das eingestellte inspiratorische Druckniveau. Das Inspirationsvolumen ist nicht nur abhängig von der Höhe des Differenzdrucks und der Dauer und Intensität der Inspirationsbemühungen, sondern auch von der Compliance und Resistance der Lunge (Becker et al. 2005). Auch wir konnten eine signifikante Abhängigkeit der Atemzugvolumina (insbesondere des AZV_{Lunge}) zum ASB_{PEEP8} ($p=0,00$), zur Resistance ($p=0,00$) und zur Compliance ($p=0,00$) der Testlunge nachweisen (siehe Abb. 26-28).

Zur besseren Darstellung wurde eine lineare Regression der einzelnen Kurven durchgeführt und anhand der sich ergebenden Steigungen die prozentuale Änderung des AZV_{Lunge} dargestellt (siehe Abb. 29). Aus Tabelle 7 lässt sich ableiten, dass der Einfluss der Compliance bei einer Resistance von 0 [cmH₂O/L/sec] bzw. 5 [cmH₂O/L/sec] mit einem Abfall des AZV_{Lunge} auf durchschnittlich 68,8 % bzw. 36,9 % des Ausgangswertes einhergeht, während bei einer Resistance von 20 [cmH₂O/L/sec] der Einfluss einer Compliance-Änderung nur noch einen geringen Einfluss auf das AZV_{Lunge} hat (83,33 % bzw. 58,33 %). Aufgrund der hohen Resistance ist das Ausgangs- AZV schon sehr viel niedriger. In Tabelle 8 ist analog hierzu der prozentuale Abfall vom Ausgangswert bei Veränderungen der Resistance dargestellt. Bei kombinierten Ventilationsstörungen ergeben sich die Gesamtverluste durch Multiplikation der Einzelprozente. Hieraus kann man ableiten, dass bei den simulierten Ventilationsstörungen erhebliche Verluste des AZV_{Lunge} auftreten, die unter Umständen zu einer wesentlichen Minderbelüftung der Lunge führen, ohne dass es für den Anwender ersichtlich sein muss, da sich das AZV_{In} nur geringfügig verkleinert.

4.2 *Delay-Zeiten in Abhängigkeit vom PEEP [mbar] und vom ASB_{PEEP8} [mbar] am Lungenmodell*

Unter optimalen Bedingungen sollte es in einem Beatmungssystem keine Delay-Zeiten geben. Dies ist allerdings unter realen Bedingungen aus technischen Gründen nicht zu realisieren. Die Triggerlatenz stellt den Zeitraum von Beginn einer Inspirationsbemühung des Patienten bis zur tatsächlichen Öffnung des Inspirationsventils dar. Sie wird bestimmt durch die Sensitivität des gesamten Regelkreises (Becker et al. 2005). Je länger die Delay-Zeit, desto ausgeprägter erscheint eine Desynchronisation zwischen Patient und Beatmungsgerät.

Durch einen verlängerten inspiratorischen $\text{Delay}_{\text{Trigger}}$ kommt es zu keiner Unterstützung der Atemhilfsmuskulatur zu Beginn der Inspiration. Ein verlängerter expiratorischer $\text{Trigger}_{\text{Delay}}$ verkürzte die Zeit, die zur Ausatmung zur Verfügung steht, und erhöhte die Arbeit der expiratorischen Atemhilfsmuskulatur. In beiden Fällen wird die Atemarbeit erhöht und somit der Patient nicht effektiv entlastet (Stell et al. 2001).

Wie Mörer et al. (2006) konnten auch wir eine signifikante Reduktion des $\text{Delay}_{\text{Trigger}}$ bei Veränderung des PEEPs von 4 mbar auf 8 mbar bzw. von 4 mbar auf 12 mbar nachweisen. Zwischen PEEP 8 und PEEP 12 bestand kein signifikanter Unterschied. Mörer et al. definierten das $\text{Delay}_{\text{Trigger}}$ von der Auslösung der Testlunge bis zum Erreichen des Tiefpunktes der Druckkurve im Inspirationsschenkel und kamen somit auf deutlich längere Zeiten im Vergleich zu unserem Versuchsaufbau (durchschnittlich 170 ms vs. 80 ms). Aus diesem Grund gelang es ihnen auch, eine Abhängigkeit zum ASB nachzuweisen, da beim Erreichen des Tiefpunktes der Druckkurve bereits ein inspiratorischer Flow vorhanden sein muss. Dies konnte uns nicht gelingen, da als Startsignal in Anlehnung zu der Probandenversuchsreihe das Flowsignal des oralen Hamilton-Pneumotachographen definiert wurde (siehe auch Abb. 14). Als Antwort wurde der Anstieg des Flowsignals im Inspirationsschenkel definiert. Wir konnten somit keine Reduktion des $\text{Delay}_{\text{Trigger}}$ durch zusätzliches $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$ nachweisen (siehe Abb. 31).

Ebenso konnten wir keine Abhängigkeit des $\text{Delay}_{\text{Trigger}}$ zur Compliance der Lunge nachweisen, obwohl dieses zu erwarten war. Wie in Abb. 15 dargestellt, wurde der Atemzug durch einen Hebelarm über die Triggerlunge ausgelöst. Dieser Auslösungsimpuls war konstant (300 ml) und hob somit den Compliance-Effekt der zu beatmenden Lunge für den $\text{Delay}_{\text{Trigger}}$ auf. Unter CPAP- und $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$ -Beatmung kam es bei Erhöhung der Resistance auf 20 [cmH₂O/L/sec] zu einem signifikanten Anstieg der Delay-Zeit im ms-Bereich und damit weit unterhalb unserer Auflösung von 50 ms.

Wie in der Einleitung beschrieben bewirkt das Anlegen eines PEEPs eine Erhöhung des transpulmonalen Drucks, was bei forcierter Atmung einem expiratorischen Bronchialkollaps entgegenwirkt, einen end-expiratorischen Alveolarkollaps verhindert, initial nicht ventilierte Lungenareale wieder belüftet und dadurch ein zyklisches Kollabieren und Öffnen der Alveolen reduziert (Roessler et al. 2012, Putensen et al. 2008, Neumann et al. 1998). Dieses sind Effekte, die in der Expirationsphase eine wichtige Rolle spielen.

Bei einer bestehenden dynamischen Lungenüberblähung mit einem bestehenden intrinsischen PEEP wird zusätzliche Atemarbeit benötigt. Die Atemhilfsmuskulatur muss einen Unterdruck erzeugen, der höher als der intrinsische PEEP ist, bevor die Einatmung wirksam wird und es zu einem Fluss in den Luftwegen kommt. Durch Anlegen eines PEEPs wird der intrinsische PEEP im Idealfall ausgeglichen und damit die Atemarbeit gesenkt. Unter Helmatmung kam es bei der Inspiration zu einem Absinken des Drucks im Helm unter dem PEEP-Niveau. Diese Zeit bis zum Wiedererreichen des Druck-Niveaus ($\text{Delay}_{\text{PEEP}}$) sollte möglichst kurz sein. Durch Erhöhung des PEEPs von 4 mbar auf 8 mbar (58 ms) bzw. von 4 mbar auf 12 mbar (78 ms) wurde die Zeit bis zum Wiedererreichen des Niveaus ($\text{Delay}_{\text{PEEP}}$) signifikant verkürzt. Durch zusätzliches $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$ konnte die Zeit ebenfalls signifikant verkürzt werden. Hierbei ergab sich bei einer minimalen Druckunterstützung von 5 mbar eine Reduktion des $\text{Delay}_{\text{PEEP}}$ um 210 ms. Bei einer maximalen Druckunterstützung von 20 mbar ließ sich das $\text{Delay}_{\text{PEEP}}$ signifikant ($p=0,000$) um 263 ms in Bezug auf die CPAP-Beatmung senken (siehe Abb. 32). Mit zunehmender Compliance der Lunge kam es zu einer signifikanten Zunahme der Zeit bis zum Erreichen des PEEP-Niveaus im Helm unter CPAP und $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$. Der bei der Messung zugrunde liegende Druck wurde im Helm gemessen (siehe Versuchsaufbau Abb. 15). Eine hohe Compliance hat damit die Wirkung einer Leckage. Dementsprechend kam es zu einem geringen Zeitanstieg, bis das PEEP-Niveau im Helm erreicht wurde. Unter $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$ -Beatmung war dieser Effekt aufgrund des hohen Flows zu vernachlässigen. Wir konnten keinen Effekt der Resistance auf das $\text{Delay}_{\text{PEEP}}$ nachweisen, obwohl dies zu erwarten gewesen wäre. Dies lässt sich nur mit einer grenzwertigen Aufzeichnungsrate (Sampling-Frequenz von 20 Hz) erklären, was bedeutet, dass alle 50 ms ein Messwert vorlag. Um statistisch signifikante Änderungen darstellen zu können, wäre eine Sampling-Frequenz von 100- 200 Hz ideal, wie verschiedene Arbeiten gezeigt haben (Chiumello et al. 2003), da sich das Delta der gesuchten Zeiten in Größenordnungen von 5-10 ms bewegt. So konnte nur ein nicht-signifikanter Trend der Daten festgestellt werden. In der vorliegenden Arbeit wurde das expiratorische $\text{Delay}_{\text{Trigger}}$ nicht untersucht.

4.3 *Einfluss der Beatmungsparameter auf den spontan atmenden Probanden*

4.3.1 *Änderung des PEEP-Niveaus*

Wie Chiumello et al. (2003) begannen wir unsere Probandenmessungen nach Stabilisierung der Messwerte und einer Eingewöhnungsphase von 20 Minuten an die jeweiligen Einstellungen. Durch Änderungen des PEEP-Niveaus in unseren Messbereich konnten wir keinen signifikanten Einfluss auf das AZV_{Helm} feststellen ($p=0,151$). Ebenso kam es zu keiner signifikanten Änderung der Atemfrequenz der Probanden ($p=0,241$). Diese lag bei einer Atemfrequenz von durchschnittlich 12,8 Zügen/min und einem sich daraus ergebenden Helm-Minutenvolumen von durchschnittlich 9,64 l/min ($p=0,487$). Das endinspiratorische $CO_{2\text{min}}$ und das endexpiratorische $CO_{2\text{max}}$ zeigten eine signifikante Abhängigkeit vom PEEP ($p=0,000$). Weitere Aufgliederungen in der Post-hoc-Analyse (Scheffe-Test Tab. 24/29) zeigten eine signifikante Änderung im Vergleich von PEEP 4 zu PEEP 12 und zu PEEP 16 bzw. von PEEP 8 zu PEEP 16. Eine Erklärung beruht auf der geringen, aber zunehmenden Leckage mit steigendem PEEP (unter PEEP 4 bestand eine Leckage von ca. 100 ml/min versus ca. 1 l/min bei Steigerung des PEEP auf 16 mbar). Eine weitere Möglichkeit, den Verlauf des CO_2 zu überwachen, war die transkutane CO_2 -Messung ($tcCO_2$). Das $tcCO_2$ war nicht signifikant abhängig zum eingestellten PEEP ($p=0,868$). In den Vorversuchen konnte eine gute Korrelation der $tcCO_2$ -Werte zu den zentralvenösen Werten dargestellt werden (siehe Abb. 18). Bei den Probanden stellte sich im Mittel ein $tcCO_2$ -Wert von 42,4 mmHg ein.

Ließ man den Probanden durch den modifizierten Hamilton-Pneumotachographen atmen (zusätzliche Resistance von 4,7 [mbar/l/sec]), um das AZV_{Lunge} sowie das sich daraus ergebene MV_{Lunge} zu ermitteln, ergab sich eine erhöhte Leckage mit ansteigendem PEEP (siehe Abb. 57). Dies ergibt sich durch die Anschlüsse des Hamilton-Pneumotachographen, die nicht leakagefrei im Helm zu verlegen waren (siehe Abb. 21). Obwohl durch den modifizierten Hamilton-Pneumotachographen eine obstruktive Ventilationsstörung durch die zusätzliche Resistance simuliert wurde, ist das Helm-Expirationsvolumen konstant gegenüber den Messungen ohne Pneumotachographen (9,3 l / 9,15 l). Gegenüber der Ruheatmung vor Versuchsbeginn (7,61 l +/- 1,68 l) kommt es zu einer signifikanten Zunahme des MV (11,03 l). Dies beruht vor allem auf einer vertieften Atmung. Das inspiratorische AZV_{Lunge} stieg gegenüber der Ruheatmung durch den modifizierten Hamilton-

Pneumotachographen von $0,800 \text{ l} \pm 0,17 \text{ l}$ auf $1,15 \text{ l}$. Die Atemfrequenz stieg von $9,56 \text{ Atemzüge/min}$ ($\pm 1,57 \text{ Atemzüge/min}$) in Ruheatmung auf $10,16 \text{ Atemzüge/min}$.

Probandenkomfort unter CPAP

Während der CPAP-Beatmung kam es unter Steigerung des PEEPs von 4 auf 16 mbar zu einem diskreten Anstieg der subjektiv empfundenen Lautstärke. Die Geräusentwicklung unter CPAP wurde in diesem Bereich nicht als störend empfunden (max. Wert 2,2 unter PEEP 16). Gleichzeitig wurde die Zunahme des Drucks bei gleicher PEEP-Änderung stärker empfunden (max. Wert 3,2 bei PEEP 16). Das Wohlbefinden insgesamt wurde von den Probanden in keinem signifikanten Zusammenhang mit dem PEEP-Niveau gebracht und lag bei einem Mittelwert von 2,1. Auffällig war in diesem Zusammenhang, dass das "optimale PEEP-Niveau" von 8 mbar von den Probanden am angenehmsten empfunden wurde (1,45). 80 % der befragten Probanden fühlten sich unter CPAP-Beatmung bei einem PEEP von 4 mbar nicht ausreichend inspiratorisch unterstützt. Nur 60 % der lungengesunden Probanden waren der Ansicht, dass sie unter dieser Einstellung genug Luft bekamen. Ein Anheben des PEEPs auf 8 mbar erhöhte die Anzahl auf 95 %. Eine weitere PEEP-Steigerung brachte keine Verbesserung. Ab einem PEEP von 12 mbar hatten im Gegensatz dazu 40 % der Probanden das Gefühl gegen das Gerät ausatmen zu müssen.

4.3.2 Änderung der Druckunterstützung

In der Versuchsauswertung zeigte sich bei Proband 6 und 7 eine selektive Leckage (bis 72 %) bei Beatmung mit einem ASB_{PEEP8} von 20 [mbar]. Zur besseren Darstellung einer möglichen Beeinflussung der Ergebnisse wurden die Statistiken und Grafiken auch unter Ausschluss der genannten Probanden durchgeführt. Racca et al. (2005) wiesen in ihrer Arbeit max. Leckagen bis 17 % aus. Unter Ausschluss der Probanden ergaben sich Leckagen $< 11 \%$.

Im Gegensatz zu Racca et al. (2005) konnten wir eine signifikante ($p=0,00$) Reduktion der Atemfrequenz der spontan atmenden Probanden mit steigendem ASB_{PEEP8} feststellen (siehe Abb. 34). Es kam zu einer Abnahme der Atemfrequenz von $13,4 \text{ Atemzüge/min}$ auf $9,1 \text{ Atemzüge/min}$. Das expiratorische AZV_{Helm} stieg durch Erhöhung des ASB_{PEEP8} signifikant ($p=0,00$) an, was insgesamt zu einer Steigerung des expiratorischen MV_{Helm} von $14,30 \text{ l/min}$ auf $23,65 \text{ l/min}$ führte. Das endinspiratorische CO_{2min} und das endexpiratorische CO_{2max} zeigten einen signifikanten Abfall ($p=0,00$) mit steigendem ASB_{PEEP8} . Dieser Effekt wurde von Racca et al. (2005) ebenso beschrieben (siehe Abb. 38/42). Zu unterscheiden bleibt, dass in dieser Arbeit das CO_2 im Helm ermittelt wurde, während Racca das CO_2 direkt

oral ermittelte und somit andere absolute Werte erhielt. Bei weiterer Aufschlüsselung in der Post-hoc-Analyse zeigte sich, dass ein signifikanter endexpiratorischer $\text{CO}_{2\text{max}}$ -Abfall beim Anheben des $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$ von 5 auf 10 mbar erreicht wurde (15,85 %). Bei weiterer Erhöhung bis auf 20 mbar fiel das endexpiratorische $\text{CO}_{2\text{max}}$ zwar weiterhin signifikant (8,3 %), jedoch war der Effekt nicht mehr so ausgeprägt. Unter Steigerung des $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$ fiel das transkutane CO_2 signifikant ab ($p=0,00$) (siehe Abb. 45). Bei Atmung der Probanden durch den modifizierten Hamilton-Pneumotachographen (zusätzliche Resistance von 4,7 [mbar/l/sec]) kam es wie bei Racca et al. (2005) zu einer ruhigen Atemlage ($f=10,35/\text{min}$), die erst bei Erhöhung des $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$ auf 20 mbar signifikant absank ($f=9/\text{min}$). Das $\text{AZV}_{\text{Lunge}}$ (1,1 l bis 1,2 l) bzw. MV_{Lunge} (11,6 l bis 12,2 l) zeigte sich konstant und erhöhte sich erst signifikant ab einem $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$ von 20 mbar. Der Proband ließ sich bei der Atmung durch den modifizierten Hamilton-Pneumotachographen durch Änderungen des $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$ nicht signifikant beeinflussen (siehe Abb. 58/60). Wie im Lungenmodell zeigt sich auch beim spontan atmenden Probanden eine zunehmende Differenz zwischen dem AZV_{In} und dem $\text{AZV}_{\text{Lunge}}$ bzw. MV_{In} und MV_{Lunge} (Abb. 58 und Abb. 26-28). Obwohl der Proband ein relativ konstantes $\text{AZV}_{\text{Lunge}}$ generierte, kam es zu einer signifikanten Zunahme des AZV_{In} unter Steigerung des $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$ aufgrund der bestehenden Compliance der Helme. Wie beschrieben lässt sich der Effekt bei der Simulation von obstruktiven und restriktiven Ventilationsstörungen am Lungenmodell äquivalent darstellen.

Probandenkomfort unter $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$

Unter $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$ kam es bei einer Steigerung von 5 auf 20 mbar zu einem signifikanten Anstieg der empfundenen Lautstärke. Chiumello folgerte in seiner Arbeit, dass dies beim CAStar "R"-Helm an der ungünstigen Führung des Inspirationsports in Ohrhöhe lag (Chiumello et al. 2003). Dagegen zeigte sich in dieser Arbeit, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen dem CAStar "R"-Helm und dem 4Vent-Helm gab, bei dem sich der Inspirationsport an der Basis des Helmes befindet. Postuliert man analog zur Schmerzskala einen Handlungsbedarf ab einem Wert > 4 auf der NRS, so würde ab einem $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$ von 10 mbar diese Grenze überschritten werden. Der Druck wurde unter $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$ annähernd identisch zur Lautstärke eingestuft. Ab einem $\text{ASB}_{\text{PEEP8}} > 15$ mbar empfand der Proband den Druck als so unangenehm, dass er einen Handlungsbedarf ($\text{VAS} > 4$) wünschte. Bei der Bewertung des subjektiven Wohlbefindens kam es unter einem $\text{ASB}_{\text{PEEP8}}$ von 5 mbar zunächst zu einer positiveren Bewertung als unter CPAP-Beatmung. Mit Steigerung des

ASBs kam es zu einem signifikanten Anstieg der VAS-Werte. Erst bei einem ASB_{PEEP8} von 20 mbar lag der VAS-Wert > 4 . Ab einem ASB_{PEEP8} von 10 mbar fühlten sich 90 % der befragten Probanden während der Inspiration vom Beatmungsgerät unterstützt. Alle hatten das Gefühl, genug Luft zu bekommen, jedoch hatten 15 % das Gefühl, dass sie zu viel Luft bekamen. Ab einem ASB_{PEEP8} von 15 mbar hatten bereits 45 % der Probanden das Gefühl zu viel Luft zu bekommen. Erklären lassen sich die Zahlen dadurch, dass der Lungengesunde und nicht in der Atemmechanik eingeschränkte Proband die Unterstützung durch das Atemgerät ab einem bestimmten Punkt eher als unangenehm empfindet.

4.4 *Unterschiede zwischen den Helmen*

Das endexpiratorische CO_{2max} im 4Vent-Helm war signifikant kleiner ($p_1=0,012$) als im CASTAR "R"-Helm betrachtet über alle PEEP-Niveaus. Dies lag zum einen an den physikalischen Eigenschaften der Helme. Dem 4Vent-Helm steht ein Innenvolumen von ca. 11,5 l zur Verfügung, während der CASTAR "R"-Helm ein Volumen von ca. 7,5 l bzw. ca. 3 l nach Entfaltung der innenliegenden Luftkissen besitzt. Ein größeres Innenvolumen scheint also kein Totraum zu sein, in dem eine CO_2 -Rückatmung stattfindet, sondern kommt eher einem vergrößerten "Austauschvolumen" gleich, durch das es zu einem niedrigeren endexpiratorischen CO_2 -Wert im Helm kommt. Sehr viel mehr deutet aber auf einen systematischen Fehler durch die Platzierung der Kapnometriesonde (Nebenstromverfahren) am Unterrand des Helmes hin (siehe Abb. 19 "K"). Im 4Vent-Helm war die Sonde direkt im Flow-Strom zwischen In- und Expirationsschenkel platziert, die sehr tief an der Basis des Helmes ansetzen. Es könnte somit fälschlich zu niedrigen Werten kommen. Beim CASTAR "R"-Helm sitzen die Ansatzstücke für den In- bzw. Expirationsschlauch deutlich höher (siehe Abb. 11), die Kapnometriesonde liegt also nicht direkt im Flow-Strom. Dieser Effekt könnte besonders bei niedrigen PEEP-Einstellungen eine Rolle spielen, da der Inspirationsflow zum Erreichen des PEEP-Niveaus nach Auslösung eines Atemzuges eher gering ausgeprägt ist. Analog hierzu ist der Verlauf des endinspiratorischen CO_{2min} zu betrachten. Dieser war nicht signifikant abhängig vom verwendeten Helmtyp ($p=0,462$). Im 4Vent-Helm waren die CO_{2min} -Werte im Verlauf stets kleiner als im CASTAR "R"-Helm. Als weiteres Argument für einen systematischen Fehler spricht die Tatsache, dass bei allen anderen Parametern (z.B. transkutanes CO_2 , Verlauf der Feuchtigkeit im Helm) kein signifikanter Unterschied zwischen den Helmen bestand.

4.5 ***Delay-Zeiten in Abhängigkeit vom PEEP und vom ASB_{PEEP8} am spontan atmenden Probanden***

Analog zum Lungenmodell kam es zu einer signifikanten Reduktion des Delay_{Trigger} mit Anstieg des PEEPs von 4 mbar auf 8 mbar. Ebenso kam es bei einer weiteren Erhöhung des PEEPs zu keiner signifikanten Reduktion. Auffällig war der signifikante Anstieg des Delay_{Trigger} mit ansteigendem ASB_{PEEP8}. Eine Erklärung hierfür ist die Abhängigkeit des Delay_{Trigger} von der Höhe und der Geschwindigkeit des Unterdrucks, den der Proband bei seinen Einatmungsbemühungen zur Auslösung des Triggers erzeugt. Dieser scheint unter ansteigendem ASB_{PEEP8} deutlich kleiner zu sein. Die Probanden empfanden die Beatmung ab einem ASB_{PEEP8} von 15 als unangenehm (VAS > 4) und führten die Inspiration dementsprechend langsamer aus. Ebenso durfte die erhöhte Leckage in der gesamten Versuchsreihe für die insgesamt deutlich längeren Delay-Zeiten gegenüber dem Lungenmodell verantwortlich sein. Die Probanden wurden zu Beginn der Untersuchung aufgefordert in "normaler" und "ruhiger" Atemlage zu atmen. Es zeigten sich starke individuelle Schwankungen des AZV und der Atemfrequenz einzelner Probanden, welches Auswirkungen auf die Delay-Zeiten hatte. Identisch zum Lungenmodell gab es einen signifikanten Abfall des Delay_{PEEP} bei einer Steigerung des PEEPs von 4 mbar auf 8 mbar bzw. auf 12 mbar oder 16 mbar (siehe Abb. 63). Bedingt durch eine lange Inspirationszeit der Probanden lagen die Absolutwerte deutlich über denen des Lungenmodells. Der signifikante Unterschied im Delay_{PEEP} zwischen den Helmen (p=0,001) lässt sich aus den unterschiedlichen Compliance-Werten der Helme erklären. Der CASTAR "R"-Helm hat eine Compliance zwischen 45,07 ml/mbar und 60,01 ml/mbar bei einem Mittelwert von 52,10 ml/mbar. Hingegen hat der 4Vent-Helm eine gemessene Compliance zwischen 51,08 ml/mbar und 81,12 ml/mbar bei einem Mittelwert von 66,43 ml/mbar. Des Weiteren ist das Innenvolumen im CASTAR "R"-Helm deutlich kleiner als im 4Vent-Helm.

Anwendungsprobleme der Helme in den Versuchsreihen

Es fiel auf, dass bei einigen Helmen erhebliche Leckagen trotz optimalem Sitz und Befestigung der Helme auf dem Glaskopf auftraten. Zur Eingrenzung der Leckagestellen wurde der Versuchsaufbau in Wasser getaucht. Es zeigte sich, dass die Verschweißungsnahte einiger Helme zum Teil große Leckagen aufwiesen. Die Herstellerfirma wurde informiert und stellte die Abschaffung des Problems in Aussicht. Um möglichst gleichbleibende Versuchsbedingungen zu gewährleisten, wurde mit jedem Helm ein Leckagetest durchgeführt

und nur dichte Helme wurden verwendet. Zu berücksichtigen bleibt weiterhin die herstellereigene Compliance der Helme. Die gemessene Compliance der Beatmungshelme lag beim CASTAR "R"-Helm der Firma Starmed zwischen min. 45,07 ml/mbar und max. 60,01 ml/mbar bei einem Mittelwert von 52,10 ml/mbar. Damit fällt die Compliance etwas niedriger aus, als die von Chiumello et al. (2003) ermittelten Werte (65ml/cmH₂O). Bei dem 4Vent-Helm der Firma Rüschi lag die gemessene Compliance zwischen 51,08 ml/mbar und 81,12 ml/mbar bei einem Mittelwert von 66,43 ml/mbar. Weiterhin wurde das Notluftventil von uns hermetisch abgedichtet, da es nur unzuverlässig schloss und so zusätzliche Leckagen entstehen konnten.

5 Zusammenfassung

Mit dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass unter Helm-CPAP-Beatmung das anliegende PEEP-Niveau mindestens 8 mbar betragen sollte, da hier die positivsten Effekte in Bezug auf den subjektiv empfundenen Beatmungskomfort, die Lautstärke und das Druckgefühl zu erzielen waren. Weiterhin ließ sich in diesem Bereich die $\text{Delay}_{\text{Trigger}}$ - und $\text{Delay}_{\text{PEEP}}$ -Zeit signifikant verkürzen. Dieser positive Effekt konnte sowohl im Lungenmodell als auch am spontan atmenden Probanden nachgewiesen werden. Ebenso konnte eine CO_2 -Rückatmung durch Anheben des PEEPs auf 12 mbar signifikant gesenkt werden. Limitiert wurde die Erhöhung des PEEPs über 8 mbar durch zunehmenden Dyskomfort. Vom Probanden wurde der zunehmende Druck als am unangenehmsten empfunden. Ebenso bestand in der klinischen Anwendung eine ansteigende Leckage bei zunehmendem PEEP, was wiederum negative Auswirkungen auf die Triggerempfindlichkeit und somit auf die Gefahr einer Desynchronität hatte. Wie Schönhofer et al. (2008 b) konnten wir festhalten, dass der Beatmungshelm als eine gute Alternative zu betrachten ist, wenn die Aufrechterhaltung eines PEEPs bei gleichzeitiger Sauerstoffgabe im Vordergrund steht, wie z.B. bei Oxygenierungsstörungen durch Parenchymversagen.

Durch zusätzliche Druckunterstützung ließen sich am Lungenmodell als auch am spontan atmenden lungengesunden Probanden weitere positive Effekte nachweisen. Das $\text{AMV}_{\text{Lunge}}$ konnte signifikant gesteigert werden, so dass nicht nur ein Abfall der endexpiratorischen $\text{CO}_{2\text{max}}$ - und der endinspiratorischen $\text{CO}_{2\text{min}}$ -Konzentration im Helm nachgewiesen werden konnte, sondern auch bei der transkutanen CO_2 -Messung. Bei einem $\text{ASB}_{\text{PEEP}8}$ von 10 mbar empfanden die lungengesunden Probanden zunehmenden Dyskomfort in Bezug auf Druck und Geräuschentwicklung. Allerdings fühlten sie sich gleichzeitig bei dieser Einstellung am effektivsten vom Beatmungsgerät unterstützt.

Bei der Simulation von obstruktiven und restriktiven Ventilationsstörungen im Lungenmodell konnte eine deutlich reduzierte Ventilation der Lunge ($\text{AZV}_{\text{Lunge}}$) nachgewiesen werden. Gleichzeitig nahm das AZV_{In} nur geringfügig ab. Für den Anwender ist die Abschätzung der applizierten Tidal- und Atemminutenvolumina problematisch, da am Gerät nur das Inspirationsvolumen (AZV_{In} bzw. MV_{In}) angezeigt wird. Wie groß der Anteil am applizierten Volumen ist, das tatsächlich die Lunge des Patienten ventiliert, lässt sich so nicht abschätzen. Durch Steigerung der Druckunterstützung kam es zu einem stärkeren Anstieg des AZV_{In} in Bezug zum $\text{AZV}_{\text{Lunge}}$. Der inspiratorische Flow wurde zum Druckaufbau im Helm bei

gegebener Compliance des Helmes benötigt und stand somit nicht zur effektiven Entlastung des Patienten zur Verfügung (hohes kompressibles Volumen). Aus diesem Grund ist die Verwendung des Beatmungshelmes zur Entlastung bei Patienten mit eingeschränkter muskulärer Atempumpe nur zurückhaltend zu empfehlen (Antonelli et al. 2004 und Navalesi et al. 2007). Bei der Ventilation der Probanden durch den modifizierten Hamilton-Pneumotachographen (zusätzliche Resistance von 4,7 [mbar/l/sec]) kam es zu einer von der anliegenden Druckunterstützung unabhängigen Atmung der lungengesunden Probanden.

Die herstellerepezifischen Unterschiede zwischen den beiden Helmen (unterschiedliches Innenvolumen und Compliance der Helme) hatten keinen signifikanten Einfluss auf das transkutane CO₂ der Probanden unter Helmbeatmung. Ebenso gab es beim Probandenkomfort keinen signifikanten Unterschied zwischen den Helmen.

6 Anhang

6.1 Deskriptive Statistik Lungenmodell CPAP gesamt

	Stufe v.	Stufe v.	Stufe v.	N	AZV _{IN} [L]	AZV _{IN} [L]	AZV _{IN} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{LUNGE} [L]	AZV _{LUNGE} [L]	AZV _{LUNGE} [L]
	Faktor	Faktor	Faktor		Mittel	Std.Abw	Std.Fe.	Mittel	Std.Abw	Std.Fe.	Mittel	Std.Abw	Std.Fe.
Gesamt				162	0,289	0,023	0,002	0,277	0,026	0,002	0,198	0,011	0,001
Peep	4			54	0,277	0,019	0,003	0,269	0,023	0,003	0,194	0,010	0,001
Peep	8			54	0,296	0,022	0,003	0,285	0,027	0,004	0,199	0,011	0,001
Peep	12			54	0,294	0,022	0,003	0,277	0,026	0,004	0,200	0,011	0,002
Compliance	0,03			54	0,269	0,013	0,002	0,257	0,017	0,002	0,189	0,008	0,001
Compliance	0,06			54	0,294	0,019	0,003	0,283	0,022	0,003	0,201	0,009	0,001
Compliance	0,09			54	0,303	0,021	0,003	0,290	0,025	0,003	0,203	0,010	0,001
Resistance	0			54	0,302	0,022	0,003	0,291	0,026	0,003	0,204	0,009	0,001
Resistance	5			54	0,294	0,020	0,003	0,283	0,021	0,003	0,201	0,009	0,001
Resistance	20			54	0,270	0,012	0,002	0,256	0,016	0,002	0,187	0,007	0,001
Peep* Compliance	4	0,03		18	0,258	0,008	0,002	0,248	0,014	0,003	0,184	0,006	0,002
Peep* Compliance	4	0,06		18	0,281	0,015	0,003	0,273	0,018	0,004	0,197	0,007	0,002
Peep* Compliance	4	0,09		18	0,291	0,015	0,004	0,285	0,018	0,004	0,200	0,007	0,002
Peep* Compliance	8	0,03		18	0,275	0,011	0,003	0,262	0,018	0,004	0,191	0,007	0,002
Peep* Compliance	8	0,06		18	0,300	0,018	0,004	0,290	0,022	0,005	0,202	0,010	0,002
Peep* Compliance	8	0,09		18	0,311	0,020	0,005	0,301	0,024	0,006	0,206	0,010	0,002
Peep* Compliance	12	0,03		18	0,275	0,012	0,003	0,260	0,017	0,004	0,192	0,008	0,002
Peep* Compliance	12	0,06		18	0,300	0,018	0,004	0,286	0,025	0,006	0,203	0,009	0,002
Peep* Compliance	12	0,09		18	0,307	0,023	0,005	0,284	0,029	0,007	0,204	0,012	0,003
Peep* Resistance	4	0		18	0,286	0,019	0,005	0,276	0,024	0,006	0,199	0,008	0,002
Peep* Resistance	4	5		18	0,281	0,017	0,004	0,275	0,021	0,005	0,196	0,009	0,002
Peep* Resistance	4	20		18	0,263	0,012	0,003	0,255	0,016	0,004	0,185	0,007	0,002
Peep* Resistance	8	0		18	0,309	0,020	0,005	0,300	0,024	0,006	0,205	0,009	0,002
Peep* Resistance	8	5		18	0,303	0,018	0,004	0,293	0,021	0,005	0,205	0,007	0,002
Peep* Resistance	8	20		18	0,275	0,012	0,003	0,261	0,018	0,004	0,188	0,006	0,001
Peep* Resistance	12	0		18	0,310	0,019	0,004	0,296	0,023	0,005	0,207	0,009	0,002
Peep* Resistance	12	5		18	0,299	0,018	0,004	0,281	0,019	0,005	0,203	0,007	0,002
Peep* Resistance	12	20		18	0,273	0,011	0,003	0,253	0,015	0,004	0,188	0,007	0,002
Compliance* Resistance	0,03	0		18	0,278	0,012	0,003	0,264	0,016	0,004	0,193	0,005	0,001
Compliance* Resistance	0,03	5		18	0,274	0,009	0,002	0,263	0,014	0,003	0,192	0,006	0,001
Compliance* Resistance	0,03	20		18	0,257	0,007	0,002	0,243	0,013	0,003	0,180	0,004	0,001
Compliance* Resistance	0,06	0		18	0,307	0,011	0,003	0,300	0,017	0,004	0,208	0,005	0,001

	Stufe v.	Stufe v.	Stufe v.	N	AZV _{IN} [L]	AZV _{IN} [L]	AZV _{IN} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{LUNGE} [L]	AZV _{LUNGE} [L]	AZV _{LUNGE} [L]
	Faktor	Faktor	Faktor		Mittel	Std.Abw	Std.Fe.	Mittel	Std.Abw	Std.Fe.	Mittel	Std.Abw	Std.Fe.
Compliance* Resistance	0,06	5		18	0,299	0,017	0,004	0,288	0,017	0,004	0,205	0,006	0,001
Compliance* Resistance	0,06	20		18	0,275	0,008	0,002	0,261	0,013	0,003	0,190	0,003	0,001
Compliance* Resistance	0,09	0		18	0,320	0,014	0,003	0,309	0,018	0,004	0,211	0,005	0,001
Compliance* Resistance	0,09	5		18	0,310	0,012	0,003	0,298	0,017	0,004	0,207	0,005	0,001
Compliance* Resistance	0,09	20		18	0,279	0,008	0,002	0,265	0,015	0,004	0,191	0,005	0,001
Peep * Compliance* Resistance	4	0,03	0	6	0,262	0,005	0,002	0,250	0,016	0,007	0,189	0,003	0,001
Peep * Compliance* Resistance	4	0,03	5	6	0,263	0,004	0,002	0,253	0,012	0,005	0,185	0,004	0,001
Peep * Compliance* Resistance	4	0,03	20	6	0,249	0,003	0,001	0,240	0,011	0,004	0,177	0,004	0,001
Peep * Compliance* Resistance	4	0,06	0	6	0,294	0,007	0,003	0,284	0,016	0,006	0,203	0,004	0,002
Peep * Compliance* Resistance	4	0,06	5	6	0,283	0,014	0,006	0,277	0,016	0,006	0,200	0,003	0,001
Peep * Compliance* Resistance	4	0,06	20	6	0,267	0,006	0,002	0,258	0,013	0,005	0,188	0,003	0,001
Peep * Compliance* Resistance	4	0,09	0	6	0,302	0,010	0,004	0,295	0,013	0,005	0,206	0,004	0,002
Peep * Compliance* Resistance	4	0,09	5	6	0,298	0,008	0,003	0,294	0,012	0,005	0,204	0,004	0,002
Peep * Compliance* Resistance	4	0,09	20	6	0,274	0,007	0,003	0,267	0,014	0,006	0,192	0,003	0,001
Peep * Compliance* Resistance	8	0,03	0	6	0,285	0,004	0,002	0,273	0,010	0,004	0,194	0,004	0,002
Peep * Compliance* Resistance	8	0,03	5	6	0,280	0,003	0,001	0,269	0,012	0,005	0,196	0,002	0,001
Peep * Compliance* Resistance	8	0,03	20	6	0,261	0,005	0,002	0,245	0,017	0,007	0,182	0,004	0,002
Peep * Compliance* Resistance	8	0,06	0	6	0,313	0,007	0,003	0,305	0,011	0,004	0,209	0,005	0,002
Peep * Compliance* Resistance	8	0,06	5	6	0,309	0,007	0,003	0,300	0,013	0,005	0,207	0,004	0,002
Peep * Compliance* Resistance	8	0,06	20	6	0,278	0,008	0,003	0,265	0,014	0,006	0,190	0,002	0,001
Peep * Compliance* Resistance	8	0,09	0	6	0,329	0,005	0,002	0,322	0,012	0,005	0,213	0,002	0,001
Peep * Compliance* Resistance	8	0,09	5	6	0,320	0,005	0,002	0,309	0,011	0,004	0,211	0,002	0,001
Peep * Compliance* Resistance	8	0,09	20	6	0,285	0,003	0,001	0,273	0,010	0,004	0,193	0,003	0,001

	Stufe v.	Stufe v.	Stufe v.	N	AZV _{IN} [L]	AZV _{IN} [L]	AZV _{IN} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{LUNGE} [L]	AZV _{LUNGE} [L]	AZV _{LUNGE} [L]
	Faktor	Faktor	Faktor		Mittel	Std.Abw	Std.Fe.	Mittel	Std.Abw	Std.Fe.	Mittel	Std.Abw	Std.Fe.
Peep * Compliance* Resistance	12	0,03	0	6	0,286	0,004	0,002	0,269	0,012	0,005	0,197	0,006	0,002
Peep * Compliance* Resistance	12	0,03	5	6	0,279	0,004	0,001	0,266	0,014	0,006	0,196	0,004	0,002
Peep * Compliance* Resistance	12	0,03	20	6	0,261	0,004	0,002	0,244	0,013	0,005	0,182	0,003	0,001
Peep * Compliance* Resistance	12	0,06	0	6	0,315	0,003	0,001	0,309	0,012	0,005	0,210	0,002	0,001
Peep * Compliance* Resistance	12	0,06	5	6	0,305	0,017	0,007	0,288	0,015	0,006	0,207	0,006	0,002
Peep * Compliance* Resistance	12	0,06	20	6	0,279	0,005	0,002	0,260	0,015	0,006	0,193	0,003	0,001
Peep * Compliance* Resistance	12	0,09	0	6	0,329	0,003	0,001	0,309	0,017	0,007	0,215	0,003	0,001
Peep * Compliance* Resistance	12	0,09	5	6	0,313	0,008	0,003	0,290	0,021	0,009	0,206	0,007	0,003
Peep * Compliance* Resistance	12	0,09	20	6	0,279	0,010	0,004	0,254	0,016	0,007	0,190	0,008	0,003

6.2 Deskriptive Statistik Lungenmodell ASB_{PEEP8} gesamt

	Stufe v.	Stufe v.	Stufe v.	N	AZV _{IN} [L]	AZV _{IN} [L]	AZV _{IN} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{LUNGE} [L]	AZV _{LUNGE} [L]	AZV _{LUNGE} [L]
	Faktor	Faktor	Faktor		Mittel	Std.Abw	Std.Fe.	Mittel	Std.Abw	Std.Fe.	Mittel	Std.Abw	Std.Fe.
Gesamt				216	1,043	0,424	0,029	1,040	0,432	0,029	0,558	0,311	0,021
ASB	5			54	0,529	0,052	0,007	0,518	0,058	0,008	0,287	0,055	0,008
ASB	10			54	0,890	0,126	0,017	0,885	0,134	0,018	0,444	0,134	0,018
ASB	15			54	1,198	0,193	0,026	1,200	0,202	0,027	0,632	0,236	0,032
ASB	20			54	1,555	0,296	0,040	1,558	0,309	0,042	0,868	0,354	0,048
Compliance	0,03			72	0,915	0,315	0,037	0,899	0,315	0,037	0,392	0,140	0,016
Compliance	0,06			72	1,050	0,399	0,047	1,051	0,408	0,048	0,573	0,267	0,031
Compliance	0,09			72	1,164	0,504	0,059	1,171	0,512	0,060	0,710	0,389	0,046
Resistance	0			72	1,149	0,461	0,054	1,147	0,471	0,055	0,677	0,355	0,042
Resistance	5			72	1,097	0,446	0,053	1,099	0,454	0,054	0,616	0,321	0,038
Resistance	20			72	0,883	0,302	0,036	0,874	0,309	0,036	0,381	0,124	0,015
ASB* Compliance	5	0,03		18	0,489	0,019	0,005	0,472	0,029	0,007	0,230	0,011	0,003
ASB* Compliance	5	0,06		18	0,534	0,035	0,008	0,522	0,041	0,010	0,295	0,029	0,007
ASB* Compliance	5	0,09		18	0,564	0,062	0,014	0,560	0,063	0,015	0,337	0,050	0,012

	Stufe v.	Stufe v.	Stufe v.	N	AZV _{IN} [L]	AZV _{IN} [L]	AZV _{IN} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{LUNGE} [L]	AZV _{LUNGE} [L]	AZV _{LUNGE} [L]
	Faktor	Faktor	Faktor		Mittel	Std.Abw	Std.Fe.	Mittel	Std.Abw	Std.Fe.	Mittel	Std.Abw	Std.Fe.
ASB* Compliance	10	0,03		18	0,801	0,052	0,012	0,784	0,052	0,012	0,331	0,037	0,009
ASB* Compliance	10	0,06		18	0,901	0,110	0,026	0,902	0,112	0,026	0,460	0,100	0,024
ASB* Compliance	10	0,09		18	0,967	0,141	0,033	0,969	0,150	0,035	0,541	0,144	0,034
ASB* Compliance	15	0,03		18	1,055	0,082	0,019	1,042	0,077	0,018	0,441	0,069	0,016
ASB* Compliance	15	0,06		18	1,217	0,157	0,037	1,221	0,161	0,038	0,652	0,173	0,041
ASB* Compliance	15	0,09		18	1,322	0,215	0,051	1,336	0,221	0,052	0,804	0,260	0,061
ASB* Compliance	20	0,03		18	1,315	0,090	0,021	1,297	0,096	0,023	0,565	0,098	0,023
ASB* Compliance	20	0,06		18	1,547	0,175	0,041	1,557	0,188	0,044	0,882	0,232	0,055
ASB* Compliance	20	0,09		18	1,803	0,329	0,077	1,819	0,330	0,078	1,156	0,377	0,089
ASB* Resistance	5	0		18	0,564	0,052	0,012	0,554	0,055	0,013	0,315	0,061	0,014
ASB* Resistance	5	5		18	0,540	0,042	0,010	0,536	0,045	0,011	0,300	0,052	0,012
ASB* Resistance	5	20		18	0,483	0,014	0,003	0,465	0,028	0,006	0,248	0,025	0,006
ASB* Resistance	10	0		18	0,983	0,110	0,026	0,979	0,122	0,029	0,537	0,134	0,032
ASB* Resistance	10	5		18	0,925	0,092	0,022	0,923	0,103	0,024	0,475	0,104	0,025
ASB* Resistance	10	20		18	0,761	0,028	0,007	0,753	0,035	0,008	0,321	0,030	0,007
ASB* Resistance	15	0		18	1,334	0,166	0,039	1,334	0,184	0,043	0,788	0,229	0,054
ASB* Resistance	15	5		18	1,262	0,142	0,033	1,267	0,155	0,037	0,701	0,185	0,044
ASB* Resistance	15	20		18	0,998	0,047	0,011	0,998	0,051	0,012	0,408	0,047	0,011
ASB* Resistance	20	0		18	1,715	0,281	0,066	1,721	0,295	0,069	1,068	0,341	0,080
ASB* Resistance	20	5		18	1,662	0,273	0,064	1,669	0,285	0,067	0,988	0,318	0,075
ASB* Resistance	20	20		18	1,289	0,074	0,017	1,282	0,091	0,022	0,548	0,089	0,021
Compliance* Resistance	0,03	0		24	0,967	0,336	0,068	0,949	0,336	0,069	0,441	0,158	0,032
Compliance* Resistance	0,03	5		24	0,936	0,331	0,068	0,924	0,328	0,067	0,414	0,143	0,029
Compliance* Resistance	0,03	20		24	0,843	0,274	0,056	0,823	0,277	0,057	0,320	0,082	0,017
Compliance* Resistance	0,06	0		24	1,156	0,432	0,088	1,160	0,441	0,090	0,695	0,291	0,059
Compliance* Resistance	0,06	5		24	1,101	0,410	0,084	1,106	0,421	0,086	0,629	0,262	0,053
Compliance* Resistance	0,06	20		24	0,892	0,311	0,064	0,886	0,315	0,064	0,394	0,119	0,024
Compliance* Resistance	0,09	0		24	1,323	0,539	0,110	1,332	0,548	0,112	0,895	0,413	0,084
Compliance* Resistance	0,09	5		24	1,255	0,533	0,109	1,266	0,539	0,110	0,805	0,386	0,079
Compliance* Resistance	0,09	20		24	0,914	0,329	0,067	0,915	0,337	0,069	0,430	0,142	0,029
ASB* Compliance* Resistance	5	0,03	0	6	0,505	0,018	0,007	0,490	0,016	0,007	0,239	0,003	0,001
ASB* Compliance* Resistance	5	0,03	5	6	0,488	0,017	0,007	0,484	0,013	0,005	0,235	0,004	0,001
ASB* Compliance* Resistance	5	0,03	20	6	0,475	0,011	0,004	0,443	0,028	0,012	0,216	0,006	0,002

	Stufe v.	Stufe v.	Stufe v.	N	AZV _{IN} [L]	AZV _{IN} [L]	AZV _{IN} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{LUNGE} [L]	AZV _{LUNGE} [L]	AZV _{LUNGE} [L]
	Faktor	Faktor	Faktor		Mittel	Std.Abw	Std.Fe.	Mittel	Std.Abw	Std.Fe.	Mittel	Std.Abw	Std.Fe.
ASB* Compliance* Resistance	5	0,06	0	6	0,563	0,014	0,006	0,556	0,017	0,007	0,322	0,007	0,003
ASB* Compliance* Resistance	5	0,06	5	6	0,548	0,014	0,006	0,539	0,018	0,007	0,307	0,005	0,002
ASB* Compliance* Resistance	5	0,06	20	6	0,490	0,012	0,005	0,472	0,021	0,009	0,257	0,004	0,001
ASB* Compliance* Resistance	5	0,09	0	6	0,624	0,016	0,007	0,616	0,018	0,007	0,383	0,010	0,004
ASB* Compliance* Resistance	5	0,09	5	6	0,583	0,010	0,004	0,584	0,015	0,006	0,357	0,004	0,002
ASB* Compliance* Resistance	5	0,09	20	6	0,485	0,016	0,007	0,479	0,021	0,009	0,271	0,004	0,002
ASB* Compliance* Resistance	10	0,03	0	6	0,845	0,027	0,011	0,828	0,034	0,014	0,367	0,004	0,001
ASB* Compliance* Resistance	10	0,03	5	6	0,814	0,032	0,013	0,797	0,028	0,011	0,344	0,005	0,002
ASB* Compliance* Resistance	10	0,03	20	6	0,744	0,030	0,012	0,728	0,030	0,012	0,283	0,005	0,002
ASB* Compliance* Resistance	10	0,06	0	6	1,005	0,026	0,011	1,004	0,032	0,013	0,559	0,011	0,004
ASB* Compliance* Resistance	10	0,06	5	6	0,939	0,031	0,012	0,942	0,035	0,014	0,493	0,010	0,004
ASB* Compliance* Resistance	10	0,06	20	6	0,760	0,027	0,011	0,759	0,036	0,015	0,329	0,008	0,003
ASB* Compliance* Resistance	10	0,09	0	6	1,098	0,020	0,008	1,106	0,025	0,010	0,684	0,009	0,004
ASB* Compliance* Resistance	10	0,09	5	6	1,022	0,026	0,011	1,029	0,032	0,013	0,589	0,008	0,003
ASB* Compliance* Resistance	10	0,09	20	6	0,780	0,017	0,007	0,771	0,027	0,011	0,351	0,006	0,002
ASB* Compliance* Resistance	15	0,03	0	6	1,130	0,022	0,009	1,105	0,031	0,013	0,504	0,004	0,002
ASB* Compliance* Resistance	15	0,03	5	6	1,081	0,032	0,013	1,072	0,034	0,014	0,470	0,005	0,002
ASB* Compliance* Resistance	15	0,03	20	6	0,953	0,035	0,014	0,948	0,037	0,015	0,348	0,006	0,002
ASB* Compliance* Resistance	15	0,06	0	6	1,352	0,018	0,007	1,360	0,028	0,012	0,812	0,004	0,002
ASB* Compliance* Resistance	15	0,06	5	6	1,295	0,024	0,010	1,297	0,023	0,009	0,724	0,009	0,004
ASB* Compliance* Resistance	15	0,06	20	6	1,006	0,025	0,010	1,007	0,031	0,013	0,421	0,007	0,003
ASB* Compliance* Resistance	15	0,09	0	6	1,520	0,033	0,013	1,535	0,027	0,011	1,048	0,024	0,010

	Stufe v.	Stufe v.	Stufe v.	N	AZV _{IN} [L]	AZV _{IN} [L]	AZV _{IN} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{EX} [L]	AZV _{LUNGE} [L]	AZV _{LUNGE} [L]	AZV _{LUNGE} [L]
	Faktor	Faktor	Faktor		Mittel	Std.Abw	Std.Fe.	Mittel	Std.Abw	Std.Fe.	Mittel	Std.Abw	Std.Fe.
ASB* Compliance* Resistance	15	0,09	5	6	1,410	0,013	0,005	1,432	0,017	0,007	0,909	0,012	0,005
ASB* Compliance* Resistance	15	0,09	20	6	1,036	0,038	0,015	1,039	0,036	0,015	0,456	0,010	0,004
ASB* Compliance* Resistance	20	0,03	0	6	1,386	0,013	0,005	1,373	0,029	0,012	0,654	0,006	0,002
ASB* Compliance* Resistance	20	0,03	5	6	1,360	0,034	0,014	1,345	0,035	0,014	0,608	0,006	0,002
ASB* Compliance* Resistance	20	0,03	20	6	1,199	0,035	0,014	1,173	0,035	0,014	0,433	0,005	0,002
ASB* Compliance* Resistance	20	0,06	0	6	1,705	0,023	0,009	1,719	0,036	0,015	1,086	0,009	0,004
ASB* Compliance* Resistance	20	0,06	5	6	1,623	0,022	0,009	1,646	0,026	0,011	0,992	0,009	0,004
ASB* Compliance* Resistance	20	0,06	20	6	1,313	0,024	0,010	1,306	0,034	0,014	0,569	0,005	0,002
ASB* Compliance* Resistance	20	0,09	0	6	2,053	0,032	0,013	2,071	0,028	0,012	1,464	0,018	0,007
ASB* Compliance* Resistance	20	0,09	5	6	2,003	0,038	0,015	2,018	0,036	0,015	1,363	0,022	0,009
ASB* Compliance* Resistance	20	0,09	20	6	1,355	0,033	0,013	1,368	0,046	0,019	0,642	0,012	0,005

6.3 Fragebogen Probandenkomfort unter Helmbeatmung

1: Haben Sie das Gefühl, dass Sie das Beatmungsgerät bei der Inspiration (Einatmung) unterstützt?

JA: NEIN:

2: Wenn JA: Zeitgleich: Verzögert:

3: Haben Sie das Gefühl, dass Sie bei der Expiration (Ausatmung) gegen das Beatmungsgerät ausatmen müssen?

JA: NEIN:

4: Wenn JA: Nur kurz am Anfang Die ganze Zeit

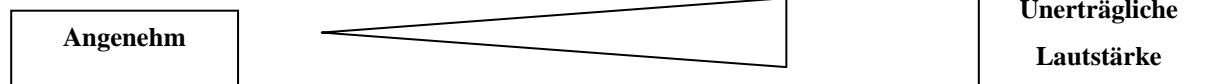
5. Haben Sie das Gefühl, dass Sie genug Luft bekommen?

JA: NEIN:

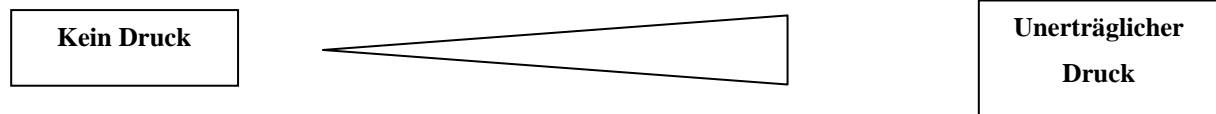
6. Haben Sie das Gefühl, dass Sie zu viel Luft bekommen?

JA: NEIN:

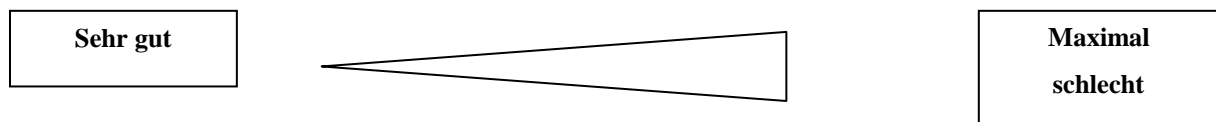
Lautstärke:



Druck:



Wohlbefinden:



6.4 Ergebnistabelle Probandenkomfort unter Helmbeatmung

Helm		Peep 4	Peep 8	Peep 12	Peep 16	ASB 5	ASB 10	ASB 15	ASB 20
4Vent	pos. Antwort Frage 1	2	4	4	7	7	9	9	10
CASTAR "R"	pos. Antwort Frage 1	2	3	4	6	6	9	10	10
	Fischer Test einseitig	p=0.7090	p=0.5000	p=0.6750	p=0.5000	p=0.5000	p=0.7632	p=0.5000	

7 Literaturverzeichnis

- Antonelli M, Conti G, Moro ML, Esquinas A, Gonzalez-Diaz G, Confalonieri M, Pelaia P, Principi T, Passariello M, Meduri GU (2001): **Predictors of failure of noninvasive positive pressure ventilation in patients with acute hypoxemic respiratory failure: a multi-center study.** Intensive Care Med 27, 1718-1728
- Antonelli M, Pennisi MA, Pelosi P, Gregoretto C, Squadrone V, Rocco M, Cecchini L, Chiumello D, Severgnini P, Proietti R (2004): **Noninvasive positive pressure ventilation using a helmet in patients with acute exacerbation of chronic obstructive pulmonary disease: a feasibility study.** Anesthesiology 100, 16-24
- Antonelli M, Conti G, Esquinas A, Montini L, Maggiore SM, Bello G, Rocco M, Maviglia R, Pennisi MA, Gonzalez-Diaz G, Meduri GU (2007): **A multiple-center survey on the use in clinical practice of noninvasive ventilation as a first-line intervention for acute respiratory distress syndrome.** Crit Care Med 35, 18–25
- Becker H, Jerrentrup F (2001): **Beatmungstherapie bei akuter respiratorischer Insuffizienz- gegenwärtiger Stand.** Internist 42, 342-348
- Becker H, Schönhofer B, Burchardi H: **Nicht-invasive Beatmung.** Georg Thieme Verlag, 2. aktualisierte Auflage, Stuttgart 2005
- Bein T, Pfeifer M: **Grundlagen von Ventilation, Perfusion und Diffusion** in Intensivbuch Lunge. 2. Auflage, Medizinisch Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft, Berlin 2010, 1-23
- Bott J, Carroll MP, Conway JH, Keilty SE, Ward EM, Brown AM, Paul EA, Elliott MW, Godfrey RC, Wedzicha JA, Moxham J (1993): **Controlled trial of nasal ventilation in acute ventilatory failure due to chronic obstructive airway disease.** Lancet 341, 1555-1557
- Brochard L, Mancebo J, Wysocki M, Lofaso F, Conti G, Rauss A, Simonneau G, Benito S, Gasparetto A, Lemaire F (1995): **Noninvasive ventilation for acute exacerbation of chronic obstructive pulmonary disease.** N Engl J Med 333, 817–822

Burchardi H (1999): **Beatmung bei akuter Dekompensation der COPD**. Intensivmed 36, 26-30

Burchardi H, Kuhlen R, Schönhofer B, Müller E, Criée CP, Welte T (2002): **Nicht-invasive Beatmung. Konsensus-Statement zu Indikation, Möglichkeiten und Durchführung bei der akuten respiratorischen Insuffizienz** . Anaesthesist 51, 33-41

Chiumello D, Pelosi, P, Carlesso E, Severgnini P, Aspesi M, Gamberoni C, Antonelli M, Conti G, Chiaranda M, Gattinoni L (2003): **Noninvasive positive pressure ventilation delivered by helmet vs. standard face mask**. Intensive Care Med 29, 1671-1679

Confalonieri M, Parigi P, Scartabellati A, Aiolfi S, Scorsetti S, Nava S, Gandola L (1996): **Noninvasive mechanical ventilation improves the immediate and long-term outcome of COPD patients with acute respiratory failure**. Eur Respir J 9, 422-30

Conti G, Antonelli M, Navalesi P, Rocco M, Bui M, Spadetta G, Meduri GU (2002): **Noninvasive vs. conventional mechanical ventilation in patients with chronic obstructive pulmonary disease after failure of medical treatment in the ward: a randomized trial**. Intensive Care Med 28, 1701-1707

Costa R, Navalesi P, Antonelli M, Cavaliere F, Craba A, Proietti R, Conti G (2005): **Physiologic Evaluation of Different Levels of Assistance During Noninvasive Ventilation Delivered Through a Helmet**. Chest 128, 2984-2990

Criée CP, Laier-Groeneveld G: **Die Atempumpe: Atemmuskulatur und intermittierende Selbstbeatmung**. 1. Auflage, Thieme, NewYork 1995

Delclaux C, L'Her E, Alberti C, Mancebo J, Abroug F, Conti G, Guérin C, Schortgen F, Lefort Y, Antonelli M et al. (2000): **Treatment of acute hypoxemic nonhypercapnic respiratory insufficiency with continuous positive airway pressure delivered by a face mask: A randomized controlled trial**. JAMA 284, 2352-2360

- Domenighetti G, Gayer R, Gentilini R (2002): **Noninvasive pressure support ventilation in non-COPD patients with acute cardiogenic pulmonary edema and severe community-acquired pneumonia: acute effects and outcome.** Intensive Care Med 28, 1226–1232
- Gregoretta C, Confalonieri M, Navalesi P, Squadrone V, Frigerio P, Beltrame F, Carbone G, Conti G, Gamna F, Nava S (2002): **Evaluation of patient skin breakdown and comfort with a new face mask for non-invasive ventilation: a multi-center study.** Intensive Care Med 28, 278–284
- Heinemann F (2009): **Nicht-invasive Beatmung: was gibt es neues?** Intensivmed 46, 39-47
- Hörmann C (2004): **Nichtinvasive Beatmung.** J Kardiol 11, 11-15
- Köhnlein T, Welte T (2005): **Nichtinvasive Beatmung, Physiologische Grundlagen, Technik, Indikationen.** Pneumologie 1, 49-61
- Köhnlein T, Welte T (2006): **Nichtinvasive Beatmung.** Internist 47, 917-928
- Kramer N, Meyer TJ, Meharg J, Cece RD, Hill NS (1995): **Randomized, prospective trial of noninvasive positive pressure ventilation in acute respiratory failure.** Am J Respir Crit Care Med 151, 1799-1806
- Larsen R: Anästhesie. 9. Auflage, Urban & Fischer Verlag ,München 2010, 239
- Leger SS, Leger P (1999): **The art of interface. Tools for administering noninvasive ventilation.** Med Klin 94, 35-39
- Mehta S, Hill NS (2001): **Noninvasive Ventilation: State of the art.** Am J Respir Crit Care Med 163, 540-577
- Mörer O, Fischer S, Hartelt M, Kuvaki B, Quintel M, Neumann P (2006): **Influence of Two Different Interfaces for Noninvasive Ventilation Compared to Invasive Ventilation**

- on the Mechanical Properties and Performance of a Respiratory System.** Chest 129, 1424-2131
- Navalesi P, Fanfulla F, Frigerio P, Gregoretti C, Nava S (2000): **Physiologic evaluation of noninvasive mechanical ventilation delivered with three types of masks in patients with chronic hypercapnic respiratory failure.** Crit Care Med 28, 1785–1790
- Navalesi P, Costa R, Ceriana P, Carlucci A, Prinianakis G, Antonelli M, Conti G, Nava S. (2007): **Non-invasive ventilation in chronic obstructive pulmonary disease patients: helmet versus facial mask.** Intensive Care Med. 33,74-81
- Neumann P, Berglund JE, Mandéjar EF, Magnusson A, Hedenstrierna G (1998): **Effect of Different Pressure Levels on the Dynamics of Lung Collapse and Recruitment in Oleic-Acid-induced Lung Injury.** Am J Respir Crit Care Med 158, 1636-1643
- Ogna A, Domenighetti G (2007): **Die nichtinvasive Beatmung als Therapie der akuten respiratorischen Insuffizienz.** Cardiovasc Med 10, 21-26
- Plant PK, Owen JL, Elliot MW (2000): **Early use of non-invasive ventilation in acute exacerbation of chronic obstructive pulmonary disease on general respiratory wards: a multicentre randomised controlled trial.** Lancet 335, 1931–1935
- Putensen C, Muders T, Kreyer S, Wrigge H (2008): **Assistierte Spontanatmung: physiologische Grundlagen und protektive Effekte.** Anaesthesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther 43: 456-463
- Racca F, Appendini L, Gregoretti C, Stra E, Patessio A, Donner CF, Ranieri M (2005): **Effectiveness of mask and helmet interfaces to deliver noninvasive ventilation in a human model of resistive breathing.** J Appl Physiol 99, 1262-1271
- Rello J, Ollendorf DA, Oster G, Vera-Llonch M, Bellm L, Redman R, Kollef M (2002): **Epidemiology and outcomes of ventilator-associated pneumonia in large US database.** Chest 122, 2115-2121

Renz-Polster H, Braun J: **Basislehrbuch Innere Medizin**, 2. korrigierte Auflage, Urban & Fischer Verlag, München 2001, 399

Roessler MS, Kill C (2010): **Nicht invasive Beatmung in der präklinischen Notfallmedizin**. Notfallmed up2date 5, 297-312

Roessler MS, Schmid DS, Michels P, Schmid O, Jung K, Stöber J, Neumann P (2012): **Early out-of-hospital non-invasive ventilation is superior to standard medical treatment in patients with acute respiratory failure: a pilot study**. Emerg Med 29(5), 409-414.

Scholl KI (2004): **Der Einfluss von spontanen Atemexkursionen unter druckunterstützter Spontanatmung auf Hämodynamik, Gasaustausch und pulmonale Ventilations- Perfusions- Verteilung beim induzierten akuten Lungenversagen**. Med. Diss. Aachen 2004

Schönhofer B, Kuhlen R, Neumann P, Westhoff M, Berndt C, Sitter H (2008a): **Nichtinvasive Beatmung bei akuter respiratorischen Insuffizienz**. Dtsch Arztebl 24, 424-433

Schönhofer B, Kuhlen R, Neumann P, Westhoff M, Berndt C, Sitter H (2008b): **Nichtinvasive Beatmung als Therapie der akuten respiratorischen Insuffizienz**. Pneumologie 62, 449-479

Stell IM, Paul G, Lee KC, Ponte J, Moxham J (2001): **Noninvasive Ventilator Triggering in Chronic Obstructive Pulmonary Disease**. Crit Care Med 164, 2092-2097

Westhoff M, Rosseau S (2010): **Nichtinvasive Beatmung bei akuter respiratorischer Insuffizienz**. Pneumologie 7, 89-99

Windisch W, Brambring J, Budweiser S, Dellweg D, Geiseler J, Gerhard F, Köhnlein T, Mellies U, Schönhofer B, Schucher B (2010): **Non-invasive and invasive mechanical ventilation for treatment of chronic respiratory failure. S2-Guidelines published by**

the German Medical Association of Pneumology and Ventilatory Support.
Pneumologie 64, 207-40

Züchner K, Göttingen: Persönliche Mitteilung 2009.

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Peter Neumann für die freundliche Überlassung des Themas und die hilfreiche Unterstützung bei der Durchführung und Korrektur dieser Arbeit.

Ebenso danke ich Herrn PD. Dr. med. Onnen Mörer für die zeitaufwendige Unterstützung bei der Umsetzung und Durchführung des Projektes sowie für die zahlreichen kreativen Ideen.

Weiterhin danke ich den Mitarbeitern der Abteilung Anästhesie-Technik für die technische Umsetzung des Projektes, besonders erwähnen möchte ich Thomas Schulze für seinen unermüdlichen Einsatz in technischen und datenverarbeitenden Fragen.

Meinem Mitstreiter und langjährigen Freund Dr. med. Sven Fischer schulde ich besonderen Dank, für seine Ideen und Verbesserungen zum Projekt, seine moralische Unterstützung besonders in schwierigen Zeiten inklusive des "Frust-Kaffeetrinkens".

Meiner Frau Dr. med. Dania Pauli-Magnus danke ich für die zahlreichen Korrekturen und Verbesserungsvorschlägen an dieser Arbeit, ebenso für die moralische Unterstützung.

Schließlich danke ich allen Freunden und Probanden für die stundenlange Helmbeatmung besonders in der Probephase.