

Aus der
Universitätsklinik für Kinder- und Jugendmedizin Tübingen
Kinderheilkunde IV
Neonatologie, neonatologische Intensivmedizin

**Zusätzliche Atemarbeit durch verschiedene
CPAP-Systeme bei spontanatmenden Früh- und
Neugeborenen**

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

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

**vorgelegt von
Sterzik, Hanna
2026**

Dekanin: Professorin Dr. S. Y. Brucker

1. Berichterstatter: Professor Dr. C. F. Poets
2. Berichterstatter: Professorin Dr. R. Ladurner
3. Berichterstatter: Professorin Dr. C. Peter

Tag der Disputation: 10.06.2026

Widmung

Meiner Familie – danke für Eure Unterstützung!

S.D.G.

Inhaltsverzeichnis

Abbildungsverzeichnis	8
Tabellenverzeichnis	10
Abkürzungsverzeichnis.....	11
1 Einleitung.....	13
1.1 Atemphysiologie	13
1.2 Atemarbeit.....	15
1.3 Behandlung respiratorischer Insuffizienz.....	16
1.4 Atemunterstützung mittels CPAP	17
1.5 Funktionsweise verschiedener CPAP-Systeme.....	18
1.6 Ziel der Untersuchung.....	21
2 Material und Methoden.....	22
2.1 Studiendesign	22
2.2 Versuchsaufbau	22
2.2.1 Überblick.....	22
2.2.2 Nachbildung des Gesichts und der Atemwege	24
2.2.3 Messungen und Einstellungen am Lungensimulationsgerät	25
2.3 Untersuchte Variablen	27
2.3.1 Übersicht der untersuchten Geräte	27
2.3.2 Untersuchung verschiedener PEEP-Niveaus	29
2.4 Datenauswertung und Berechnung der zusätzlichen Atemarbeit	29
2.5 Statistische Methoden	31
2.5.1 Versuchskonzeption.....	31
2.5.2 Statistik	31
2.5.3 Fallzahlplanung und Festlegung eines signifikanten Unterschieds	32
2.5.4 Ausschlusskriterien	33
2.6 Systematisierung der Datenanalyse	34
3 Ergebnisse.....	36
3.1 Allgemeines	36
3.2 Gerätevergleich bezüglich der $iWOB_{insp}$	36
3.2.1 Zusätzliche Atemarbeit beim simulierten Frühgeborenen	36
3.2.2 Zusätzliche Atemarbeit beim simulierten reifen Neugeborenen.....	42
3.3 Geräte ohne ermittelbare $iWOB$	46
3.4 Übersicht über Druckstabilität der Geräte.....	48
3.5 Vergleich der $iWOB_{insp}$ in Abhängigkeit des PEEP-Niveaus (5 vs. 10 cmH ₂ O)	50
3.6 Untersuchung der Flowabhängigkeit des Perivent®	53

4 Diskussion	55
4.1 Diskussion des Gerätevergleichs hinsichtlich der $iWOB_{insp}$	55
4.1.1 Zusammenfassung und Bewertung des Gerätevergleichs	55
4.1.2 Vergleich des Ergebnisses mit der aktuellen Studienlage	58
4.2 Diskussion der Druckstabilität	62
4.3 Diskussion des Vergleichs der $iWOB_{insp}$ in Abhängigkeit des PEEP-Niveaus (5 vs. 10 cmH ₂ O)	65
4.4 Einfluss des Flows auf $iWOB_{insp}$ beim Perivent®	66
4.5 Stärken und Limitationen	66
4.5.1 Stärken	66
4.5.2 Limitationen	67
4.5.2.1 Studienkonzept	67
4.5.2.2 Methodik	67
4.6 Mögliche klinische Konsequenzen	68
4.7 Fazit	71
5 Zusammenfassung	72
6 Literaturverzeichnis	73
7 Erklärung zum Eigenanteil	80
8 Veröffentlichungen	81
9 Danksagungen	82
10 Anhang	84
10.1 Matlab Skript	84
10.2 Einheitenbetrachtung: Berechnung der Atemarbeit in mJ ausgehend von Vol [ml] und Py [cm H ₂ O] bzw. [hPa]	99
10.3 Übersicht über verwendete Materialien bei den einzelnen Systemen	100
10.4 Übersicht über die einzelnen durchgeführten Versuche	106
10.4.1 Zusätzliche Atemarbeit bei simuliertem Frühgeborenen und PEEP 5 cmH ₂ O	106
10.4.1.1 Benveniste®	106
10.4.1.2 NeoBreathe®	106
10.4.1.3 InfantFlow®	107
10.4.1.4 RPAP®	107
10.4.1.5 Medijet®	108
10.4.1.6 Eve®	108
10.4.1.7 Leoni®	109
10.4.1.8 Sophie®	109
10.4.1.9 Babylog®	110
10.4.1.10 F120®	110
10.4.1.11 Perivent® Flow 8 l / min	111
10.4.1.12 Perivent® Flow 15 l / min	111
10.4.2 Zusätzliche Atemarbeit bei simuliertem Frühgeborenen und PEEP 10 cmH ₂ O	112
10.4.2.1 Benveniste®	112
10.4.2.2 NeoBreathe®	112
10.4.2.3 InfantFlow®	113
10.4.2.4 RPAP®	113

10.4.2.5	Medijet®	114
10.4.2.6	Eve®	114
10.4.2.7	Leoni®	115
10.4.2.8	Sophie®	115
10.4.2.9	Babylog®	116
10.4.2.10	F120®	116
10.4.2.11	Perivent® Flow 8 l / min	117
10.4.2.12	Perivent® Flow 15 l / min	117
10.4.3	Zusätzliche Atemarbeit bei simuliertem Neugeborenen und PEEP 5 cmH ₂ O	118
10.4.3.1	Benveniste®	118
10.4.3.2	NeoBreathe®	118
10.4.3.3	InfantFlow®	119
10.4.3.4	RPAP®	119
10.4.3.5	Eve®	120
10.4.3.6	Leoni®	120
10.4.3.7	Sophie®	121
10.4.3.8	Babylog®	121
10.4.3.9	F120®	122
10.4.3.10	Perivent® Flow 8 l / min	122
10.4.3.11	Perivent® Flow 15 l / min	123
10.4.4	Zusätzliche Atemarbeit bei simuliertem Neugeborenen und PEEP 10 cmH ₂ O	124
10.4.4.1	Benveniste®	124
10.4.4.2	NeoBreathe®	124
10.4.4.3	InfantFlow®	125
10.4.4.4	RPAP®	125
10.4.4.5	Eve®	126
10.4.4.6	Leoni®	126
10.4.4.7	Sophie®	127
10.4.4.8	Babylog®	127
10.4.4.9	F120®	128
10.4.4.10	Perivent® Flow 8 l / min	128
10.4.4.11	Perivent® Flow 15 l / min	129
10.5	<i>P-y-Diagramme (Loops)</i>	130
10.5.1	P-y-Diagramme eines Atemzugs	130
10.5.2	FG PEEP 5:	132
10.5.3	FG PEEP 10	135
10.5.4	NG PEEP 5	138
10.5.5	NG PEEP 10	141
10.6	<i>Statistische Auswertungen</i>	144
10.6.1	ANOVA-Tabellen und Post-Hoc Tabellen des Gerätevergleichs	144
10.6.1.1	FG PEEP 5	144
10.6.1.2	FG PEEP 10:	144
10.6.1.3	NG PEEP 5:	144
10.6.1.4	NG PEEP 10:	145
10.6.2	ANOVA-Tabellen der Flow-Abhängigkeit der iWOB _{insp} des Perivent®	145
10.6.2.1	FG PEEP 5:	145
10.6.2.2	FG PEEP 10:	146
10.6.2.3	NG PEEP 5:	146
10.6.2.4	NG PEEP 10:	147
10.7	<i>Tabellen zum Vergleich der Ergebnisse mit der aktuellen Studienlage</i>	148
10.7.1	Benveniste®	148
10.7.2	InfantFlow®	148
10.7.3	Medijet®	148

10.7.4	Perivent®	149
10.7.5	Tabelle über den Einfluss des Tidalvolumens auf iWOB nach Donaldsson et al.....	149
10.7.6	Tabelle über die Standardabweichungen des Maximal- und Minimaldrucks beim RPAP® und beim Perivent®	149
10.8	<i>Tabelle über iWOB bei PEEP-Steigerung in verschiedenen Studien.....</i>	<i>150</i>

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Systematik der untersuchten CPAP-Systeme nach Funktionsprinzip.....	18
Abbildung 2: Schematischer Versuchsaufbau	23
Abbildung 3: Versuchsaufbau, links: verbundener Laptop mit geöffnetem GUI, rechts hinten: NALM, rechts vorne: Kunststoff-Interponat mit angeschlossenem NeoBreathe, die vorliegende Grafik wurde im online data supplemental der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).	23
Abbildung 4: Nachbildung des Gesichts - Modellansicht von ventral, die vorliegende Grafik wurde im online data supplemental der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53)	24
Abbildung 5: Nachbildung des Gesichts - Modellansicht in der Sagittalebene, die vorliegende Grafik wurde im online data supplemental der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).	25
Abbildung 6: Schematische und idealisierte Darstellung der Berechnung der zusätzlichen Atemarbeit	29
Abbildung 7: Flussdiagramm zur Systematik aller durchgeführten Messungen.....	34
Abbildung 8: Flussdiagramm zum Ablauf der Datenanalyse	34
Abbildung 9: Abbildung 10: p-V-Loop beim simulierten Frühgeborenen und PEEP 5 cmH ₂ O, links: NeoBreathe® (exemplarisch für niedrige iWOB), rechts: Perivent® (exemplarisch für hohe iWOB), die vorliegende Grafik wurde in abgewandelter Form in der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).	36
Abbildung 10: Boxplot in- und expiratorische zusätzliche Atemarbeit beim simulierten Frühgeborenen und PEEP 5 (oben) bzw. 10 (unten) cmH ₂ O, die vorliegende Grafik wurde in abgewandelter Form in der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ bzw. dem zugehörigen online data supplemental veröffentlicht (53).	39
Abbildung 11: Interaction Plot der inspiratorischen iWOB beim simulierten Frühgeborenen und A: PEEP 5 cmH ₂ O bzw. B: PEEP 10 cmH ₂ O, die vorliegende Grafik wurde in abgewandelter Form im online data supplemental der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).	41
Abbildung 12: Boxplot in- und expiratorische zusätzliche Atemarbeit beim simulierten Neugeborenen und A: PEEP 5 bzw. B: PEEP 10 cmH ₂ O, die vorliegende Grafik wurde in abgewandelter Form in der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ bzw. dem zugehörigen online data supplemental veröffentlicht (53).	44
Abbildung 13: Interaction Plot der inspiratorischen iWOB beim simulierten Neugeborenen und A: PEEP 5 bzw. B: PEEP 10 cmH ₂ O, die vorliegende Grafik wurde in abgewandelter Form im online data supplemental der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).	45
Abbildung 14: p-V-Loop eines Atemzugs beim simulierten Neugeborenen und PEEP von 5 cmH ₂ O unter Einsatz des A: Servo-i®, B: Hamilton-T1® und C: Bubble, die vorliegende Grafik wurde in abgewandelter Form in der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).	47
Abbildung 15: Bubble-CPAP®: Oszillationen im Bereich des Ziel-PEEP ohne Atmung des Simulationspatienten.....	47
Abbildung 16: p-V-Diagramm des Flow-Vergleichs des Perivent unter Simulation eines Frühgeborenen bei PEEP 5 cmH ₂ O.....	53

Abbildung 17: Boxplot: Vergleich der iWOB des Perivent in Abhängigkeit des Flows A: $iWOB_{insp}$ beim simulierten Frühgeborenen, B: $iWOB_{exp}$ beim simulierten Frühgeborenen, C: $iWOB_{insp}$ beim simulierten Neugeborenen, D: $iWOB_{exp}$ beim simulierten Neugeborenen.....54

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht über die festgelegten Atemparameter und verwendeten Interfaces, die vorliegende Tabelle wurde in abgewandelter Form im online data supplemental der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).	26
Tabelle 2: Überblick über die durch das NALM gemessenen Atemparameter	27
Tabelle 3: Systematische Übersicht über die 14 untersuchten CPAP-Systeme. Die Tabelle wurde in abgewandelter Form in der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).	28
Tabelle 4: Signifikanter Unterschied der Atemarbeit	32
Tabelle 5: Zusätzliche Atemarbeit bei simuliertem Frühgeborenen und A: PEEP 5 cmH ₂ O bzw. B: PEEP 10 cmH ₂ O, graue Hervorhebung des / der jeweils statistisch signifikant besten Geräts / Geräte, die Tabelle wurde im online data supplemental der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).	38
Tabelle 6: Übersicht über statistische Signifikanz des paarweisen Geräte Vergleichs unter Simulation eines Frühgeborenen und bei A: PEEP 5 cmH ₂ O bzw. B: PEEP 10 cmH ₂ O, Interaktionen siehe zugehörige Interactionplots	41
Tabelle 7: Zusätzliche Atemarbeit bei simuliertem Neugeborenen und A: PEEP 5 bzw. B: PEEP 10 cmH ₂ O, die Tabelle wurde in abgewandelter Form im online data supplemental der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).	43
Tabelle 8: Übersicht über statistische Signifikanz des paarweisen Geräte Vergleichs unter Simulation eines Neugeborenen und bei A: PEEP 5 bzw. B: PEEP 10 cmH ₂ O, Interaktionen siehe zugehörige Interactionplots	45
Tabelle 9: Übersicht über minimal und maximal gemessenen Druck P_y am y-Stück in cmH ₂ O, Abweichungen < 1 cmH ₂ O vom Ziel-PEEP grün, Abweichungen > 1 cmH ₂ O vom Ziel-PEEP: gelb, Abweichungen > 2 cmH ₂ O vom Ziel-PEEP orange, Abweichungen > 5 cmH ₂ O vom Ziel-PEEP rot	49
Tabelle 10: Ergebnisse der mehrfaktoriellen ANOVA bei PEEP-Vergleich unter Simulation eines Frühgeborenen	51
Tabelle 11: Ergebnisse der mehrfaktoriellen ANOVA bei PEEP-Vergleich unter Simulation eines Neugeborenen	52
Tabelle 12: Flowabhängigkeit der zusätzlichen inspiratorischen und expiratorischen Atemarbeit [mJ / Atemzug] beim Perivent.....	53
Tabelle 13: Übersicht über Geräte mit der jeweils statistisch signifikant niedrigsten bzw. höchsten iWOB je simuliertem Patienten und PEEP-Niveau	56
Tabelle 14: Übersicht über in Studien gemessene iWOB	59
Tabelle 15: Vergleich der Messergebnisse der Literatur mit den von uns erhobenen Werten: Angabe von pressure increase / decrease in cmH ₂ O, Summe aus decrease (d) und increase (i) < 1 cmH ₂ O grün eingefärbt, 1-4 cmH ₂ O gelb hinterlegt; 4-10 cmH ₂ O orange eingefärbt, > 5 cmH ₂ O vom Ziel-PEEP rot	63

Abkürzungsverzeichnis

AZ	Atemzug
CL	Compliance der Lunge
cm	Zentimeter
CPAP	Continous positive airway pressure
f	(Atem)Frequenz [1 / min]
FG	Frühgeborenes
FRC	Funktionelle Residualkapazität
h	Stunde
HFNC	High Flow Nasal Cannula
HFO	High Frequency Oscillation
ID	Inner Diameter (Innendurchmesser)
iWOB	Imposed work of breathing (zusätzliche Atemarbeit)
iWOB _{exp}	Zusätzliche expiratorische Atemarbeit
iWOB _{ges}	Gesamte zusätzliche Atemarbeit
iWOB _{insp}	Zusätzliche inspiratorische Atemarbeit
J	Joule
l	Liter
min	Minute
mJ	Millijoule
MW	Mittelwert
NG	Neugeborenes
NALM	Neonatales aktives Lungenmodell (Lungensimulationsgerät)
OD	Outer Diameter (Außendurchmesser)
o.g.	Oben genannte(n, s)
p bzw. Δp	Druck bzw. Druckänderung
PEEP	positive end-expiratory pressure (positiver endexpiratorischer Druck)
P _{rm}	Von der Atemmuskulatur aufgebracht Druck (des Lungensimulationsgeräts)
P _y	Druck am y-Stück
RDS	Respiratory distress syndrome
SSW	Schwangerschaftswoche
t _{ins}	Inspirationszeit

TTN	Transitorische Tachypnoe des Neugeborenen
u.a.	Unter anderem
V bzw. ΔV	Volumen bzw. Änderung des Volumens
VLBW	Very low birth weight
V_{tid}	Tidalvolumen
W	Watt
WOB	Work of breathing (Atemarbeit)
WOB _E	Elastische Atemarbeit
WOB _{Ges}	Gesamte Atemarbeit
WOB _{phys}	Physiologische Atemarbeit
WOB _R	Resistive Atemarbeit

Hinweis zur Sprache:

Zur besseren Lesbarkeit wird das generische Maskulin verwendet. Dies bezieht sich sofern nicht anders angegeben auf alle Geschlechter.

1 Einleitung

1.1 Atemphysiologie

Einer der wichtigsten Schritte beim Übergang vom intra- zum extrauterinen Leben ist ein suffizienter Einsatz der Atmung. Ein gesundes Neugeborenes atmet in Ruhe etwa 30-40 mal in der Minute (1), ein Frühgeborenes etwa 60-75 mal in der Minute (2,3).

In einem respiratorisch gesunden Organismus wird bei der Inspiration durch den Einsatz mechanischer Arbeit ein Unterdruck erzeugt (Kontraktion des Diaphragmas und der Interkostalmuskulatur) (1). Ein Teil dieser Arbeit wird in den elastischen Komponenten der Lunge gespeichert (4). Diese elastischen Rückstellkräfte der Lunge ermöglichen einen passiven Ablauf der Expiration ohne weitere Energieaufwendung (5).

Bei bestimmten respiratorischen Erkrankungen (i.d.R. bei deutlich erhöhter Resistance) kann die gespeicherte Energie für die Expiration allerdings unzureichend sein, sodass diese unter weiterer Energieaufwendung aktiv durchzuführen ist. Somit kostet der passive Vorgang der Ausatmung zusätzliche Atemarbeit und wird dadurch zu einem aktiven Vorgang (4).

Der Teil der Luft, der auch nach der Expiration in der Lunge verbleibt (verantwortlich für die funktionelle Residualkapazität FRC), wird durch ein Gleichgewicht zwischen den Lungen-kollabierenden, elastischen Rückstellkräften und den Lungen-expandierenden Kräften (Stabilität Thorax und Tonus Atemmuskulatur) bewirkt (4). Darüber hinaus ermöglicht eine konstante Luftfüllung einen verbesserten (6) und stetigen Gasaustausch und beugt somit einer temporären Hypoxie und Hyperkapnie vor (4).

Die Compliance der Lunge C_L bzw. des Thorax C_T wird durch die Druckänderung (Δp), die für eine bestimmte Volumenänderung (ΔV) der Lunge bzw. des Thorax nötig ist beschrieben (Quotient aus Δp und ΔV : $C_L = \frac{\Delta p}{\Delta V}$) (1) und ermöglicht so eine Aussage über die „Elastizität“ der Lunge bzw. des Thorax. Nachdem die Elastizität des gesamten respiratorischen Systems

sowohl von den Eigenschaften der Lunge als auch des Thorax abhängig ist, wird diese als Summe aus C_L und C_T ermittelt (4).

C_L ist abhängig von der FRC und kann insbesondere bei verschiedenen restriktiven Pathologien der Lunge erniedrigt sein und dadurch zu einer größeren Atemanstrengung führen. Hier setzt die Intervention durch eine CPAP-Atemhilfe (continuous positive airway pressure) an (4).

Die Resistance R ist ein Maß für den Atemwegswiderstand und beschreibt die Druckänderung Δp in Abhängigkeit vom Volumenstrom pro Zeit (Flow): $R = \frac{\Delta p}{Flow}$.

Sie entsteht infolge der Reibung sich bewegender Teile und setzt sich aus visköser Resistance (Reibung zweier Gewebeschichten aneinander) und Flow-Resistance (auch airway resistance genannt, Reibung von Molekülen des Atemgases am Gewebe) zusammen. Bei Verwendung einer Atemunterstützung oder Beatmung erhöht sich die Resistance durch die zusätzliche Reibung des Gasstroms an dem Gerätezubehör wie beispielsweise den Beatmungsschläuchen (4).

Bei Betrachtung der Atemphysiologie des Früh- und Neugeborenen sind mehrere pathophysiologische Besonderheiten zu beachten.

Eine der Hauptursachen respiratorischer Defizite des Frühgeborenen ist der Surfactant-Mangel. Dieser führt zu verminderter Compliance, vermehrtem Kollabieren der Alveolen und damit zu einer Reduktion der Gasaustauschfläche, was letztlich zu einer Hypoxie und einer Hyperkapnie führen kann. Zudem erfordert eine Wiedereröffnung (Rekrutierung) der Alveolen während der Inspiration eine vermehrte Atemanstrengung. Des Weiteren ist durch unzureichenden Surfactant die Resorptionsfähigkeit der Lunge reduziert und erschwert dadurch die Resorption und den Abtransport des intrapulmonalen Fruchtwassers. Dies führt schließlich zu einer weiteren Reduktion der Gasaustauschfläche (1). Ähnlich dem Surfactant-Mangel fördern ein noch fragiles Knochen- und Knorpelgerüst (4) die Kollapsneigung, welche zu Obstruktionen der Atemwege führen kann (7).

Auch anatomische Besonderheiten, wie der noch eher fassförmige Thorax des Säuglings bergen physikalische Nachteile (reduzierte Hebelkräfte der Interkostalmuskulatur) und bedingen eine vermehrte Atemanstrengung bereits beim gesunden Neugeborenen (4,8).

Es gibt in der Neonatologie zwei typische Krankheitsbilder, die zu einer respiratorischen Insuffizienz führen können: das „respiratory distress syndrome“ (RDS) des Frühgeborenen und die „transitorische Tachypnoe des Neugeborenen“ (TTN) (9). Das RDS ist auf einen Surfactant-Mangel zurückzuführen und tritt daher in der Regel bei Frühgeborenen auf (10,11).

Die TTN, auch als „wet lung“ bezeichnet, entsteht in Folge einer verzögerten Resorption von intraalveolärem Fruchtwasser in das Interstitium (12).

Sowohl das RDS als auch die TTN führen zum klinischen Bild des „respiratory distress“, welches mit Zeichen einer erschwerten Atmung wie Tachydyspnoe, Nasenflügeln, Einziehungen oder Atemgeräuschen einhergehen (10). Pathophysiologisch liegt ein Missverhältnis der pulmonalen Funktionalität, des Atemwegswiderstands und der Lungencompliance vor, was eine erhöhte Atemarbeit erfordert (10).

1.2 Atemarbeit

Die für die Atmung nötige Arbeit (im Weiteren als work of breathing (WOB) bezeichnet) berechnet sich als Produkt aus Druck und Volumen (4,13).

Anhand der Kräfte, welche sie überwindet und abhängig vom Einsatz einer Atemhilfe oder Beatmung kann sie nochmals subklassifiziert werden. Dabei unterscheiden sich diese Definitionen rund um die Atemarbeit von Autor zu Autor. Der Einfachheit halber wird im Folgenden nur eine Definition der Atemarbeit aufgeführt, welche den durchgeführten Versuchen zugrunde liegt.

Die gesamte, auch totale Atemarbeit, WOB_{ges} genannt, besteht aus physiologischer und zusätzlicher Atemarbeit („imposed WOB“ iWOB) (14).

Die iWOB ist die Atemarbeit, die im Rahmen der maschinellen Beatmung durch Interface-Systeme (z.B. Endotrachealtuben, Schlauchsysteme) und das Beatmungsgerät (CPAP-Atemhilfe) entstehen (15-17). Je kleiner die Patienten, desto höher ist die klinische Relevanz der iWOB (14).

1.3 Behandlung respiratorischer Insuffizienz

Nach Ausschöpfung konservativer Therapieversuche (entsprechende Lagerung des Patienten, meist in Bauchlage mit Unterstützung des Schulter- und Beckengürtels) (18) und Persistenz einer unzureichenden respiratorischen Funktion des betroffenen Früh- oder Neugeborenen werden i.d.R. zunächst nichtinvasive Methoden zur Atemunterstützung zum Einsatz gebracht. Sie unterstützen die noch vorhandene Eigenatmung des Patienten (4,6).

Die Anlage eines sog. PEEP (positive endexpiratory pressure) führt zu einem auch noch am Ende der Expiration über dem Atmosphärendruck liegenden intrapulmonalen Druckniveau (6) und ermöglicht so durch eine Erhöhung der FRC eine respiratorische Erleichterung für die Patienten (6).

Die CPAP-Atemhilfe stellt nach wie vor eine wichtige Form der Atemhilfe beim Früh- und Neugeborenen dar und wird als erste Wahl in den aktuellen Leitlinien zur Behandlung respiratorischer Insuffizienz bei spontanatmenden Früh- und Neugeborenen empfohlen (11). Seit der Einführung der pränatalen RDS-Prophylaxe und der Möglichkeit der postnatalen nicht-invasiven Surfactant-Gabe (less-invasive surfactant application, LISA) (18) ist die Intubation im Rahmen der Erstversorgung in den Hintergrund getreten. Umso wichtiger erscheint es, die verschiedenen CPAP-Systeme genauer zu untersuchen, um die bestmögliche Unterstützung der kleinen Früh- und kranken Neugeborenen zu gewährleisten.

1.4 Atemunterstützung mittels CPAP

Auch die Atemunterstützung mittels CPAP beruht auf dem Aufbau und dem Aufrechterhalten des PEEP (1.3). Obwohl die genauen Mechanismen, die zu einer Verbesserung der respiratorischen Funktion durch CPAP führen, noch nicht voll verstanden sind (7), ist doch der zentrale Mechanismus bereits bekannt: Eine Erhöhung der FRC (7,19)

1. führt zu einer verbesserten Oxygenierung (6,19),
2. einer Reduktion der Resistance (20),
3. wirkt einem alveolären Kollaps entgegen (21) und
4. ermöglicht die Wiedereröffnung von kollabierten Lungenarealen (Atelektasen) (18).

Des Weiteren führt der kontinuierliche positive Druck im gesamten Atemtrakt zu einer Schienung der im Früh- und Neugeborenen noch weichen und instabilen oberen Atemwege und vermindert so die supraglottische Resistance (7,19). Neben einer Stabilisierung der Brustwand (19) ist außerdem eine gesteigerte thorakoabdominale Synchronität zu beobachten (7,19). Damit wird eine Reduktion der Atemarbeit erreicht.

Heute stellen die binasalen Prongs, der singuläre mononasale Nasen- oder Rachentubus, die nasale Maske oder die Gesichtsmaske die gängigsten Applikationsformen des CPAP dar. Mithilfe der binasalen Prongs und der singulären Nasen- oder Rachentuben kann der PEEP direkt im Inneren der Nase bzw. des Rachens (Rachentubus) aufgebaut werden, während die Verwendung von Masken zum Aufbau des PEEP bereits außerhalb des Organismus im Inneren der Maske führt. Mittel der Wahl bei einem RDS sind heute kurze nasale Prongs oder eine Nasenmaske (11).

Ein Versagen der CPAP-Atemhilfe könnte mit der iWOB assoziiert sein (22), Eine Reduktion der iWOB könnte daher die Inzidenz des respiratorischen Versagens, und somit die Zahl an (Re-) Intubationen vermindern (22). Durch das Abwenden eines Extubationsversagens (23) oder eine reduzierte Dauer der

mechanischen Beatmung (24,25) könnte so das Outcome der Patienten verbessert werden.

Die eben genannte iWOB eines CPAP-Systems ist von zwei Faktoren abhängig:

1. der Resistance (6,26) und
2. der Druckstabilität des Geräts (6,22,26,27)

Die Resistance entsteht einerseits geräteunabhängig infolge des verwendeten Interfaces und stellt abhängig von Durchmesser, Größe und Material einen gewissen Atemwegswiderstand dar, welcher eine erhöhte Atemanstrengung durch das Kind erfordert. Andererseits stellt der stetige Gasstrom, welcher bei Expiration dem Atemstrom des Kinds entgegengerichtet ist, eine sog. Expiratorische Resistance dar, welche geräteabhängig unterschiedlich hoch sein kann (7).

1.5 Funktionsweise verschiedener CPAP-Systeme

Die Generierung des PEEP erfolgt bei den untersuchten Devices durch unterschiedliche Mechanismen (Abbildung 1).

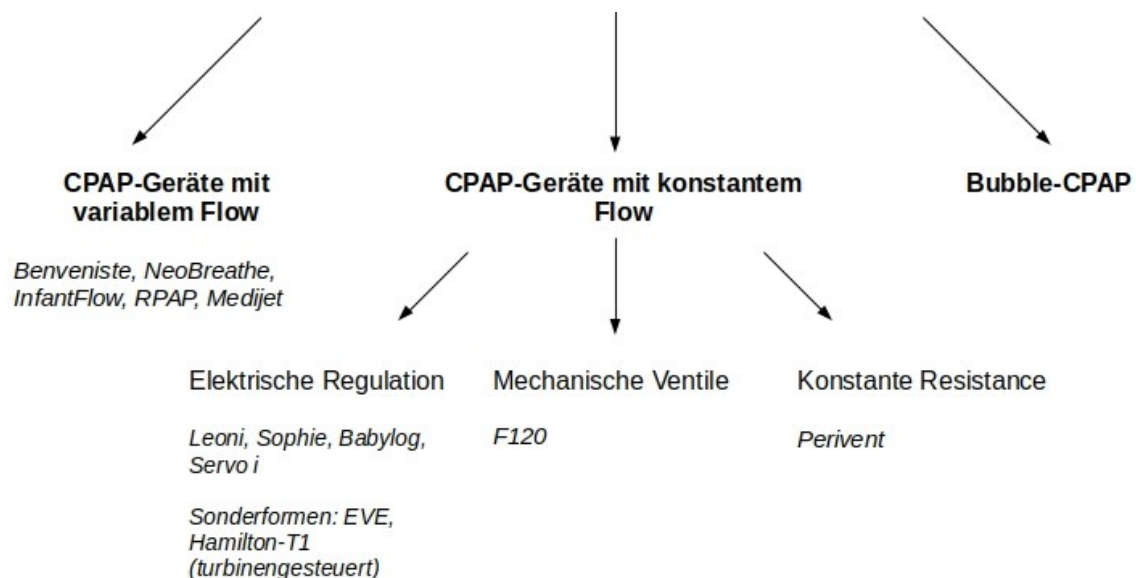


Abbildung 1: Systematik der untersuchten CPAP-Systeme nach Funktionsprinzip

Dabei werden Geräte mit konstantem Flow (auch als konventionelle CPAP-Geräte oder passive CPAP-Geräte bezeichnet) von solchen mit variablem Flow (auch als Jet-Flow-Geräte oder aktive CPAP-Systeme bezeichnet) unterschieden (7,28,29). Der Großteil der Geräte verfügt über einen konstanten Flow. Hier wird der PEEP über ein Ventil im Expirationsschenkel erzeugt (7,26,29), wobei sowohl eine elektrische als auch mechanische Steuerung des Ventils möglich ist. Wiederum der Großteil davon verfügt über eine elektrische Steuerung, während von den untersuchten Geräten nur der F120® mechanisch gesteuert wird und der Bubble CPAP von manchen Autoren zwar als Sonderform der mechanischen Steuerung darstellt wird (29,30), allerdings über ein eigenes Prinzip zur Generierung des PEEP verfügt. Auch der Perivent® (im englischen Sprachraum auch als „Neopuff“ bekannt) verfügt über einen konstanten Fluss, allerdings findet hier keine Steuerung des Ventils statt, da das Gerät nur über eine konstante Resistance und damit einen festen Flusswiderstand im Expirationsschenkel verfügt (31,32). Der Flusswiderstand und damit der Aufbau des PEEP erfolgt über die Regulation des Durchmessers des Gasstroms. Dieser Mechanismus führt zu einer Druckinstabilität und damit einer hohen iWOB (33). Allen Geräten mit konstantem Flow ist der Aufbau des PEEP bereits im Schlauchsystem gemeinsam (29). Demgegenüber stehen Geräte mit variablem Flow. Hier erfolgt der Aufbau des PEEP aufgrund der hohen Geschwindigkeit des Luftstroms und wird erst direkt vor bzw. im Nasenrachenraum des Patienten aufgebaut (29). Zu den Geräten mit variablem Flow zählen neben der Benveniste® Valve und dem InfantFlow® auch der NeoBreathe®, der nach dem Prinzip der Benveniste® Valve funktioniert, allerdings im Gegensatz hierzu eine lineare Form und veränderte Durchmesser der jet und collection tubes aufweist und nicht aus Messing, sondern aus Kunststoff besteht. Die Erzeugung des PEEP erfolgt also sowohl bei der Benveniste® Valve als auch beim NeoBreathe® gemäß des Venturi-Effekts, aufgrund dessen ein hoher Fluss durch eine Düse zu einer entsprechenden Über- und Unterdruckentwicklung nach dem Energieerhaltungssatz führt (7,34). Dem InfantFlow® liegen der Bernoulli- und der Coanda-Effekt zugrunde (7,28). Ähnlich dem Venturi-Effekt wird auch beim InfantFlow® nach dem verwandten

Bernoulli-Effekt der Druck aufgrund der Strömungsunterschiede im Flow erzeugt. Zusätzlich wird mittels Flip-Flop-Mechanismus im Luftstrom eine Umleitung des Expirationsgases ermöglicht. Somit verlaufen Inspiration und Expiration durch getrennte Schenkel und die Expiration muss nicht entgegen des Flows bewerkstelligt werden. Dies soll zu einer Reduktion der expiratorischen Resistance führen (7,28,30,34,35). Obwohl Medijet-Systeme ursprünglich auch nach dem Jet-Flow-Mechanismus entwickelt wurden, sollen neuere Generationen dieser Geräte laut Falk et al. (36) eher den Geräten mit konstanter Resistance zuzuordnen sein, da der Jet-Flow-Mechanismus in der neuen Geräte-Version weitgehend verloren gegangen sei. Eine nach Funktionsprinzip geordnete Tabelle der verschiedenen CPAP-Systeme ist in Tabelle 3 zu sehen.

Mehrere Studien konnten bereits eine geringere Atemarbeit (7,27,30), geringere expiratorische Resistance (29) oder ein verbessertes klinisches Outcome hinsichtlich einzelner klinischer Parameter (verminderter Sauerstoffbedarf (37), höhere Erfolgsrate nach Extubation (38,39) und bessere Lungenrekrutierung (27,28)) durch variable Flow CPAP-Systeme im Vergleich zu Geräten mit kontinuierlichem Flow nachweisen.

1.6 Ziel der Untersuchung

Die bisher durchgeführten Studien bezüglich der zusätzlichen Atemarbeit der einzelnen CPAP-Atemhilfen sind lückenhaft. Zum Einen wurde teilweise nur eine kleine Zahl an CPAP-Geräten untersucht und verglichen. Zum Anderen wurde der Einfluss der verschiedenen Mechanismen zur Generierung des PEEP, insbesondere die Subklassifizierung der Constant-Flow-Geräte, und das unterschiedliche Patientenkontext (Früh- vs. Reifgeborenes) nur ansatzweise berücksichtigt.

So war es primäres Ziel dieser Untersuchung, die inspiratorische iWOB ($iWOB_{\text{insp}}$) von möglichst vielen CPAP-Atemhilfen zu ermitteln und mögliche Unterschiede hinsichtlich der iWOB zu detektieren. Durch Berücksichtigung der Subklassifizierung der Geräte mit konstantem Flow sollte der Einfluss des Mechanismus der PEEP-Generierung auf die $iWOB_{\text{insp}}$ untersucht werden. Sollte eine Ermittlung der $iWOB_{\text{insp}}$ bei einzelnen Geräten nicht möglich sein, so sollte ein umfassender Vergleich aller untersuchten Geräte hinsichtlich ihrer Druckstabilität durchgeführt werden.

Sekundäres Ziel war es außerdem, in ersten orientierenden Vergleichen den Einfluss des PEEP-Niveaus auf die $iWOB_{\text{insp}}$ zu untersuchen. Da der Funktionsmechanismus des Perivent® mittels konstanter Resistance eine Flow-Abhängigkeit der zusätzlichen Atemarbeit vermuten lässt wurde diese ebenfalls analysiert.

In der Gesamtheit sollen die Untersuchungen ein besseres Verständnis über die $iWOB_{\text{insp}}$ verschiedener in der Klinik eingesetzter CPAP-Geräte liefern, so die Planung weiterer klinischer Studien zu dieser Thematik erleichtern und langfristig zu einer optimierten CPAP-Versorgung von Früh- und Neugeborenen beitragen.

2 Material und Methoden

2.1 Studiendesign

Es handelt sich um eine experimentelle in-vitro Studie, die an der Kinderklinik IV (Abteilung Neonatologie) des Universitätsklinikums Tübingen über einen Zeitraum von 14 Monaten (05/22 bis 07/23) durchgeführt wurde. Die Verwendung der 3D Daten von Haase et al. (2021) (40) erfolgte nach positivem Votum der Ethikkommission unter der Nummer 242/2023A. Eine weitere Genehmigung der Ethikkommission war nicht nötig, da weder Patientendaten noch menschliches Gewebe verwendet wurden und keine Studien an Patienten durchgeführt wurden.

2.2 Versuchsaufbau

2.2.1 Überblick

Zur Ermittlung der zusätzlichen Atemarbeit wurde das zu untersuchende CPAP-System über die gerätespezifischen Schlauchsysteme und den zugehörigen Prong (Liste der verwendeten Interfaces, Tabelle 1) über ein 3D-Dummy (aus Kunststoff gefertigtes Interponat, Abbildung 4 und Abbildung 5) mit einem Lungensimulationsgerät (dem sog. NALM, neonatales aktives Lungenmodell; Schaller Medizintechnik®, Dresden, Deutschland, SN: 009) verbunden (Abbildung 2 und Abbildung 3). Vordefinierte Atemparameter wurden sowohl am Lungensimulationsgerät als auch die jeweiligen Beatmungsparameter an der CPAP-Atemhilfe bzw. dem Beatmungsgerät eingestellt. Anschließend wurde das neonatale aktive Lungenmodell aktiviert.

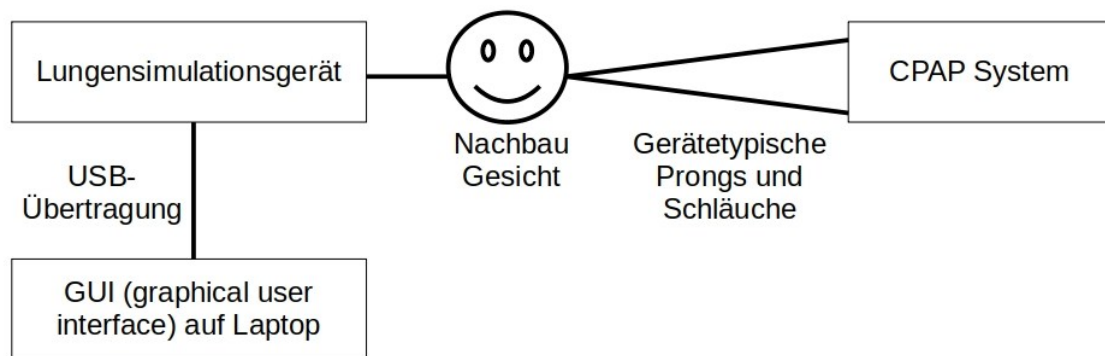
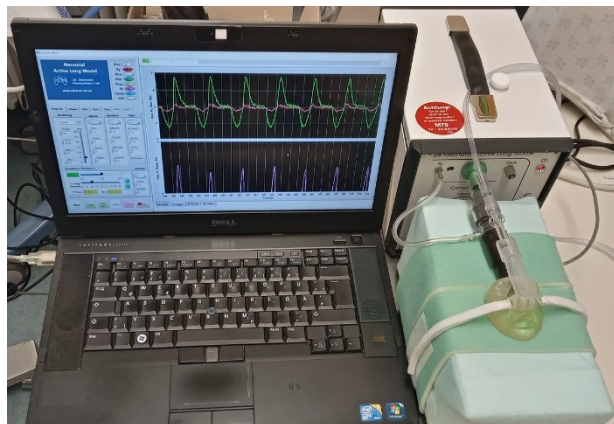


Abbildung 2: Schematischer Versuchsaufbau

Da die Viskosität des Atemgases die Atemarbeit nicht signifikant verändert (41) wurden alle Messungen mit 21% O₂ durchgeführt und können so stellvertretend auch für andere Atemgase (z.B. konditioniertes Atemgas) gewertet werden.

Da aus Vorversuchen bekannt war, dass für verlässliche Ergebnisse die Messungen im steady state durchzuführen sind, wurde bei den Geräten mit variablem Flow zuerst ein PEEP oberhalb des gewünschten PEEP-Niveaus für



einige Sekunden aufgebaut, anschließend der PEEP auf das gewünschte Niveau reduziert und erst dann die Aufzeichnung der Messwerte gestartet.

Abbildung 3: Versuchsaufbau, links: verbundener Laptop mit geöffnetem GUI, rechts hinten: NALM, rechts vorne: Kunststoff-Interponat mit angeschlossenem NeoBreathe, die vorliegende Grafik wurde im online data supplemental der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).

Da der durch das Gerät aufgebaute PEEP nicht zwingend mit dem gewünschten PEEP übereinstimmt, musste der anliegende PEEP stets experimentell bestimmt werden. Dafür war zum Start der Messung noch keine Atmung über das NALM vorhanden. Der Mittelwert der gemessenen Drücke am y-Stück ohne Atmung stellt den exakten PEEP dar.

Nach ca. 5 s wurde die Atmung des NALM für ca. 35 s aktiviert. Nach Ablauf der 35 s wurde die Aufzeichnung der Messwerte beendet und alle verwendeten Schläuche vom Gesichtsnachbau diskonnektiert und für eine erneute Messung rekonnektiert oder an ein anderes CPAP-System konnektiert.

Die gemessenen Parameter wurden mittels USB-Kabel auf den Rechner übertragen. Dort wurden sie durch GUI (graphical user interface), ein vom Hersteller in Labview geschriebenes Programm, ausgewertet und in das proprietäre National Instruments Datenformat tdms gespeichert.

Mithilfe des Excel-Addins von National Instruments (TDM Importer Version 21.3.0 49496, Copyright 2000-2021 National Instruments, Ireland Resources Limited) wurde die tdms Datei in Excel (Version 1808 (Build 10396.20023 Klick- und -Los, Microsoft office professional Plus 2019)) geöffnet und gespeichert. Diese wiederum wurde mithilfe eines in Matlab (MATLAB R2022b – academic use with Communications Toolbox 7.8, Curve Fitting Toolbox 3.8, Database Toolbox 10.4, Datafeed Toolbox 6.3, DSP System Toolbox 9.15, Image Processing Toolbox 11.6, Matlab Report Generator 5.13, Medical Imaging Toolbox 1.0, Partial Differential Equation Toolbox 3.9, Signal Processing Toolbox 9.1, Statistics and Machine Learning Toolbox 12.4) eigens geschriebenen Skripts ausgewertet (10.1).

2.2.2 Nachbildung des Gesichts und der Atemwege

Die von Haase et al. 2021 (40) gewonnenen 3D Daten und die entsprechenden Maße der Prongs und des Tubuskonnektors wurden genutzt, um einen Nachbau des Gesichts und der Atemwege zweier Säuglinge mit einem Körpergewicht von etwa 1 bzw. 3 kg zu konstruieren (Abbildung 4 und Abbildung 5). Die endgültige Aufbereitung der 3D Daten erfolgte durch Herrn Fahrbach von der Firma Printoptix.

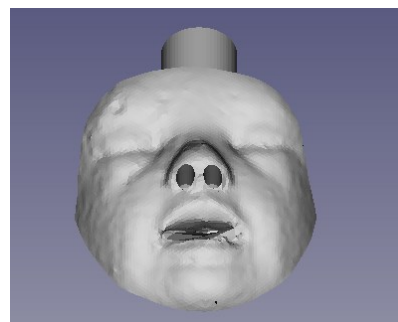


Abbildung 4: Nachbildung des Gesichts - Modellansicht von ventral, die vorliegende Grafik wurde im online data supplemental der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53)

Hierfür wurden in die bestehenden 3D Daten auf Höhe der Nasenlöcher je zwei Zylinder mit Innendurchmesser 3,1 mm (Nachbildung 1 kg Kind, entspricht dem Durchmesser eines Stephan M-Prongs) bzw. 4,1 mm (Nachbildung 3 kg Kind, entspricht dem Durchmesser eines Stephan L-Prongs) als „Rohre“ eingelegt. Diese vereinigten sich dann zu einem einzigen Rohr, dessen Innendurchmesser dem des M15-Tubuskonnectors (Innendurchmesser 12,5 mm bzw. 11,5 mm) entsprach. Diese 3D Konstruktion wurde anschließend mittels eines 3D Druckers der Firma Keyance (Frankfurt) gedruckt.

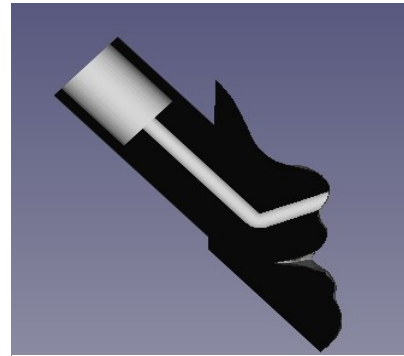


Abbildung 5: Nachbildung des Gesichts - Modellansicht in der Sagittalebene, die vorliegende Grafik wurde im online data supplemental der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).

2.2.3 Messungen und Einstellungen am Lungensimulationsgerät

Das Lungensimulationsgerät besteht aus einem physikalischen Lungenmodell, welches die Atmung eines Säuglings unter individueller Einstellung verschiedener Atemparameter imitiert und mittels Volumenstrom-, Positions- und Drucksensoren verschiedene Atemparameter registriert.

Für die Ermittlung der zusätzlichen in- und expiratorischen Atemarbeit wurden jeweils zwei fiktive neonatale Patienten (Tabelle 1) gewählt, die typischerweise eine CPAP-Unterstützung benötigen.

Die Festlegung der im NALM eingestellten Atemparameter zur Simulation o.g. respiratorisch beeinträchtigter Kinder erfolgte nach Literaturrecherche auf Grundlage von Atemparametern, die bei überwiegend respiratorisch gesunden Kindern in den entsprechenden Altersklassen ermittelt wurden. Bei gesunden, reifen Neugeborenen liegt die Atemfrequenz im Mittel zwischen 34 und 67 / min und das Tidalvolumen zwischen 4,45 und 7,18 ml / kg Körpergewicht (42-46). Bei respiratorisch gesunden Frühgeborenen (27.-30.SSW) wurden Atemfrequenzen zwischen 74 / min (nach einer Lebenswoche, 2) und 77 / min

(nach 11-20 Lebensstunden, 3) ermittelt. Die Tidalvolumina lagen zwischen 4,19 ml / kg (3) und 6,4 ml / kg(2).

Aufgrund der o.g. Daten wurden folgende Werte und die zugehörigen Interfaces zur Simulation unserer zwei respiratorisch beeinträchtigten Patienten verwendet:

Tabelle 1: Übersicht über die festgelegten Atemparameter und verwendeten Interfaces, die vorliegende Tabelle wurde in abgewandelter Form im online data supplemental der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).

	FG (Frühgeborenes, 1 kg)	NG (Neugeborenes, 3 kg)
Atemparameter		
Frequenz f [/min]	80	60
Ziel-Tidalvolumen [ml]	4,5	14
Ziel-Tidalvolumen [ml / kg]	4,5	4,7
Compliance [ml/hPa]	1,0	1,0
tins [ms]	300	400
Interfaces		
Prong Infant Flow (Conshohocken, Pennsylvania, USA)	Größe S ID: 3,6 mm OD: 4,2 mm	Größe L ID: 4,0 mm OD: 5,0 mm
Prong RPAP® (Mettawa, USA)	Größe M ID: 3,5 mm OD: 4,5 mm	Größe L ID: 4,0 mm OD: 5,0 mm
Prong Stephan „EasyFlow nCPAP“ (Gackebach, Deutschland)	Größe M ID: 3,1 mm OD: 4,1 mm	Größe L ID: 4,2 mm OD: 5,2 mm

Das Lungenvolumen L (untere Position des Kolbenzylinders, rein technischer Parameter, korreliert weder mit dem Tidal- noch mit dem Lungenvolumen) sowie der Druck des Thorax (P_{rm}) wurden geräteabhängig jeweils so eingestellt, dass das gewünschte Tidalvolumen möglichst exakt erreicht wurde. Die Werte für L lagen bei ca. 10 ml (FG) bzw. 16 - 20 ml (NG), während P_{rm} bei ca. 5 (FG) bzw. 15 cmH₂O (NG) lagen. Die geräteabhängig eingestellten Werte sind in den Ergebnistabellen (Tabelle 5 und Tabelle 7) angegeben.

Nach Aktivierung des Lungensimulationsgeräts sowie des CPAP-Modus wurden folgende Parameter durch das NALM registriert:

Tabelle 2: Überblick über die durch das NALM gemessenen Atemparameter

Parameter	Bedeutung	Einheit
Flow	Volumenstrom am Eingang des Geräts	l / min
P _{alv}	Druck in der Alveole	hPa
P _{et}	Endotrachealer Druck (Druck zwischen Ende Beatmungstubus und Anfang Atemwegswiderstand)	hPa
P _{rm}	Von der Atemmuskulatur aufgebracht Druck	hPa
P _y	Druck am Y-Stück	hPa
Vol	Volumen des Kolben-Zylinder-Systems	ml
V _{tid}	Tidalvolumen (automatisierte Berechnung durch das NALM / GUI mittels Integration, keine direkte Messung)	ml

2.3 Untersuchte Variablen

2.3.1 Übersicht der untersuchten Geräte

Im Rahmen der Studie wurden alle in der Abteilung vorhandenen CPAP-Geräte untersucht. Eine Übersicht ist in Tabelle 3 dargestellt.

Da mittels der gerätespezifischen Schläuche und Prongs des RPAP® mit dem Medijet® beim simulierten Neugeborenen kein ausreichender PEEP aufgebaut werden konnte, wurde dieses Gerät nur für die Simulation eines Frühgeborenen untersucht.

Tabelle 3: Systematische Übersicht über die 14 untersuchten CPAP-Systeme. Die Tabelle wurde in abgewandelter Form in der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).

Funktionsweise	System	Beatmungsmöglichkeit
<i>CPAP-Systeme mit variablem Flow (Jet-Flow, aktive Geräte)</i>		
Aktiv	Original Benveniste® valve (Dameca, Kopenhagen, Dänemark)	nein
Aktiv	NeoBreathe® valve (PFM, Köln, Deutschland)	nein
Aktiv	Infant Flow® (Viasys Healthcare, Conshohocken, Pennsylvania, USA)	nein
Aktiv	RPAP® (Inspiration Healthcare, Crawley, West Sussex, Vereinigtes Königreich)	ja
Aktiv	Medijet® (Medin Medical Innovations GmbH, München, Deutschland)	nein
<i>CPAP-Systeme mit kontinuierlichem Fluss (konventionelle, passive Geräte) und elektrischer Regulation</i>		
Passiv, elektrische Regulation mittels Turbine	Eve® (Fritz Stephan GmbH Medizintechnik, Gackebach, Deutschland)	ja
Passiv, elektrische Regulation	Leoni plus® (Löwenstein, Bad Ems, Deutschland)	ja
Passiv, elektrische Regulation	Sophie® (Fritz Stephan GmbH Medizintechnik, Gackebach, Deutschland)	ja
Passiv, elektrische Regulation	Babylog 8000plus® (Dräger, Lübeck, Deutschland)	ja
Passiv, elektrische Regulation mittels Turbine	Hamilton-T1® (Hamilton Medical, Bonaduz, Schweiz)	ja
Passiv, elektrische Regulation	Servo-i® (Maquet, Rastatt, Deutschland)	ja
<i>CPAP-Systeme mit kontinuierlichem Fluss (konventionelle, passive Geräte) und mechanischer Regulation</i>		
Passiv, mechanische Regulation (Federventil)	F120® (Fritz Stephan GmbH Medizintechnik, Gackebach, Deutschland)	ja
<i>CPAP-Systeme mit kontinuierlichem Fluss (konventionelle, passive Geräte) und konstanter Resistance</i>		
Passiv, konstante Resistance	Perivent® (Fisher and Paykel Healthcare, Auckland, Neuseeland)	ja
<i>Bubble-CPAP</i>		
Bubble-CPAP	Bubble CPAP® (Dräger, Lübeck, Deutschland)	nein

2.3.2 Untersuchung verschiedener PEEP-Niveaus

Die Untersuchung verschiedener PEEP-Niveaus diente der Ermittlung der Druckabhängigkeit des Geräts, da eine Systemabhängigkeit (continuous flow vs. variable flow) des optimalen PEEP-Levels vermutet wurde (7).

Da sowohl die in vorigen Studien untersuchten PEEP-Niveaus als auch generelle Empfehlungen zwischen 2 und 10 cmH₂O lagen (27,30,33,47-51), wurden die zu untersuchenden PEEP-Level auf 5 und 10 cmH₂O festgelegt.

2.4 Datenauswertung und Berechnung der zusätzlichen Atemarbeit

Aufgrund der gezeigten Abhängigkeit der iWOB von der Druckstabilität des Geräts (1.4) wurde die zusätzliche Atemarbeit näherungsweise als Fläche innerhalb des Loops der Druck-Volumen-Kurve eines Atemzugs ermittelt (Abbildung 6) (22,26,27). Dabei stellte P_y den Druck am y-Stück zur Simulation des Drucks im Rachen und V das Volumen des Kolben-Zylinder-Systems zur Simulation des Lungenvolumens dar.

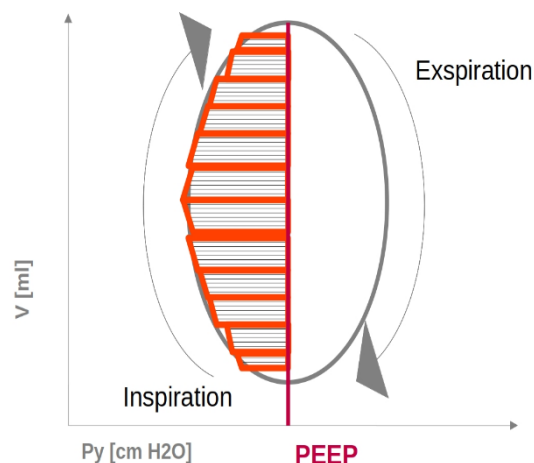


Abbildung 6: Schematische und idealisierte Darstellung der Berechnung der zusätzlichen Atemarbeit

Da der am Gerät eingestellte Ziel-PEEP nicht exakt mit dem

tatsächlichen PEEP übereinstimmte, musste dieser im Rahmen der Messungen experimentell bestimmt werden. Er wurde hierbei als Mittelwert aller Werte von P_y ermittelt, bei denen das zugehörige $P_{rm} = 0$ war, d.h. keine Atmung stattfand.

Der Wechsel von Expiration zu Inspiration wurde wie unten beschrieben über den von der Atemmuskulatur aufgebrauchten Druck definiert. Die zusätzliche Atemarbeit wurde dabei durch die von dem Graphen eingeschlossene Fläche

repräsentiert und wie im Folgenden dargestellt ermittelt. Die Berechnung der iWOB und die statistische Auswertung wurden mit Matlab durchgeführt.

Der Beginn der Inspiration bzw. Expiration wurde über den durch die Atemmuskulatur aufgebrachten Druck definiert. Da der Expirationsvorgang typischerweise passiv abläuft, kommt es während der Expiration zu einer Abnahme des von der Atemmuskulatur aufgebrachten Drucks (P_{rm}). Demgegenüber steigt der Betrag von P_{rm} während der Inspiration an. Im Rahmen der quantitativen Auswertungen wurden der Beginn der Inspiration bzw. Expiration mathematisch über einen Vorzeichenwechsel in der Ableitung von P_{rm} definiert. So stellte ein Vorzeichenwechsel von positiven zu negativen Werten den Beginn der Inspiration dar, während der entsprechend inverse Vorzeichenwechsel den Beginn der Expiration definierte.

Zur Berechnung der von P_y und V eingeschlossenen Fläche wurde V auf der x-Achse aufgetragen und ΔP (Differenz von P_y zum angelegten experimentell bestimmten PEEP) auf der y-Achse, sodass wie in Abbildung 6 dargestellt die zusätzliche Atemarbeit als Integration von Δp nach V ermittelt werden konnte. Die Grenzen der Integrationsflächen wurden dabei wie oben erläutert durch den Wechsel von Ein- zu Ausatmung bzw. Aus- zu Einatmung definiert. Die Integration wurde wie schematisch dargestellt näherungsweise als Trapezintegration (schraffierte Fläche) nach Inspiration und Expiration getrennt durchgeführt. Die gesamte Atemarbeit ist die Summe aus Inspirations- und Expirationsarbeit.

Um die so ermittelte zusätzliche Atemarbeit in mJ pro Atemzug anzugeben, musste das Ergebnis der Integration durch den Faktor 10 dividiert werden (genaue Einheitenbetrachtung siehe 10.2).

Bereits in den Vormessungen wurde eine Abweichung der zusätzlichen Atemarbeit der ersten beiden Atemzüge zu den darauffolgenden Atemzügen beobachtet, daher wurde die zusätzliche Atemarbeit stets erst ab der fünften Inspiration ausgewertet.

Das gesamte Matlab-Skript ist im Anhang (10.1) zu finden.

2.5 Statistische Methoden

Die gesamte statistische Auswertung und Fallzahlplanung fand unter Beratung und in regelmäßiger Rücksprache mit Frau Dr. Anette Stauch vom CPCS Tübingen (Center for Pediatric clinical Studies) statt.

2.5.1 Versuchskonzeption

Aus Vorversuchen war bekannt, dass das (Dis-)Konnektieren der Prongs und Schläuche sowie das Einstellen des PEEP-Niveaus einen Einfluss auf iWOB hat. Um diese Streuung auf möglichst viele Gruppen aufzuteilen, wurden pro Gerät, Kind und PEEP-Niveau 10 Messreihen mit jeweiliger Konnektion und Diskonnektion der Schläuche am Gesichtsnachbau durchgeführt. Pro Messreihe wurden 15 Atemzüge ausgewertet.

2.5.2 Statistik

Insgesamt wurden somit pro Gerät, Kind und PEEP-Niveau 150 Atemzüge ausgewertet.

Um den Störeffekt des (Dis-)Konnektierens zu berücksichtigen, wurde eine zweifaktorielle Varianzanalyse mittels ANOVA durchgeführt. Dabei wurde als Hauptfaktor 1 das Gerät, als Hauptfaktor 2 das (Dis-)Konnektierens der Schläuche und eine mögliche Interaktion dieser beiden Faktoren berücksichtigt. Bei $p < 0,05$ wurde von einem statistisch signifikanten Unterschied zwischen mind. zwei verschiedenen CPAP-Systemen ausgegangen. Da insgesamt ca. 100 paarweise Gerätevergleiche geplant waren, wurde das Signifikanzniveau α anschließend auf 0,05 % reduziert.

Anschließend erfolgte die paarweise Auswertung mittels des Tukey-Kramer-Tests als post-hoc Test. Auch hier galt ein p Wert $< 0,05$ als signifikant. Das Konfidenzintervall wurde mit 95% definiert und α damit zu Beginn der Studienplanung auf 5% definiert. Die Power wurde auf 80% festgelegt, β betrug somit 20%. Der z-Wert lag bei 1,96.

Zur Visualisierung des Einflusses des (Dis-)Konnektierens der Schläuche wurde ein Interaction-Plot angefertigt (Abbildung 11, Abbildung 13). Schnitten sich die Graphen zweier Geräte, so lag eine Interaktion zwischen den beiden

Hauptfaktoren vor. Da der Unterschied zwischen den beiden Geräten somit auch zufällig entstanden sein könnte, konnte er nicht als statistisch signifikant bewertet werden. Demgegenüber wurden Geräte, deren Graphen sich nicht schnitten als statistisch signifikant unterschiedlich bewertet.

Da der Expirationsvorgang an sich passiv verläuft, stellt eine zusätzliche expiratorische Atemarbeit physiologischerweise für das Kind keine Belastung dar. Bei einem erhöhten Atemwegswiderstand kann die Expiration zwar eine vermehrte Atemanstrengung erfordern, allerdings ist dies nur bei sehr hoher expiratorischer Resistance der Fall, welche selbst in Tierversuchen nicht nachgewiesen werden konnte (52). Die von uns ermittelten Werte der expiratorischen iWOB würden allenfalls zu einer Verlängerung der Expirationszeit führen. Daher wurde nur die inspiratorische iWOB auf Signifikanz überprüft. Der Vollständigkeit halber ist in den Tabellen zusätzlich die expiratorische iWOB angegeben.

2.5.3 Fallzahlplanung und Festlegung eines signifikanten Unterschieds

Der zu detektierende signifikante Unterschied zwischen zwei Geräten wurde zur Fallzahlplanung auf 5 % der physiologischen Atemarbeit bei Früh- bzw. Reifgeborenen festgelegt. Diese beträgt je nach Gestationsalter der untersuchten Patienten zwischen 1,17 und 5,09 mJ / Atemzug (2,42-45). Ausgehend von diesen in der Literatur publizierten Angaben zur Höhe der Atemarbeiten wurden folgende physiologische Atemarbeiten festgelegt und davon ausgehend folgender zu detektierender Unterschied festgelegt:

Tabelle 4: Signifikanter Unterschied der Atemarbeit

	Frühgeborenes	Reifgeborenes
Physiologische Atemarbeit	1,18 mJ	4 mJ
Zu detektierender Unterschied	$0,05 \cdot 1,18 \text{ mJ} = 0,059 \text{ mJ}$	$0,05 \cdot 4 \text{ mJ} = 0,2 \text{ mJ}$

Mithilfe der im Rahmen der Vorversuche aufgetretenen Standardabweichung von 0,031 mJ / Atemzug (simuliertes Frühgeborenes) bzw. 0,065 mJ / Atemzug (simuliertes Neugeborenes) und der auszuwertenden Anzahl von 14 CPAP-Systemen wurde die Fallzahl auf 43 geschätzt. Ausgehend davon wurde die Fallzahl auf mind. 45 festgelegt, welche sich auf drei Messzyklen zu je 15 ausgewerteten Atemzügen mit separatem (Dis-)Konnektieren aufteilt. Da im Zuge der weiteren Untersuchungen das (Dis-)Konnektieren als Störeffekt beobachtet wurde, wurde die Fallzahl auf 150 ausgeweitet, um die gemessenen Werte für $iWOB_{insp}$ auf möglichst viele Gruppen ($n= 10$) des (Dis-)Konnektierens aufzuteilen.

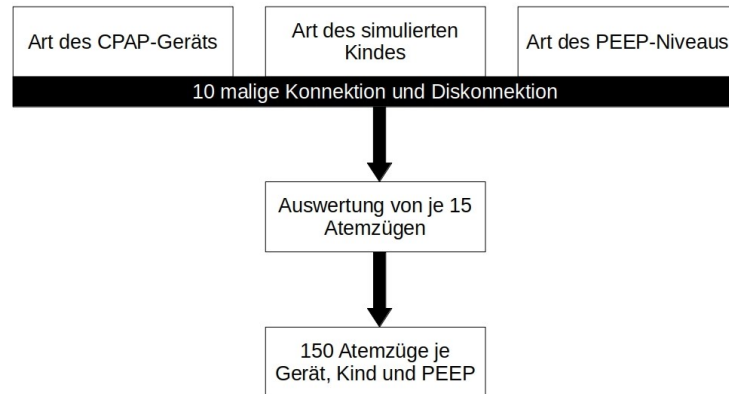
2.5.4 Ausschlusskriterien

Eine Messreihe wurde unter folgenden Umständen verworfen:

- Am NALM falsch eingestellte Parameter
- Fehlende Parameter
- Alarm durch das CPAP-System

2.6 Systematisierung der Datenanalyse

Wie oben beschrieben wurden also pro Gerät, Kind und PEEP-Niveau 150 Atemzüge ausgewertet, welche sich auf zehn verschiedene Messungen nach



Diskonnektion und Konnektion zu je 15 Atemzügen aufteilen (Abbildung 7).

Abbildung 7: Flussdiagramm zur Systematik aller durchgeführten Messungen

Diese 150 Messwerte der Ein- bzw. Ausatemarbeit bildeten die Spaltenvektoren der Auswertungs-Matrix (Abbildung 8). Diese setzte sich aus allen erhobenen Messwerten je Kind und PEEP-Niveau zusammen. Mithilfe der zweifaktoriellen ANOVA wurde anschließend auf signifikante Unterschiede der beiden Hauptfaktoren untersucht. Dabei wurde ein signifikanter Geräteunterschied (Hauptfaktor 1) durch einen signifikanten Unterschied zwischen den verschiedenen Spaltenvektoren repräsentiert. Im Gegensatz dazu konnte ein signifikanter Unterschied

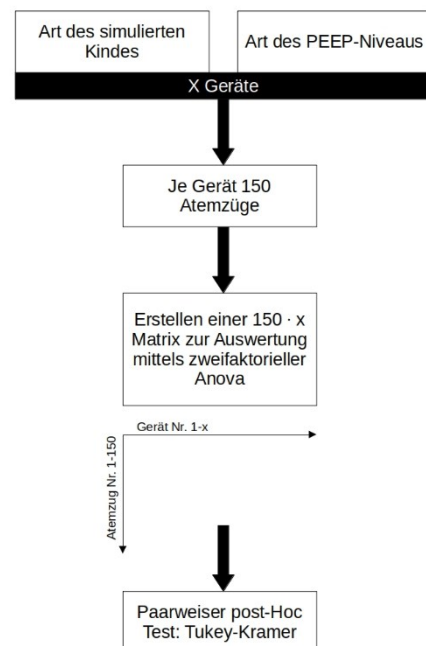


Abbildung 8: Flussdiagramm zum Ablauf der Datenanalyse

zwischen den verschiedenen Zeilenvektoren auf einen statistisch signifikanten und reproduzierbaren Einfluss des (Dis-)Konnektierens der Schläuche und Einstellen des Ziel-PEEP zurückgeführt werden. Anschließend wurde im

Rahmen des Post-Hoc-Tests der Tukey-Kramer-Test durchgeführt. Dafür wurde in jeder möglichen Vergleichskombination aus zwei Geräten auf einen statistisch signifikanten ($\alpha \leq 0,05$) Geräteunterschied geprüft.

3 Ergebnisse

Die vorliegenden Ergebnisse wurden in Auszügen und abgewandelter Form in der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).

3.1 Allgemeines

In der Auswertung von insgesamt 8100 Atemzüge zeigten sich deutliche Unterschiede hinsichtlich der iWOB zwischen den untersuchten Geräten und Gerätetechnologien (Abbildung 9). Die niedrigste iWOB wurde durch einzelne Jet-Flow-Geräte (Benveniste®, NeoBreathe®) oder Geräte mit konstantem Flow und elektrischer Regulation (Eve®) verursacht, während die höchste iWOB beim Perivent®, einem Gerät mit konstanter Resistance, beobachtet wurde.

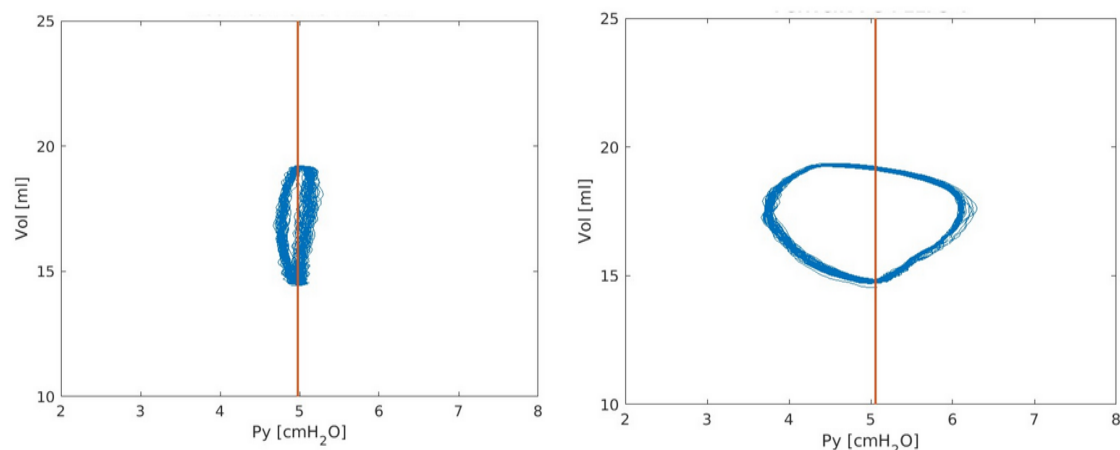


Abbildung 9: p-V-Loop beim simulierten Frühgeborenen und PEEP 5 cmH₂O, links: NeoBreathe® (exemplarisch für niedrige iWOB), rechts: Perivent® (exemplarisch für hohe iWOB), die vorliegende Grafik wurde in abgewandelter Form in der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).

3.2 Gerätevergleich bezüglich der iWOB_{insp}

3.2.1 Zusätzliche Atemarbeit beim simulierten Frühgeborenen

Beim simulierten Frühgeborenen und einem PEEP von 5 cmH₂O ergab sich von der niedrigsten zur höchsten inspiratorischen iWOB folgende Reihenfolge: RPAP® (0,05 mJ / Atemzug), Benveniste®, NeoBreathe®, InfantFlow® (je 0,07

mJ / Atemzug) und Eve® (0,08 mJ / Atemzug), Sophie® (0,11 mJ / Atemzug), Leoni® (0,14 mJ / Atemzug), Babylog® (0,24 mJ / Atemzug), F120® (0,30 mJ / Atemzug), Medijet® (0,35 mJ / Atemzug) und Perivent® (0,41 mJ / Atemzug) (Tabelle 5). Die $iWOB_{\text{insp}}$ der untersuchten Devices unterschied sich um das bis zu Achtfache. Die physiologische Atemarbeit wurde durch die inspiratorische $iWOB$ der untersuchten Devices also um 4 (RPAP®) bis 34% (Perivent®) erhöht (Abbildung 10).

Bei einem PEEP von 10 cmH₂O ergab sich folgende Klassifizierung von der niedrigsten zur höchsten inspiratorischen $iWOB$: Eve®, NeoBreathe®, Benveniste® (je 0,07 mJ / Atemzug), Sophie® (0,08 mJ / Atemzug), InfantFlow® (0,11 mJ / Atemzug), RPAP® (0,12 mJ / Atemzug), Leoni® (0,14 mJ / Atemzug), Babylog® (0,23 mJ / Atemzug), F120® (0,36 mJ / Atemzug), Medijet® (0,47 mJ / Atemzug) und Perivent® (0,80 mJ / Atemzug) (Tabelle 5). Die $iWOB_{\text{insp}}$ der untersuchten Devices unterschied sich um das bis zu Zehnfache. Die physiologische Atemarbeit wurde durch die inspiratorische $iWOB$ der untersuchten Devices also um 6 (Eve®, NeoBreathe®, Benveniste®) bis 68% (Perivent®) erhöht (Abbildung 10).

Tabelle 5: Zusätzliche Atemarbeit bei simuliertem Frühgeborenen und A: PEEP 5 cmH₂O bzw. B: PEEP 10 cmH₂O, graue Hervorhebung des / der jeweils statistisch signifikant besten Geräts / Geräte, die Tabelle wurde im online data supplemental der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).

A					
CPAP-Gerät	PEEP [cmH ₂ O]	Prm [cmH ₂ O]	iWOB ex [mJ/Atemzug] (SD)	iWOB in [mJ/Atemzug] (SD)	iWOB ges [mJ/Atemzug] (SD)
Benveniste	5,00	-5,01	0,061 (0,014)	0,074 (0,009)	0,135 (0,019)
NeoBreathe	4,97	-5,01	0,051 (0,010)	0,065 (0,007)	0,116 (0,012)
InfantFlow	4,96	-5,01	0,062 (0,017)	0,070 (0,018)	0,132 (0,027)
RPAP	4,69	-5,01	0,051 (0,027)	0,051 (0,029)	0,101 (0,038)
Medijet	4,95	-5,51	0,331 (0,017)	0,345 (0,017)	0,675 (0,029)
Eve	5,03	-5,01	0,091 (0,004)	0,084 (0,007)	0,175 (0,007)
Leoni	5,54	-5,01	0,250 (0,006)	0,144 (0,005)	0,394 (0,007)
Sophie	5,08	-4,50	0,057 (0,014)	0,109 (0,013)	0,166 (0,009)
Babylog	4,94	-5,51	0,269 (0,008)	0,241 (0,005)	0,510 (0,010)
F120	5,49	-5,50	0,276 (0,027)	0,302 (0,026)	0,578 (0,021)
Perivent	4,99	-6,01	0,379 (0,022)	0,407 (0,011)	0,786 (0,021)
Hamilton-T1	keine Berechnung der iWOB möglich				
Servo-i	keine Berechnung der iWOB möglich				
Bubble	keine Berechnung der iWOB möglich				
B					
CPAP-Gerät	PEEP [cmH ₂ O]	Prm [cmH ₂ O]	iWOB ex [mJ/Atemzug] (SD)	iWOB in [mJ/Atemzug] (SD)	iWOB ges [mJ/Atemzug] (SD)
Benveniste	9,84	-5,00	0,066 (0,023)	0,072 (0,016)	0,139 (0,031)
NeoBreathe	9,98	-5,00	0,058 (0,017)	0,070 (0,014)	0,127 (0,026)
InfantFlow	9,85	-5,51	0,093 (0,028)	0,110 (0,028)	0,202 (0,040)
RPAP	9,84	-5,00	0,070 (0,083)	0,122 (0,025)	0,192 (0,098)
Medijet	9,89	-6,01	0,437 (0,011)	0,469 (0,009)	0,906 (0,014)
Eve	9,99	-5,00	0,083 (0,005)	0,068 (0,004)	0,151 (0,005)
Leoni	10,46	-5,00	0,194 (0,006)	0,139 (0,008)	0,333 (0,012)
Sophie	9,84	-4,50	0,089 (0,009)	0,082 (0,007)	0,171 (0,012)
Babylog	9,72	-5,51	0,270 (0,007)	0,227 (0,006)	0,498 (0,009)
F120	10,98	-5,51	0,363 (0,058)	0,359 (0,045)	0,722 (0,034)
Perivent	10,01	-8,01	0,626 (0,017)	0,799 (0,010)	1,425 (0,016)
Hamilton-T1	keine Berechnung der iWOB möglich				
Servo-i	keine Berechnung der iWOB möglich				
Bubble	keine Berechnung der iWOB möglich				

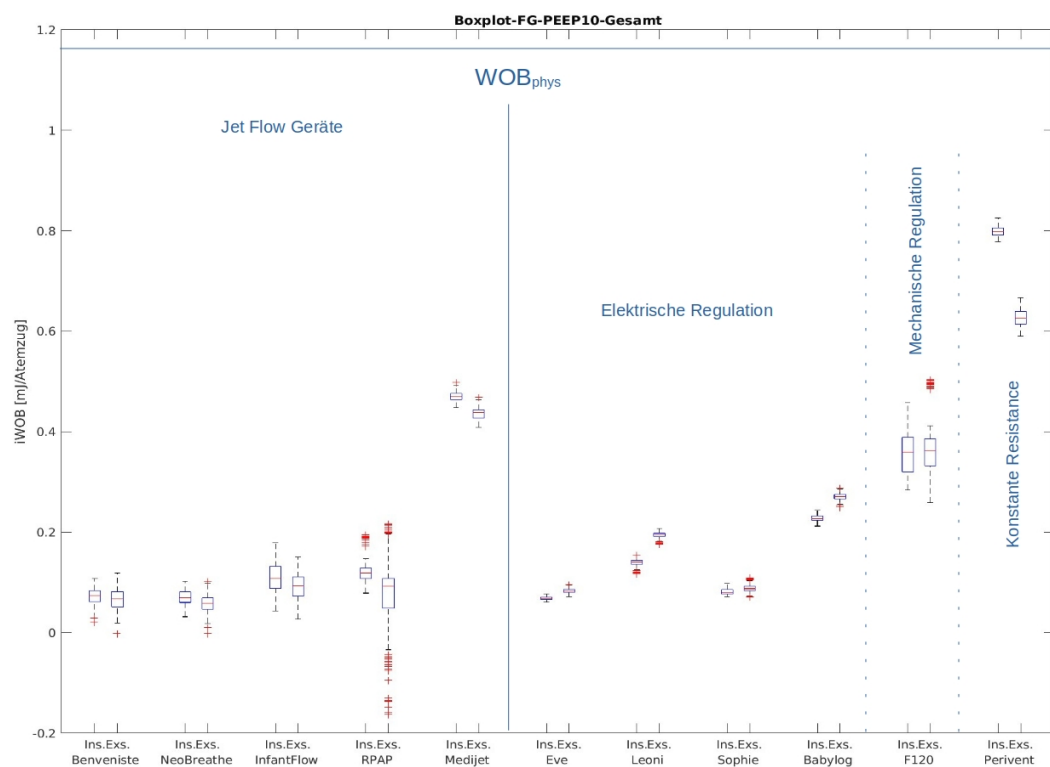
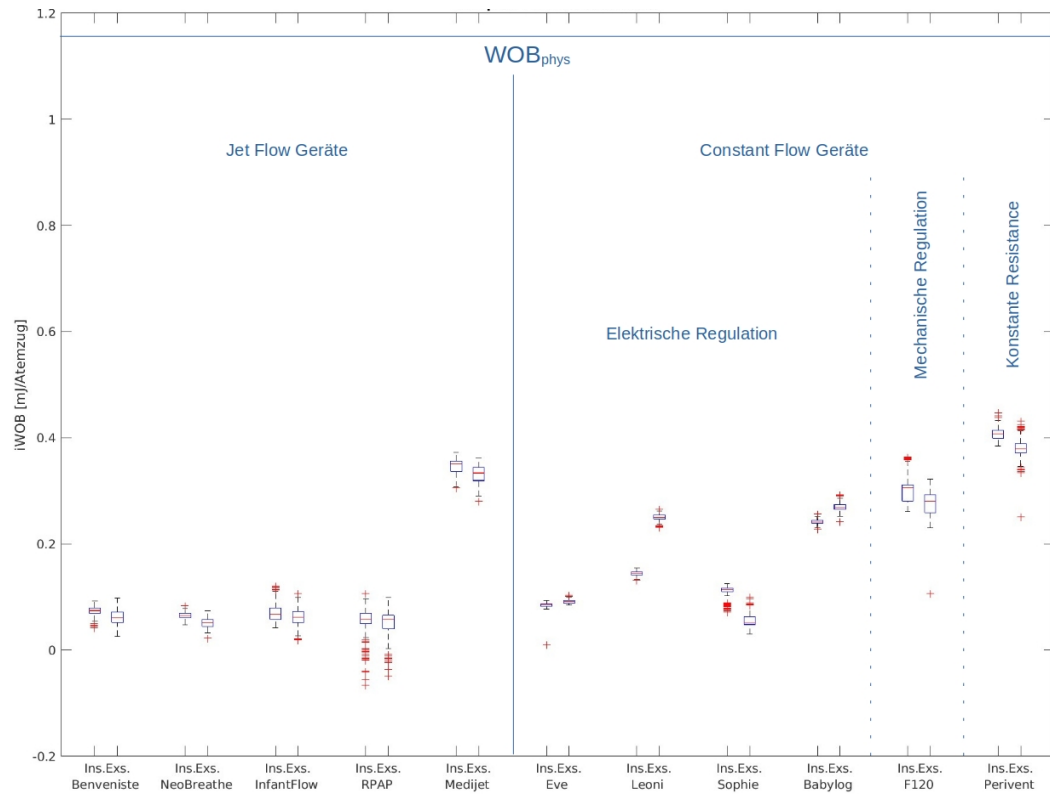


Abbildung 10: Boxplot in- und expiratorische zusätzliche Atemarbeit beim simulierten Frühgeborenen und PEEP 5 (oben) bzw. 10 (unten) cmH₂O, die vorliegende Grafik wurde in abgewandelter Form in der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ bzw. dem zugehörigen online data supplemental veröffentlicht (53).

Beim simulierten Frühgeborenen und PEEP 5 cmH₂O wurde im Rahmen der zweifaktoriellen ANOVA ein signifikanter Unterschied zwischen mindestens zwei der untersuchten Geräte detektiert. Mithilfe des Post-Hoc-Tests wurde bei allen Geräten mit Ausnahme des Vergleichs von InfantFlow® und Benveniste® ($p = 0,35$) bzw. NeoBreathe® ($p = 0,06$) (Tabelle 6) ein statistisch signifikanter Unterschied bezüglich der inspiratorischen iWOB beobachtet. Aufgrund vorhandener Interaktionen (Abbildung 11) war darüber hinaus der Unterschied in der iWOB_{insp} zwischen diesen drei Geräten und dem RPAP® sowie Benveniste® und NeoBreathe® bzw. Eve®, Eve® und InfantFlow® bzw. Sophie® und Medijet® und F120® als nicht signifikant zu werten. Die verbleibenden signifikanten Unterschiede für die iWOB_{insp} sind Tabelle 6 rot hinterlegt.

Beim simulierten Frühgeborenen und PEEP von 10 cmH₂O wurde im Rahmen der zweifaktoriellen ANOVA ein signifikanter Unterschied zwischen mindestens zwei der untersuchten Geräte detektiert. Mithilfe des Post-Hoc-Tests wurde bei allen Geräten mit Ausnahme des Vergleichs von Benveniste® und NeoBreathe® ($p = 1,00$) / Eve® ($p = 0,98$) / Sophie® ($p = 0,15$) bzw. des Vergleichs von NeoBreathe® und Eve® ($p = 1,00$) (Tabelle 6) ein statistisch signifikanter Unterschied beobachtet. Aufgrund vorhandener Interaktionen war darüber hinaus der Unterschied in der iWOB_{insp} zwischen Benveniste® und InfantFlow®, NeoBreathe® und InfantFlow®, bzw. Sophie®, InfantFlow® und RPAP® bzw. Leoni® bzw. Sophie® und RPAP® und Leoni® als nicht signifikant zu werten (Abbildung 11). Die verbleibenden signifikanten Unterschiede der gemessenen Werte für die iWOB_{insp} sind Tabelle 6 rot hinterlegt.

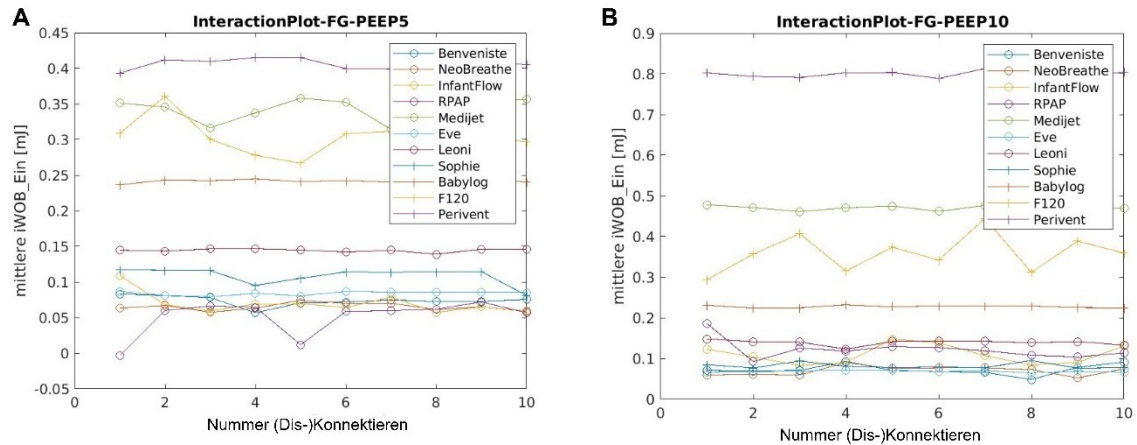


Abbildung 11: Interaction Plot der inspiratorischen iWOB beim simulierten Frühgeborenen und A: PEEP 5 cmH₂O bzw. B: PEEP 10 cmH₂O, die vorliegende Grafik wurde in abgewandelter Form im online data supplemental der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).

Tabelle 6: Übersicht über statistische Signifikanz des paarweisen Geräte Vergleichs unter Simulation eines Frühgeborenen und bei A: PEEP 5 cmH₂O bzw. B: PEEP 10 cmH₂O, Interaktionen siehe zugehörige Interactionplots

A

FG-PEEP5	Benveniste	NeoBreathe	Infant Flow	RPAP	Medijet	Eve	Leoni	Sophie	Babylog	F120	Perivent
Benveniste											
NeoBreathe	Interaktion										
Infant Flow	0,354	0,062									
RPAP	Interaktion	Interaktion	Interaktion								
Medijet											
Eve	Interaktion		Interaktion								
Leoni											
Sophie						Interaktion					
Babylog											
F120					Interaktion						
Perivent											

Interaktion und / oder keine statistische Signifikanz (p-Wert angegeben)

Keine Interaktion UND statistisch signifikant

Vergleich schon durchgeführt / nicht möglich

B

FG-PEEP10	Benveniste	NeoBreathe	Infant Flow	RPAP	Medijet	Eve	Leoni	Sophie	Babylog	F120	Perivent
Benveniste											
NeoBreathe	1										
Infant Flow	Interaktion	Interaktion									
RPAP			Interaktion								
Medijet											
Eve	0,985	1									
Leoni			Interaktion	Interaktion							
Sophie	0,151	Interaktion	Interaktion								
Babylog											
F120											
Perivent											

Interaktion und / oder keine statistische Signifikanz (p-Wert angegeben)

Keine Interaktion UND statistisch signifikant

Vergleich schon durchgeführt / nicht möglich

3.2.2 Zusätzliche Atemarbeit beim simulierten reifen Neugeborenen

Beim simulierten Neugeborenen und einem PEEP von 5 cmH₂O ergab sich von der niedrigsten zur höchsten inspiratorischen iWOB folgende Reihenfolge: NeoBreathe®, Eve®, Benveniste® (0,24 bis 0,33 mJ / Atemzug), Sophie® (0,52 mJ / Atemzug), RPAP® (0,58 mJ / Atemzug), Leoni® (0,76 mJ / Atemzug), InfantFlow® (0,82 mJ / Atemzug), Babylog® (1,42 mJ / Atemzug), F120® (1,88 mJ / Atemzug) und Perivent® (2,92 mJ / Atemzug) (Tabelle 7). Die iWOB_{insp} der untersuchten Devices unterschied sich um das bis zu Zwölfwache. Die physiologische Atemarbeit wurde durch die inspiratorische iWOB der untersuchten Devices also um 6 (NeoBreathe®) bis 73% (Perivent®) erhöht (Abbildung 12).

Bei einem PEEP von 10 cmH₂O ergab sich folgende Klassifizierung von der niedrigsten zur höchsten inspiratorischen iWOB: NeoBreathe®, Eve®, Benveniste® (0,27 – 0,33 mJ / Atemzug), Sophie® (0,45 mJ / Atemzug), Leoni® (0,72 mJ / Atemzug), RPAP® (0,83 mJ / Atemzug), InfantFlow® (1,05 mJ / Atemzug), Babylog® (1,35 mJ / Atemzug), F120® (1,48 mJ / Atemzug) und Perivent® (5,41 mJ / Atemzug) (Tabelle 7). Die iWOB_{insp} der untersuchten Devices unterschied sich um das bis zu Neunzehnfache. Die physiologische Atemarbeit wurde durch die inspiratorische iWOB der untersuchten Devices also um 7 (NeoBreathe) bis 135% (Perivent®) erhöht (Abbildung 12).

Tabelle 7: Zusätzliche Atemarbeit bei simuliertem Neugeborenen und A: PEEP 5 bzw. B: PEEP 10 cmH₂O, die Tabelle wurde in abgewandelter Form im online data supplemental der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).

CPAP-Gerät	PEEP [cmH ₂ O]	P _{rm} [cmH ₂ O]	iWOB ex [mJ/Atemzug] (SD)	iWOB in [mJ/Atemzug] (SD)	iWOB ges [mJ/Atemzug] (SD)
Benveniste	5,01	-14,51	0,307 (0,054)	0,334 (0,039)	0,641 (0,059)
NeoBreathe	4,97	-14,51	0,148 (0,039)	0,236 (0,043)	0,384 (0,061)
InfantFlow	4,90	-15,01	0,565 (0,067)	0,823 (0,050)	1,387 (0,104)
RPAP	4,82	-14,47	0,680 (0,050)	0,577 (0,063)	1,257 (0,086)
Medijet	Keine Messungen möglich da PEEP nicht einstellbar				
Eve	4,99	-14,51	0,557 (0,024)	0,328 (0,012)	0,886 (0,026)
Leoni	5,53	-14,51	1,794 (0,047)	0,759 (0,014)	2,553 (0,047)
Sophie	5,08	-13,92	0,787 (0,113)	0,522 (0,082)	1,309 (0,075)
Babylog	5,00	-15,01	2,132 (0,023)	1,422 (0,020)	3,554 (0,029)
F120	6,08	-14,91	2,406 (0,187)	1,881 (0,079)	4,288 (0,176)
Perivent	5,00	-17,01	3,799 (0,061)	2,921 (0,041)	6,720 (0,059)
Hamilton-T1	keine Berechnung der iWOB möglich				
Servo-i	keine Berechnung der iWOB möglich				
Bubble	keine Berechnung der iWOB möglich				

B

CPAP-Gerät	PEEP [cmH ₂ O]	P _{rm} [cmH ₂ O]	iWOB ex [mJ/Atemzug] (SD)	iWOB in [mJ/Atemzug] (SD)	iWOB ges [mJ/Atemzug] (SD)
Benveniste	9,91	-14,01	0,192 (0,077)	0,332 (0,050)	0,525 (0,098)
NeoBreathe	9,98	-14,51	0,154 (0,072)	0,272 (0,056)	0,426 (0,095)
InfantFlow	9,81	-15,01	0,747 (0,090)	1,053 (0,106)	1,800 (0,162)
RPAP	9,89	-14,51	0,963 (0,124)	0,834 (0,058)	1,796 (0,163)
Medijet	Keine Messungen möglich da PEEP nicht einstellbar				
Eve	9,95	-14,51	0,522 (0,019)	0,320 (0,026)	0,842 (0,039)
Leoni	10,47	-14,51	1,467 (0,026)	0,719 (0,014)	2,186 (0,028)
Sophie	9,81	-14,01	0,770 (0,065)	0,449 (0,055)	1,219 (0,046)
Babylog	9,88	-15,01	2,031 (0,045)	1,345 (0,020)	3,376 (0,049)
F120	10,11	-15,01	2,216 (0,406)	1,475 (0,317)	3,691 (0,239)
Perivent	10,00	-20,49	4,951 (0,226)	5,410 (0,308)	10,361 (0,379)
Hamilton-T1	keine Berechnung der iWOB möglich				
Servo-i	keine Berechnung der iWOB möglich				
Bubble	keine Berechnung der iWOB möglich				

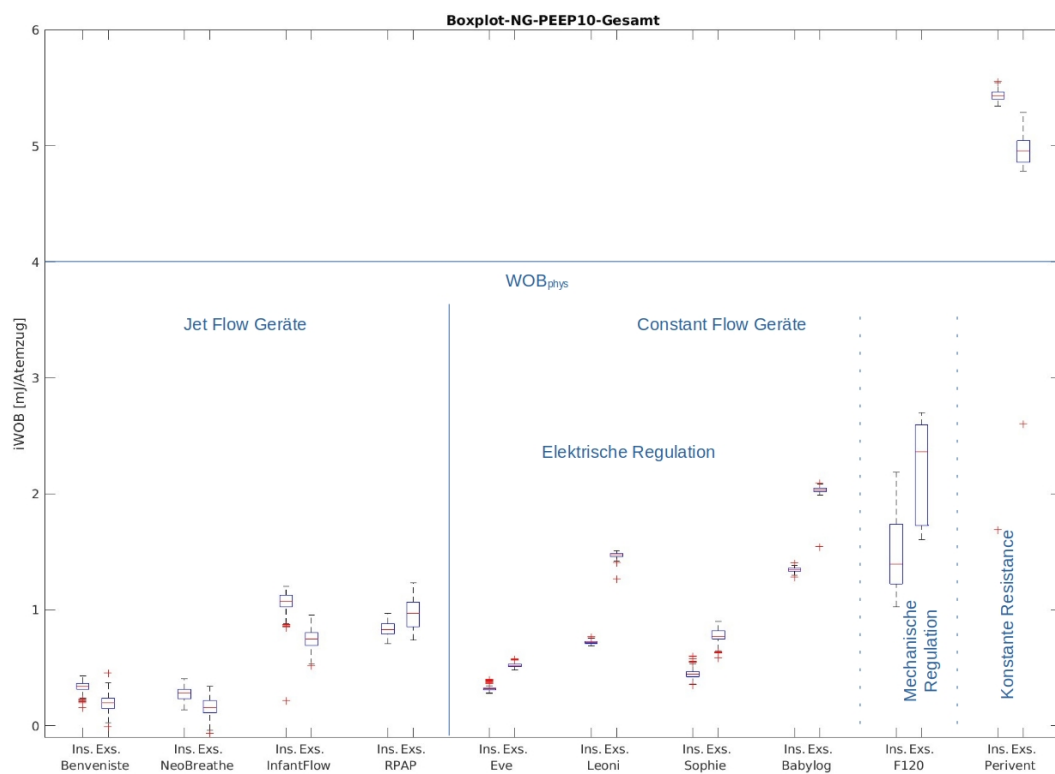
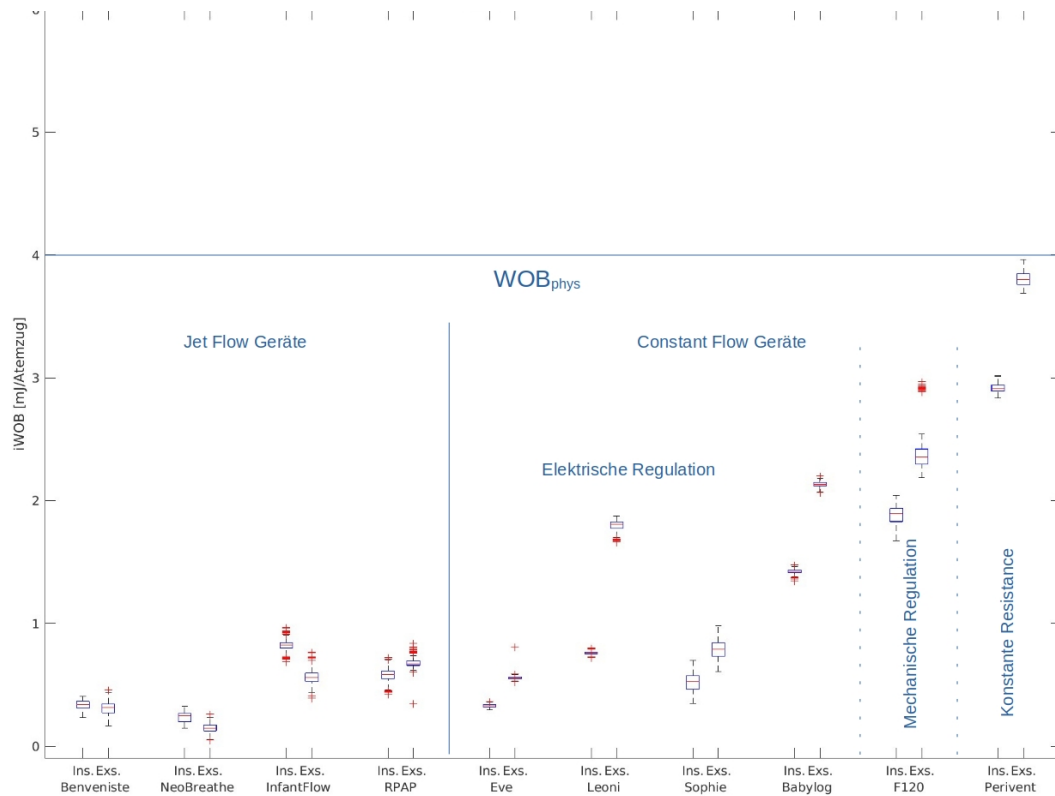


Abbildung 12: Boxplot in- und expiratorische zusätzliche Atemarbeit beim simulierten Neugeborenen und A: PEEP 5 bzw. B: PEEP 10 cmH₂O, die vorliegende Grafik wurde in abgewandelter Form in der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ bzw. dem zugehörigen online data supplemental veröffentlicht (53).

Beim simulierten Neugeborenen und PEEP von 5 cmH₂O wurde im Rahmen der zweifaktoriellen ANOVA ein signifikanter Unterschied zwischen mindestens zwei der untersuchten Geräte detektiert. Mithilfe des Post-Hoc-Tests wurde bei allen Geräten mit Ausnahme des Vergleichs von Benveniste® und Eve® ($p = 0,93$) (TabellTabelle 8) ein statistisch signifikanter Unterschied bezüglich der inspiratorischen iWOB beobachtet. Aufgrund vorhandener Interaktionen (Abbildung 13) war darüber hinaus der Unterschied in der iWOB_{insp} zwischen NeoBreathe® und Benveniste® bzw. Eve®, InfantFlow® und Leoni®, RPAP® und Sophie® als nicht signifikant zu werten. Die verbleibenden signifikanten Unterschiede für die iWOB_{insp} sind in Tabelle 6 rot hinterlegt.

Beim simulierten Neugeborenen und PEEP von 10cmH₂O wurde im Rahmen der zweifaktoriellen ANOVA ein signifikanter Unterschied zwischen mindestens zwei der untersuchten Geräte detektiert. Mithilfe des Post-Hoc-Tests wurde bei allen Geräten mit Ausnahme des Vergleichs von Benveniste® und Eve® ($p = 1,00$) (TabellTabelle 8) ein statistisch signifikanter Unterschied bezüglich der inspiratorischen iWOB beobachtet. Aufgrund vorhandener Interaktionen (Abbildung 13) war darüber hinaus der Unterschied in der iWOB_{insp} zwischen NeoBreathe® und Benveniste® bzw. Eve®, InfantFlow® und RPAP® bzw. F120® sowie Babylog® und F120® als nicht signifikant zu werten. Die verbleibenden signifikanten Unterschiede für die iWOB_{insp} sind in TabellTabelle 8 rot hinterlegt.

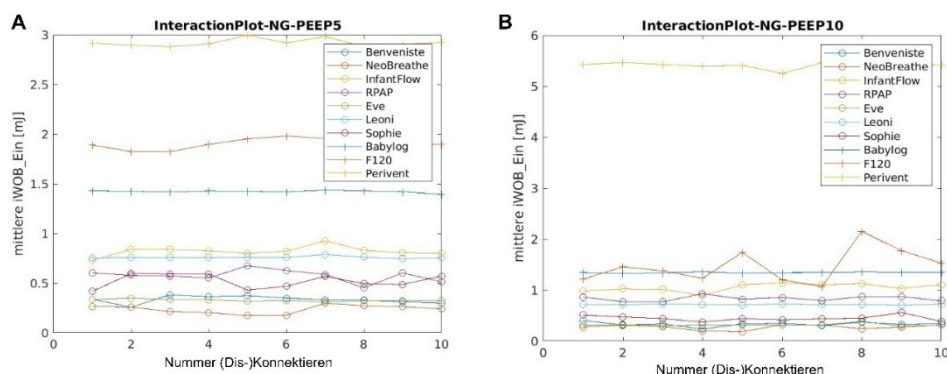


Abbildung 13: Interaction Plot der inspiratorischen iWOB beim simulierten Neugeborenen und A: PEEP 5 bzw. B: PEEP 10 cmH₂O, die vorliegende Grafik wurde in abgewandelter Form im online data supplemental der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).

Tabell

Tabelle 8: Übersicht über statistische Signifikanz des paarweisen Geräte Vergleichs unter Simulation eines Neugeborenen und bei A: PEEP 5 bzw. B: PEEP 10 cmH₂O, Interaktionen siehe zugehörige Interactionplots

A

NG-PEEP5	Benveniste	NeoBreathe	Infant Flow	RPAP	Eve	Leoni	Sophie	Babylog	F120	Perivent
Benveniste										
NeoBreathe	Interaktion									
Infant Flow										
RPAP										
Eve	0,926	Interaktion								
Leoni			Interaktion							
Sophie				Interaktion						
Babylog										
F120										
Perivent										
Interaktion und / oder keine statistische Signifikanz (p-Wert angegeben)										
Keine Interaktion UND statistisch signifikant										
Vergleich schon durchgeführt / nicht möglich										

B

NG-PEEP10	Benveniste	NeoBreathe	Infant Flow	RPAP	Eve	Leoni	Sophie	Babylog	F120	Perivent
Benveniste										
NeoBreathe	Interaktion									
Infant Flow										
RPAP			Interaktion							
Eve	0,996	Interaktion								
Leoni										
Sophie										
Babylog										
F120			Interaktion					Interaktion		
Perivent										
Interaktion und / oder keine statistische Signifikanz (p-Wert angegeben)										
Keine Interaktion UND statistisch signifikant										
Vergleich schon durchgeführt / nicht möglich										

3.3 Geräte ohne ermittelbare iWOB

Bei der Betrachtung des Kurvenverlauf des p-V-Diagramms des Servo-i® und des Hamilton-T1® (Abbildung 14 A und B) fiel eine Druckzunahme während der Inspiration und eine Druckabnahme während der Expiration auf. Dies könnte möglicherweise durch eine unerwünschte Überdruckbeatmung respektive aktive Atemunterstützung entstehen. Diese könnten durch die Atemzüge des Simulationspatienten getriggert werden, obwohl stets der reine CPAP-Modus am Gerät gewählt wurde. Eine weitere Ursache für den oben genannten Kurvenverlauf beim Hamilton-T1® könnte auch eine Überkompensation des CPAP-Modus sein. Um die Gerätevergleiche nicht durch diese oben genannten Unklarheiten zu verfälschen, wurden die Messungen des Servo-i® und Hamilton-T1® nicht in die oben aufgeführten quantitativen Auswertungen inkludiert.

Die durch die Atmung des Simulationspatienten hervorgerufenen Druckveränderungen (Abbildung 14 C) überlagerten sich mit den vom Bubble-CPAP® proprietär hervorgerufenen Oszillationen. Diese waren bereits bei alleiniger PEEP-Generierung und ohne Atmung des Patienten detektierbar (Abbildung 15). Die Überlagerung dieser beiden Druckschwankungen verhinderten die alleinige Auswertung der durch die Atmung hervorgerufenen und die zusätzliche Atemarbeit bedingenden Druckschwankungen mithilfe der oben dargestellten Methodik. Aus diesem Grund wurden auch die Messwerte des Bubble-CPAP® nicht in die unten aufgeführten quantitativen Auswertungen inkludiert.

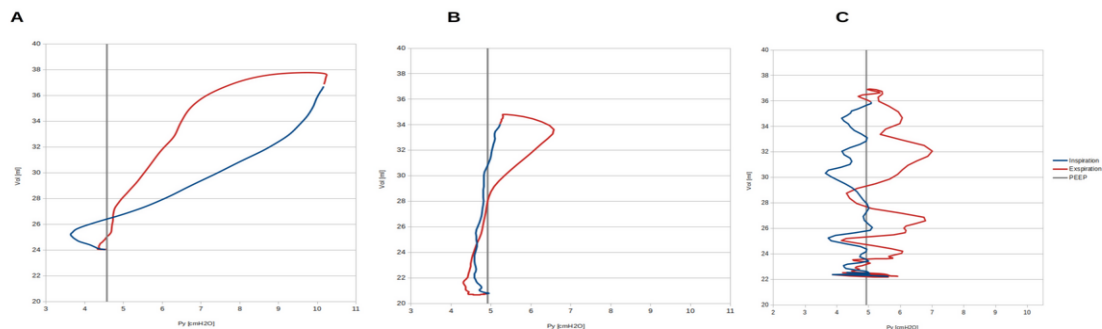


Abbildung 14: p-V-Loop eines Atemzugs beim simulierten Neugeborenen und PEEP von 5 cmH₂O unter Einsatz des A: Servo-i®, B: Hamilton-T1® und C: Bubble-CPAP®, die vorliegende Grafik wurde in abgewandelter Form in der Publikation „Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation“ veröffentlicht (53).

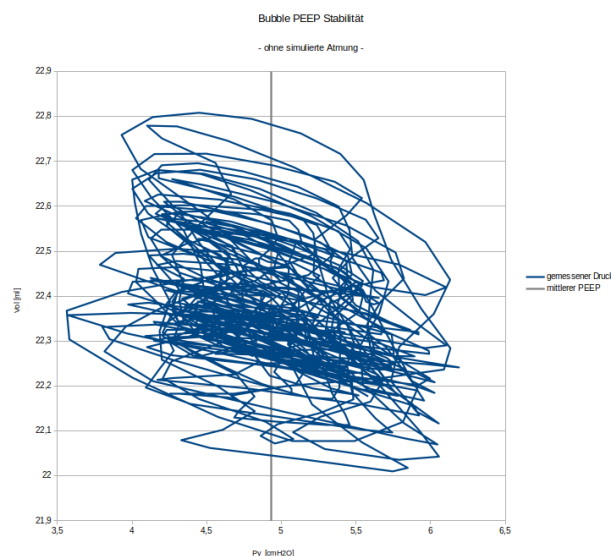


Abbildung 15: Bubble-CPAP®: Oszillationen im Bereich des Ziel-PEEP ohne Atmung des Simulationspatienten

3.4 Übersicht über Druckstabilität der Geräte

Da nicht bei allen Geräten die iWOB ermittelt werden konnte (3.3), wurden darüber hinaus alle untersuchten Geräte hinsichtlich ihrer Druckstabilität (PEEP-Konstanz) verglichen (Tabelle 9). Dabei zeigte sich eine unterschiedlich starke Abweichung der Druckminima und -maxima zum eingestellten Ziel-PEEP. Bei Nutzung des Benveniste®, NeoBreathe® und der Eve® divergierten sowohl der gemessene PEEP als auch die minimal und maximal gemessenen PEEP-Werte in einem vernachlässigbar kleinen Rahmen vom Ziel-PEEP. Andererseits konnten bei Leoni®, F120®, Perivent® und Servo-i® teilweise starke Druckschwankungen (PEEP-Verlust und PEEP-Zunahme) während der Atmung beobachtet werden. So schien eine exakte Einstellung des Ziel-PEEP bei der Leoni® nur schwer möglich zu sein, während die Abweichungen des eingestellten PEEP im Rahmen eines Atemzugs noch akzeptabel waren. Die gravierendste Instabilität des Ziel-PEEP zeigte sich beim F120® (Tabelle 9). Zusätzlich wurden starke PEEP-Diskrepanzen innerhalb eines Atemzugs detektiert. Entsprechend Gegensätzliches wurde beim Perivent® beobachtet, hier war zwar eine einwandfreie Einstellung des Ziel-PEEP möglich, allerdings kam es zu starken Druckschwankungen während eines Atemzyklus, resultierend in einer hohen iWOB_{insp} (3.2). Des Weiteren fielen beim Servo-i® starke Abweichungen innerhalb eines Atemzugs auf. So wurden hier unter Simulation eines Neugeborenen ein mehr als doppelt so hohes Druckmaximum detektiert, wie es der vermeintlich eingestellte Ziel-PEEP (Anzeige Gerät) vermittelte (Tabelle 9 und Abbildung 14 A).

*Tabelle 9: Übersicht über minimal und maximal gemessenen Druck P_y am y -Stück in cmH₂O, Abweichungen < 1 cmH₂O vom Ziel-PEEP grün, Abweichungen 1 – 2 cmH₂O vom Ziel-PEEP: gelb, Abweichungen 2 - 5 cmH₂O vom Ziel-PEEP orange, Abweichungen > 5 cmH₂O vom Ziel-PEEP rot, Abweichungen des tatsächlichen PEEP („exakter PEEP“) vom Ziel-PEEP
Abweichungen < 0,1 cmH₂O vom Ziel-PEEP grün, Abweichungen 0,1 bis 0,3 cmH₂O vom Ziel-PEEP: gelb, Abweichungen 0,3-0,5 cmH₂O vom Ziel-PEEP orange, Abweichungen > 0,5 cmH₂O vom Ziel-PEEP rot*

Gerät		FG PEEP 5 cmH ₂ O			FG PEEP 10 cmH ₂ O			NG PEEP 5 cmH ₂ O			NG PEEP 10 cmH ₂ O		
		Min	Exakter PEEP	Max	Min	Exakter PEEP	Max	Min	Exakter PEEP	Max	Min	Exakter PEEP	Max
aktiv	Benveniste®	4,71	5,00	5,48	9,59	9,84	10,61	4,60	5,01	5,76	9,39	9,91	10,85
	NeoBreathe®	4,70	4,97	5,33	9,63	9,98	10,56	4,68	4,97	5,58	9,50	9,98	10,79
	InfantFlow®	4,63	4,96	5,51	9,33	9,85	10,67	4,09	4,90	5,81	8,65	9,81	11,76
	RPAP®	4,65	4,69	5,48	9,66	9,84	10,71	4,34	4,82	5,79	9,13	9,89	11,35
	Medijet®	3,81	4,95	6,21	8,35	9,89	11,47	-	-	-	-	-	-
passiv	Eve®	4,71	5,03	5,64	9,70	9,99	10,60	4,57	4,99	6,40	9,57	9,95	11,30
	Leoni®	5,02	5,54	6,67	9,95	10,46	11,47	4,65	5,53	8,25	9,62	10,47	12,66
	Sophie®	4,55	5,08	6,44	9,45	9,84	10,84	4,21	5,08	8,16	9,14	9,81	12,56
	Babylog®	4,34	4,94	6,24	9,05	9,72	10,96	3,59	5,00	7,99	8,59	9,88	12,74
	F120®	4,85	5,49	6,81	9,95	10,98	12,48	4,93	6,08	10,15	8,96	10,11	13,20
	Perivent®	3,69	4,99	6,37	7,45	10,01	11,86	2,26	5,00	8,94	4,63	10,00	15,24
	Hamilton-T1®	4,63	4,93	5,68	9,52	9,96	10,87	4,30	4,98	6,73	9,17	10,00	11,90
	Servo-i®	2,32	4,66	5,23	6,34	9,54	10,23	3,57	4,80	12,62	8,47	9,67	19,03
	Bubble	3,64	5,13	7,63	7,72	10,11	13,46	3,42	4,94	7,90	7,24	9,99	14,82

3.5 Vergleich der $iWOB_{insp}$ in Abhängigkeit des PEEP-Niveaus (5 vs. 10 cmH₂O)

Bei Vergleich des PEEP-Niveaus (PEEP 5 vs. 10 cmH₂O) beim simulierten Früh- bzw. Neugeborenen fiel auf, dass ausschließlich bei passiven Geräten mit elektrischer Regulation eine zuverlässige Reduktion der zusätzlichen inspiratorischen Atemarbeit bei einer Erhöhung des PEEP-Niveaus erreicht wurde (Tabelle 5 und Tabelle 10).

Unter PEEP-Anstieg war beim Perivent® teilweise ein Anstieg der zusätzlichen inspiratorischen Atemarbeit um nahezu 2,5 mJ / Atemzug zu beobachten (Tabelle 11). Bei allen Messungen des Perivent® wurde ein statistisch signifikanter Anstieg der zusätzlichen inspiratorischen Atemarbeit unter Steigerung des PEEP-Niveaus beobachtet.

Im Gegensatz dazu blieb beim NeoBreathe® auch bei Erhöhung des PEEP-Niveaus die $iWOB_{insp}$ nahezu gleich ($p = 0,21$ beim Frühgeborenen, Tabelle 10 vs. $p = 0,54$ beim Neugeborenen, Tabelle 11). Bei allen anderen aktiven Geräten (NeoBreathe®, InfantFlow®, RPAP®, Medijet®) führte eine PEEP-Steigerung zu einer unterschiedlich hohen, aber jeweils statistisch signifikanten Erhöhung der zusätzlichen inspiratorischen Atemarbeit.

Während unter Simulation eines Frühgeborenen beim F120® eine statistisch signifikante Zunahme der zusätzlichen inspiratorischen Atemarbeit unter Anstieg des PEEP-Niveaus zu beobachten war, kam es unter Simulation eines Neugeborenen zu einer statistisch signifikanten Reduktion der $iWOB$ (Tabelle 10 und Tabelle 11).

Tabelle 10: Ergebnisse der mehrfaktoriellen ANOVA bei PEEP-Vergleich unter Simulation eines Frühgeborenen

FG	iWOB _{insp} PEEP 5 [mJ / Atemzug]	iWOB _{insp} PEEP 10 [mJ / Atemzug]	IWOB _{insp} (PEEP10) – iWOB _{insp} (PEEP5) [mJ / Atemzug]	P-Value
Benveniste®	0,07	0,07	0,00	0,21
NeoBreathe®	0,07	0,07	0,00	< 0,001
InfantFlow®	0,07	0,11	0,04	< 0,001
RPAP®	0,05	0,12	0,07	< 0,001
Medijet®	0,35	0,47	0,12	< 0,001
Eve®	0,08	0,07	-0,01	< 0,001
Leoni®	0,14	0,14	0,00	< 0,001
Sophie®	0,11	0,08	-0,03	< 0,001
Babylog®	0,24	0,23	-0,01	< 0,001
F120®	0,30	0,36	0,06	< 0,001
Perivent®	0,41	0,80	0,39	< 0,001
Hamilton-T1®	Keine iWOB-Messung möglich			
Servo-i®	Keine iWOB-Messung möglich			
Bubble CPAP	Keine iWOB-Messung möglich			

Tabelle 11: Ergebnisse der mehrfaktoriellen ANOVA bei PEEP-Vergleich unter Simulation eines Neugeborenen

NG	iWOB _{insp} PEEP 5 [mJ / Atemzug]	iWOB _{insp} PEEP 10 [mJ / Atemzug]	IWOB _{insp} (PEEP10) – iWOB insp (PEEP5) [mJ / Atemzug]	P-Value
Benveniste®	0,33	0,33	0,00	0,54
NeoBreathe®	0,24	0,27	0,03	< 0,001
InfantFlow®	0,82	1,05	0,23	< 0,001
RPAP®	0,58	0,83	0,25	< 0,001
Eve®	0,33	0,32	-0,01	< 0,001
Leoni®	0,76	0,72	-0,04	< 0,001
Sophie®	0,52	0,45	-0,07	< 0,001
Babylog®	1,42	1,35	-0,07	< 0,001
F120®	1,88	1,48	-0,40	< 0,001
Perivent®	2,92	5,41	2,49	< 0,001
Hamilton-T1®	Keine iWOB-Messung möglich			
Servo-i®	Keine iWOB-Messung möglich			
Bubble CPAP	Keine iWOB-Messung möglich			

3.6 Untersuchung der Flowabhängigkeit des Perivent®

Es konnte gezeigt werden, dass die zusätzliche inspiratorische und expiratorische Atemarbeit des Perivent® flowabhängig ist (Abbildung 16). So bewirkte eine Erhöhung des Flows von 8 l / min auf 15 l / min eine statistisch signifikante Senkung der inspiratorischen und expiratorischen Atemarbeit (Tabelle 12 und Abbildung 17). Die zusätzliche inspiratorische Atemarbeit konnte im Mittel um etwa 30 % gesenkt werden. Die Reduktion der zusätzlichen expiratorischen Atemarbeit lag durchschnittlich bei etwa 23 %.

Tabelle 12: Flowabhängigkeit der zusätzlichen inspiratorischen und expiratorischen Atemarbeit [mJ / Atemzug] beim Perivent

	Flow 8 l / min		Flow 15 l / min	
	iWOB _{insp}	iWOB _{exp}	iWOB _{insp}	iWOB _{exp}
FG PEEP5	0,41	0,37	0,33	0,33
FG PEEP10	0,80	0,62	0,51	0,46
NG PEEP5	2,92	3,79	2,02	2,70
NG PEEP10	5,42	5,03	3,60	3,64

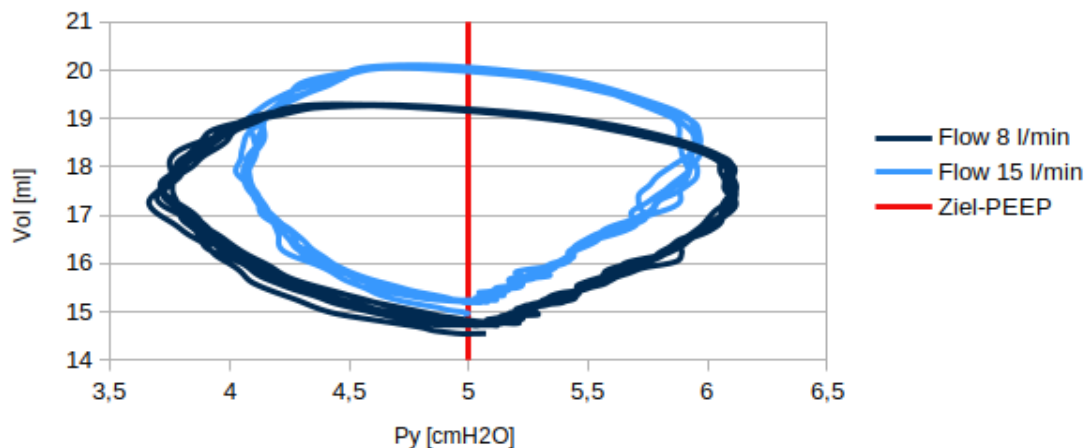


Abbildung 16: p-V-Diagramm des Flow-Vergleichs des Perivent unter Simulation eines Frühgeborenen bei PEEP 5 cmH₂O

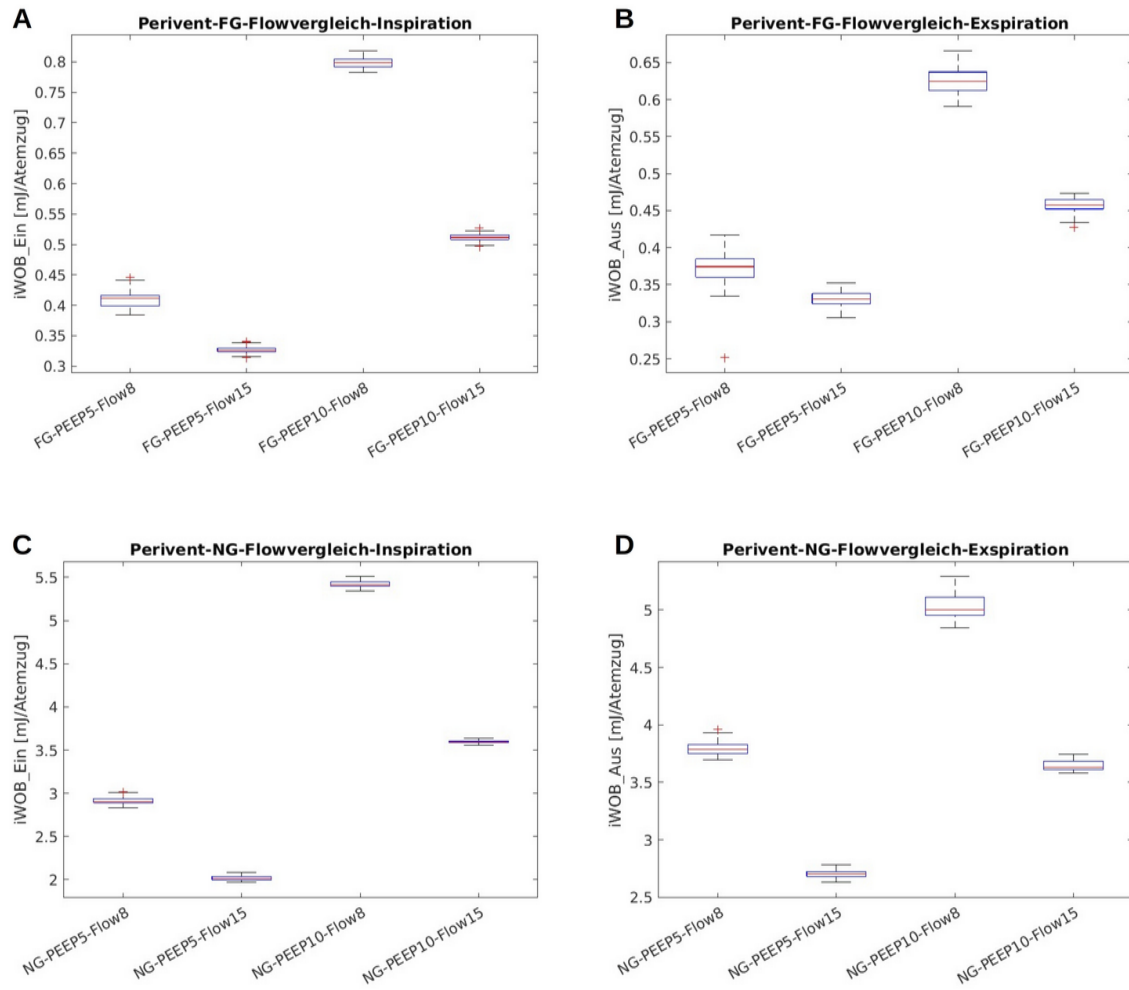


Abbildung 17: Boxplot: Vergleich der iWOB des Perivent in Abhängigkeit des Flows A: iWOB_{insp} beim simulierten Frühgeborenen, B: iWOB_{exp} beim simulierten Frühgeborenen, C: iWOB_{insp} beim simulierten Neugeborenen, D: iWOB_{exp} beim simulierten Neugeborenen

4 Diskussion

Die hier vorliegende Studie ermöglicht den bislang umfassendsten Vergleich von CPAP-Geräten hinsichtlich der iWOB. Aufgrund der Berücksichtigung von Störfaktoren (Konnektieren und Diskonnektieren der Schläuche) mithilfe der zweifaktoriellen ANOVA sind die oben dargestellten Ergebnisse sehr zuverlässig. Die erhobenen Daten ermöglichten es, alle primären (Gerätevergleich hinsichtlich der iWOB_{insp} und Druckstabilität) und sekundären Fragestellungen (Einfluss des PEEP-Niveau auf die iWOB_{insp} und Flowabhängigkeit des Perivent) zu beantworten. Trotz vorhandener Limitationen können die Ergebnisse wertvolle Ansätze für die klinische Forschung und den klinischen Alltag bieten.

4.1 Diskussion des Gerätevergleichs hinsichtlich der iWOB_{insp})

4.1.1 Zusammenfassung und Bewertung des Gerätevergleichs

Im Rahmen unserer in-vitro Versuche wurden unterschiedliche Werte für iWOB_{insp} ermittelt. Diese unterschieden sich sowohl zwischen den eingesetzten Technologien als auch den Geräten.

Es wurde ein deutlicher Einfluss des Prinzips der PEEP-Generierung auf die Höhe der iWOB_{insp} festgestellt. So führte das Prinzip der konstanten Resistance zu einer höheren iWOB_{insp} als die mechanische Regulation eines Constant-Flow-Devices und der Jet-Flow-Devices (mit Ausnahme des Medijet) oder Constant-Devices mit elektrischer Regulation.

Über alle Szenarien hinweg wurde die niedrigste iWOB_{insp} bei den Geräten Benveniste®, NeoBreathe® und Eve® und die höchste iWOB_{insp} beim Perivent® beobachtet (Tabelle 13).

Tabelle 13: Übersicht über Geräte mit der jeweils statistisch signifikant niedrigsten bzw. höchsten iWOB je simuliertem Patienten und PEEP-Niveau

	FG PEEP5	FG PEEP10	NG PEEP5	NG PEEP10
Niedrigste iWOB_{insp}	RPAP®	Eve® NeoBreathe® Benveniste®	NeoBreathe® Eve® Benveniste®	
Höchste iWOB_{insp}	Perivent®	Perivent®	Perivent®	

Beim simulierten Frühgeborenen und PEEP 5 cmH₂O war zwar die beim RPAP beobachtete inspiratorische iWOB statistisch signifikant niedriger als die aller anderen untersuchten Geräte, allerdings ist die im Vergleich zum Benveniste®, NeoBreathe® und InfantFlow® hohe Streuung der iWOB_{insp} des RPAP® zu berücksichtigen (Abbildung 10 und Tabelle 5).

InfantFlow® und RPAP® zeigten im Modell eines kleinen Frühgeborenen eine geringe inspiratorische iWOB, während diese beim Neugeborenen-Modell deutlich größer war. Dies könnte möglicherweise auf den geringeren Unterschied zwischen Systemfluss und maximalem inspiratorischen Fluss zurückzuführen sein und könnte auf potentielle Grenzen dieses CPAP-Typs bei größeren Patienten hinweisen. Der genaue Mechanismus der Zunahme der iWOB_{insp} bei diesen Geräten ist unbekannt. Daher kann kein *cut-off* definiert werden, ob und wann in der Klinik von einem Einsatz dieser beiden Geräte abgeraten werden sollte. Diese Beobachtung spricht aber für eine zurückhaltende Interpretation und Bewertung der niedrigen gemessenen iWOB_{insp} durch den RPAP®.

Das Beatmungsgerät „Sophie®“ verfügte zwar über eine statistisch signifikant größere iWOB_{insp}, diese war aber deutlich geringer als bei einem Großteil der anderen untersuchten Geräte.

Innerhalb der Gruppe der passiven Geräte mit elektrischer Regulation wurden Unterschiede in der $iWOB_{insp}$ beobachtet. So stieg die inspiratorische $iWOB$ stets in folgender Reihenfolge an: Eve® < Sophie® < Leoni® < Babylog®. Die geräteabhängige Flow-Einstellung bei Eve® bzw. Sophie® im Gegensatz zu der festen Flow-Einstellung durch den Anwender bei Leoni® bzw. Babylog® könnte eine Ursache dafür sein. Darüber hinaus scheint die Turbinensteuerung der Eve® über eine exaktere und schnellere Druckmessung und -anpassung zu verfügen als die in der Sophie verbaute Druckanpassung. Die deutlich höhere inspiratorische $iWOB$ des Babylog® im Vergleich zur Leoni® könnte durch das höhere Alter des Geräts bedingt sein. Möglicherweise können durch ältere Drucksensoren keine feinen Druckunterschiede erkannt werden. Dadurch würde die Regulation des Ventils erst nach einer größeren Druckänderung stattfinden und $iWOB$ somit maximieren.

Allgemein wurde bei den aktiven Geräten und beim F120® eine stärkere Streuung der ermittelten Werte für $iWOB_{insp}$ beobachtet. Eine mögliche Erklärung dafür ist die komplexe Strömungsphysik, die den aktiven Geräten zugrunde liegt. So erfolgt hier keine artifizielle und stetige Nachregulation des PEEP, sondern kleinere Unterschiede in der Strömungsmechanik können bereits zu unterschiedlicher $iWOB_{insp}$ führen. Auch die mechanische Regulation mittels Federventil des F120® ist vermutlich für kleinste Strömungsunterschiede anfälliger.

Abschließend ist die Beobachtung einer deutlichen Zunahme der inspiratorischen $iWOB$ beim Perivent® mit Anstieg des PEEP-Niveaus und der Größe des Kindes (Frühgeborenes vs. Neugeborenes) zu erwähnen. Der Aufbau des PEEP erfolgt beim Perivent® durch eine Anpassung des Durchmessers des Luftstroms. Um den Ziel-PEEP zu erhalten, muss dieser sowohl bei steigendem PEEP als auch bei einem größeren Kind verkleinert werden. Die durch die Atmung des Kindes hervorgerufenen Flussveränderungen können bei einem kleineren Durchflussquerschnitt einen größeren nichtlinearen Einfluss auf die Stabilität des Drucks haben und so zu einer erhöhten $iWOB_{insp}$ führen.

4.1.2 Vergleich des Ergebnisses mit der aktuellen Studienlage

Eine Vergleichbarkeit mit der aktuellen Studienlage ist nur bedingt möglich. So unterscheiden sich die durchgeführten Studien hinsichtlich der simulierten Patienten (Atemfrequenz, Tidalvolumen, Anzahl untersuchter Patienten), der Anzahl an ausgewerteten Atemzügen und Versuchswiederholungen, der untersuchten Geräte, der verwendeten Interfaces und der darüber hinaus berücksichtigten Nebeneffekte (Interfaces, Lecks, Flows) (Tabelle 14). Allen Studien gemein ist die Ermittlung der iWOB als Fläche innerhalb des Druck-Volumen-Loops.

Allgemein lässt sich jedoch feststellen, dass die von uns ermittelte $iWOB_{\text{insp}}$ in derselben Größenordnung wie die von Donaldsson et al. (22) und Drevhammar et al. (33) ermittelte rangiert. Demgegenüber beobachteten Moa et al. (54) und Falk et al. (36) eine zwei- bis dreifach größere iWOB bzw. $iWOB_{\text{insp}}$. Diese ist möglicherweise auf das ca. doppelt so hoch eingestellte Tidalvolumen (Moa et al. (54) und Falk et al. (36) $V_{\text{tid}} = 30 \text{ ml}$ vs. Sterzik et al. $V_{\text{tid}} = 14 \text{ ml}$) zurückzuführen, wobei die Frage offenbleibt, wie hoch die Aussagekraft bei atypisch hohen Tidalvolumina ist, die in der Praxis insbesondere bei Frühgeborenen nicht vorkommen. Bei einer Normierung der Atemarbeit auf $[\text{mJ} / \text{ml Atemzug}]$ wäre also auch hier die Atemarbeit in etwa in derselben Größenordnung (10.7.2). Analog dazu beobachtete Klausner et al. bei einem kleineren V_{tid} eine kleinere $iWOB_{\text{insp}}$. Dennoch ist anhand der Daten von Donaldsson et al. (22) davon auszugehen, dass eine Verdopplung des Tidalvolumens nicht automatisch zu einer Verdopplung der $iWOB_{\text{insp}}$ führt (10.7.5).

Tabelle 14: Übersicht über in Studien gemessene iWOB

Studie (Autor und Jahr)	Simulierte Patienten	Verglichene Geräte	PEEP Niveau [cmH ₂ O]	Anzahl ausgewertete Atemzüge	Weitere untersuchte Einflüsse	Ergebnis iWOB [mJ / Atemzug]
Klausner et al 1996	f = 45 / min V _{tid} = 12,1 ml	InfantFlow konventionelles Gerät: Hudson RCI	5	Je ~ 35 → gesamt 70	-	<i>Inspiratorisch:</i> KonventionellesGerät: InfantFlow: 0,510 0,135
Donaldsson et al 2017	f = 60 V _{tid} = 16 bzw. 32 ml	Perivent Neues jet Flow Gerät	3-9, Intervall 1	?	Interfaces	<i>Inspiratorisch:</i> V _{tid} = 16 ml, PEEP = 5 cmH ₂ O und Prong Perivent: NeuesSystem: 2,86 0,23
Moa et al 1988	f = 50 / min V _{tid} = 30 ml	InfantFlow vs konventionelles CPAP (Ambu International)	2,0 cmH ₂ O 5,2 cmH ₂ O 10,2 cmH ₂ O	?	Leck (je 2, 3 und 6 l / min)	Gesamt: PEEP = 5 cmH ₂ O InfantFlow: Ambu: 1,0 7,0
Falk et al 2017	f = 60 / min V _{tid} = 32 ml	Medijet Perivent Benveniste InfantFlow	3 – 10 cmH ₂ O	Je PEEP und Gerät ca. 50 → gesamt 3200	unterschiedliche Clips und Flows	<i>Inspiratorisch:</i> PEEP = 5 cm H ₂ O Medijet(Einwegartikel): Perivent(Flow8/min): Benveniste: InfantFlow: 10,67 11,29 4,71 1,44
Drevhammar et al 2012	FG (1,3 kg): f = 94 / min V _{tid} = 8,5 ml NG (3,4 kg) f = 50 / min	Perivent Medijet Benveniste Hamilton Universal (Araballa) Bubble-CPAP	2,4 und 8 cmH ₂ O	Je Kind, Gerät und PEEP 14 → gesamt: 1624	Unterschiedliche Leaks (1,2 und 4 l / min), mit und ohne Prongs	<i>Inspiratorisch:</i> FG PEEP 4 cmH ₂ O mit Prongs: AirLife: Bubble-CPAP: Benveniste: Hamilton-Univ: InfantFlow: Medijet 0,14 0,47 0,27 0,27 0,12 1,07

	$V_{sd} = 30,8 \text{ ml}$	AirLife InfantFlow				<i>Inspiratorisch:</i> NG: PEEP 4 cmH ₂ O mit Prongs: AirLife: 1,56 Bubble-CPAP: 3,68 Benveniste: 5,52 Hamilton-Univ: 2,40 InfantFlow: 1,49 Medijet 9,48
Sterzik et al 2025	FG: f = 80 / min $V_{sd} = 4,5 \text{ ml}$ NG: f = 60 / min $V_{sd} = 14 \text{ ml}$	Benveniste NeoBreathe InfantFlow RPAP Medijet (nur FG) Eve Leoni Sophie Babylog F120 Perivent	Je 5 und 10 cm H2O	Je Kind, PEEP und Gerät 150 → gesamt 8100 (Dissertation) bzw. 9300 (Veröffentlichung bei pediatric research, 53)	Flow-Abhängigkeit Perivent	<i>Inspiratorisch:</i> FG PEEP 5 cmH ₂ O Benveniste: 0,074 NeoBreathe: 0,065 InfantFlow: 0,070 RPAP: 0,051 Medijet: 0,345 Eve: 0,084 Leoni: 0,144 Sophie: 0,109 Babylog: 0,241 F120: 0,302 Perivent: 0,407 <i>Inspiratorisch:</i> NG PEEP 5 cmH ₂ O: Benveniste: 0,334 NeoBreathe: 0,236 InfantFlow: 0,823 RPAP: 0,577 Eve: 0,328 Leoni: 0,759 Sophie: 0,522 Babylog: 1,422 F120: 1,986 Perivent: 2,921

Wie in den von uns durchgeführten Versuchen beobachteten auch Falk et al. (36) und Drevhammar et al. (33) beim Benveniste® und InfantFlow® eine geringere iWOB bzw. iWOB_{insp} als beim Medijet®. Falk et al. (36) führt dies darauf zurück, dass Medijet-Geräte der neueren Generation mehr und mehr Geräten mit konstanter Resistance ähneln und der Jet-Flow-Mechanismus durch die Weiterentwicklung des Devices in den Hintergrund rückt.

Während Falk et al. (36) und Drevhammar et al. (33) beim simulierten Neugeborenen eine geringere iWOB_{insp} beim InfantFlow® als mit dem Benveniste® beobachteten, beobachteten wir das Gegenteil (Tabelle 14). Falk et al. (36) ermittelte eine inspiratorische iWOB von 4,71 mJ / Atemzug und Drevhammar et al. (33) von 5,52 mJ / Atemzug unter Nutzung des Benveniste®. Die durch uns berechnete inspiratorische iWOB des Benveniste® liegt dagegen nur bei 0,33 mJ / Atemzug. Eine mögliche Erklärung für diese Diskrepanzen ist neben dem oben erwähnten erhöhten Tidalvolumen und dessen noch nicht vollständig verstandenen Einfluss auf die iWOB_{insp} die Nutzung unterschiedlicher Interfaces. So ermittelte Falk et al. (36) die iWOB_{insp} des InfantFlow® unter Nutzung von L-Prongs mit einem ID von 3,5 mm, während bei der Untersuchung des Benveniste® kein Druckanschluss und keine Prongs verwendet wurden. Des Weiteren adaptierte Drevhammar et al. (33) beim InfantFlow® die Pronggröße an die Größe des Kindes (FG: ID: 3,0 mm, NG: ID: 3,5 mm), während sich der Durchmesser beim Benveniste® offensichtlich nicht änderte (FG: ID: 2,5 mm, NG: ID: 2,5 mm). Dies führt zu einer mangelhaften Vergleichbarkeit der beiden Geräte, sodass die von Falk et al. (36) und Drevhammar et al. (33) ermittelte iWOB_{insp} des Benveniste® möglicherweise nur eingeschränkt zu bewerten sind. Gleichzeitig muss angemerkt werden, dass unsere Ergebnisse möglicherweise durch ein größeres Leck bei Verwendung der Infantflow bzw. RPAP Prongs verglichen mit den Stephan-Prongs (u.a. Verwendung bei Benveniste) verfälscht sein könnten.

Da der RPAP® das einzige aktive System mit der Möglichkeit einer Überdruckbeatmung ist und damit eine Besonderheit darstellt, wurde dieses Gerät sowohl in-vitro (55) als auch in-vivo (56) mit dem Perivent® verglichen. Dabei wurde im Zuge einer klinischen Studie eine niedrigere Intubationsrate bei

Primärversorgung mit dem RPAP® verglichen mit dem Perivent® beobachtet (56). Die im Rahmen der in-vitro Versuche ermittelte Druckinstabilität (55) ist vergleichbar mit der von uns festgestellten. Die gleichzeitig ermittelte Standardabweichung der Maximal- und Minimaldrücke des RPAP® liegt wie auch in unseren Messungen auf einem ähnlichen Niveau wie die des Perivent® (10.7.6). Dies stärkt die Annahme, dass vor allem beim simulierten Neugeborenen die Geräte Benveniste®, NeoBreathe® und Eve® über eine bessere Druckstabilität und damit geringere iWOB verfügen.

4.2 Diskussion der Druckstabilität

Die unterschiedlichen Mechanismen zur PEEP-Regulation führen zu unterschiedlich starken Abweichungen vom Ziel-PEEP (Tabelle 9 und Tabelle 15). Beim Servo-i® wurde nahezu eine Verdopplung des gewünschten PEEP beobachtet (Ziel-PEEP 10 cmH₂O, maximal gemessener Druck: 19 cmH₂O). Drevhammar et al ermittelte 2012 (33) und 2013 (49) mit unseren Daten vergleichbare Abweichungen vom Ziel-PEEP bei der Untersuchung von Benveniste®, InfantFlow®, Medijet®, Perivent®, Babylog®, Bubble-CPAP®, Hamilton-T1® (Tabelle 15). Bei der Untersuchung der Leoni® beobachtete Drevhammar et al. (49) deutlich höhere Schwankungen um den Ziel-PEEP als wir. Eine mögliche Ursache dafür könnte die von Drevhammar et al. (49) durchgeführte Überdruckbeatmung während der Messungen der Leoni® sein, während wir unsere Daten im reinen CPAP-Modus erhoben. Des Weiteren wurden bei Drevhammar et al. (49) keine vergleichbar hohen Spitzendrücke beim Servo-i® beobachtet. Um eine verlässliche Aussage über die Sicherheit des Servo-i® bezüglich hoher Druckschwankungen treffen zu können sind daher weitere Untersuchungen nötig.

Tabelle 15: Vergleich der Messergebnisse der Literatur mit den von uns erhobenen Werten: Angabe von pressure increase / decrease in cmH₂O, Summe aus decrease (d) und increase (i) < 1 cmH₂O grün eingefärbt, 1-4 cmH₂O gelb hinterlegt; 4-10 cmH₂O orange eingefärbt, > 10 cmH₂O vom Ziel-PEEP rot

	Literatur	Sterzik et al 2025 (53)
Benveniste®	Drevhammar et al. 2012(33) : CPAP cannula M: ID: 2,5 mm CPAP cannula L: ID: 2,5 mm	M-Prong: ID: 3,1 mm L-Prong ID: 4,2 mm
	FG PEEP 4: d: 0,38 cmH ₂ O, i: 0,26 cmH ₂ O	FG PEEP 5: d: 0,29 cmH ₂ O, i: 0,48 cmH ₂ O
	FG PEEP 8: d: 0,44 cmH ₂ O, i: 0,32 cmH ₂ O	FG PEEP 10: d: 0,25 cmH ₂ O, i: 0,7 cmH ₂ O
	NG PEEP 4: d: 2,23 cmH ₂ O, i: 1,57 cmH ₂ O	NG PEEP 5: d: 0,41 cmH ₂ O, i: 0,75 cmH ₂ O
	NG PEEP 8: d: 2,31 cmH ₂ O, i: 1,53 cmH ₂ O	NG PEEP 10: d: 0,52 cmH ₂ O, i: 0,94 cmH ₂ O
InfantFlow®	Drevhammar et al. 2012(33): M-Prong: ID: 3,0 mm L-Prong: ID: 3,5 mm	S-Prong: ID: 3,6 mm L-Prong: ID: 4,0 mm
	FG PEEP 4: d: 0,26 cmH ₂ O, i: 0,30 cmH ₂ O	FG PEEP 5: d: 0,33 cmH ₂ O, i: 0,55 cmH ₂ O
	FG PEEP 8: d: 0,33 cmH ₂ O, i: 0,33 cmH ₂ O	FG PEEP 10: d: 0,52 cmH ₂ O, i: 0,58 cmH ₂ O
	NG PEEP 4: d: 0,67 cmH ₂ O, i: 0,51 cmH ₂ O	NG PEEP 5: d: 0,81 cmH ₂ O, i: 0,91 cmH ₂ O
	NG PEEP 8: d: 0,82 cmH ₂ O, i: 0,87 cmH ₂ O	NG PEEP 10: d: 1,16 cmH ₂ O, i: 1,95 cmH ₂ O
RPAP®	Kuypers et al. 2023(55): Maske	L-Prong: ID: 4,0 mm
	NG PEEP 7: d: 1,1 cmH ₂ O, i: 1,9 cmH ₂ O	NG PEEP 5: d: 0,48 cmH ₂ O, i: 0,97 cmH ₂ O
		NG PEEP 10: d: 0,76 cmH ₂ O, i: 1,46 cmH ₂ O
Medijet®	Drevhammar et al. 2012(33): M-Prong: ID: 2,9 mm L-Prong: ID: 3,6 mm	M-Prong: ID: 3,5 mm keine Messung des NG mgl
	FG PEEP 4: d: 1,57 cmH ₂ O, i: 1,61 cmH ₂ O	FG PEEP 5: d: 1,14 ml, i: 1,26 cmH ₂ O
	FG PEEP 8: d: 2,12 cmH ₂ O, i: 2,15 cmH ₂ O	FG PEEP 10: d: 1,54 cmH ₂ O, i: 1,58 cmH ₂ O
	NG PEEP 4: d: 4,32 cmH ₂ O, i: 4,63 cmH ₂ O	Keine Messung mgl da PEEP nicht einstellbar
	NG PEEP 8: d: 6,11 cmH ₂ O, i: 5,82 cmH ₂ O	
Perivent®	Drevhammar et al. 2012(33): nur ohne Prongs	M-Prong: ID: 3,1 mm L-Prong: ID: 4,2 mm
	FG PEEP 4: d: 1,21 cmH ₂ O, i: 1,30 cmH ₂ O	FG PEEP 5: d: 1,3 cmH ₂ O, i: 1,38 cmH ₂ O
	FG PEEP 8: d: 2,26 cmH ₂ O, i: 2,41 cmH ₂ O	FG PEEP 10: d: 2,56 cmH ₂ O, i: 1,85 cmH ₂ O
	NG PEEP 4: d: 3,02 cmH ₂ O, i: 3,11 cmH ₂ O	NG PEEP 5: d: 2,74 cmH ₂ O, i: 3,94 cmH ₂ O
	NG PEEP 8: d: 6,06 cmH ₂ O, i: 6,08 cmH ₂ O	NG PEEP 10: d: 5,37 cmH ₂ O, i: 5,24 cmH ₂ O
Leoni Plus®	Drevhammar et al. 2013(49): pressure support M-Prongs: ID: 2,9 mm, L-Prongs: ID: 3,3 mm	Kein pressure support M-Prong: ID: 3,1 mm, L-Prong ID: 4,2 mm
	FG PEEP 5: d: 1,48 cmH ₂ O, i: 1,25 cmH ₂ O	FG PEEP 5: d: 0,52 cmH ₂ O, i: 1,13 cmH ₂ O
	FG PEEP 9: d: 1,63 cmH ₂ O, i: 1,50 cmH ₂ O	FG PEEP 10: d: 0,51, i: 1,01 cmH ₂ O
	NG PEEP 5: d: 2,91 cmH ₂ O, i: 5,52 cmH ₂ O	NG PEEP 5: d: 0,88 cmH ₂ O, i: 2,72 cmH ₂ O
	NG PEEP 9: d: 3,30 cmH ₂ O, i: 6,17 cmH ₂ O	NG PEEP 10: 0,85 cmH ₂ O, i: 2,19 cmH ₂ O
Babylog®	Drevhammar et al. 2013(49) : Babylog® VN 500 Pressure support M-Prong: ID: 2,9 mm	Babylog® 8000plus Kein pressure support M-Prong: ID: 3,1 mm L-Prong ID: 4,2 mm

	L-Prong ID: 3,5 mm	
	FG PEEP 5: d: 1,28 cmH ₂ O, i: 0,86 cmH ₂ O	FG PEEP 5: d: 0,6 cmH ₂ O, i: 1,3 cmH ₂ O
	FG PEEP 9: d: 1,41 cmH ₂ O, i: 0,95 cmH ₂ O	FG PEEP 10: d: 0,67 cmH ₂ O, i: 1,24 cmH ₂ O
	NG PEEP 5: d = 2,33 cmH ₂ O, i: 2,08 cmH ₂ O	NG PEEP 5: d: 1,41 cmH ₂ O, i: 2,99 cmH ₂ O
	NG PEEP 9: d = 2,39 cmH ₂ O, i: 2,21 cmH ₂ O	NG PEEP 10: d: 1,29 cmH ₂ O, i: 2,86 cmH ₂ O
Bubble-CPAP®	Drevhammar et al. 2012(33): Prongs FG: ID: 2,9 mm Prongs NG: ID: 3,5 mm	M-Prong: ID: 3,1 mm L-Prong: ID: 4,2 mm
	FG PEEP 4: d: 1,8 cmH ₂ O, i: 1,66 cmH ₂ O	FG PEEP 5: d: 1,49 cmH ₂ O, i: 2,5 cmH ₂ O
	FG PEEP 8: d: 2,13 cmH ₂ O, i: 1,81 cmH ₂ O	FG PEEP 10: d: 2,39 cmH ₂ O, i: 3,35 cmH ₂ O
	NG PEEP 4: d: 2,52 cmH ₂ O, i: 2,66 cmH ₂ O	NG PEEP 5: d: 1,52 cmH ₂ O, i: 2,96 cmH ₂ O
	NG PEEP 8: d: 2,89 cmH ₂ O, i: 2,43 cmH ₂ O	NG PEEP 10: d: 2,75 cmH ₂ O, i: 4,83 cmH ₂ O
Hamilton-T1®	Drevhammar et al. 2012(33): pressure support: M-Prongs: ID: 3,0 mm L-Prongs: ID: 3,5 mm	Pressure support M-Prong: ID: 3,1 mm L-Prong ID: 4,2 mm
	FG PEEP 4: d: 0,42 cmH ₂ O, i: 0,41 cmH ₂ O	FG PEEP 5: d: 0,3 cmH ₂ O, i: 0,75 cmH ₂ O
	FG PEEP 8: d: 0,57 cmH ₂ O, i: 0,55 cmH ₂ O	FG PEEP 10: d: 0,44 cmH ₂ O, i: 0,91 cmH ₂ O
	NG PEEP 4: d: 0,98 cmH ₂ O, i: 0,87 cmH ₂ O	NG PEEP 5: d: 0,68 cmH ₂ O, i: 1,75 cmH ₂ O
	NG PEEP 8: d: 1,32 cmH ₂ O, i: 1,21 cmH ₂ O	NG PEEP 10: d: 0,83 cmH ₂ O, i: 1,9 cmH ₂ O
Servo-i®	Drevhammar et al. 2013(49): pressure support med Prongs: ID: 2,8 mm x-med Prongs: ID: 3,4 mm	Pressure support M-Prong: ID: 3,1 mm L-Prong ID: 4,2 mm
	FG PEEP 5: d: 0,84 cmH ₂ O, i: 0,7 cmH ₂ O	FG PEEP 5: d: 2,34 cmH ₂ O, i: 0,57 cmH ₂ O
	FG PEEP 9: 1,06 cmH ₂ O, i: 0,72 cmH ₂ O	FG PEEP 10: d: 3,2 cmH ₂ O, i: 0,69 cmH ₂ O
	NG PEEP 5: 1,89 cmH ₂ O, i: 1,21 cmH ₂ O	NG PEEP 5: d: 1,23 cmH ₂ O, i: 7,82 cmH ₂ O
	NG PEEP 9: 1,95 cmH ₂ O, i: 2,08 cmH ₂ O	NG PEEP 10: d: 1,2 cmH ₂ O, i: 9,36 cmH ₂ O

4.3 Diskussion des Vergleichs der $iWOB_{insp}$ in Abhängigkeit des PEEP-Niveaus (5 vs. 10 cmH₂O)

Ausschließlich bei passiven Geräten mit elektrischer Regulation wurde eine Reduktion der $iWOB_{insp}$ bei Steigerung des Ziel-PEEP beobachtet, während bei Jet-Flow-Devices (Ausnahme: Benveniste®, hier keine statistische Signifikanz gegeben, Tabelle 10 und Tabelle 11) oder Constant-Flow-Devices mit konstanter Resistance eine Steigerung des PEEP im Allgemeinen zu einer Erhöhung der $iWOB_{insp}$ führten. Beim F120® als Constant-Flow-Device mit mechanischer Regulation wurde kein einheitlicher Zusammenhang zwischen Ziel-PEEP und $iWOB_{insp}$ beobachtet.

Mögliche Ursache für diese Reduktion der $iWOB_{insp}$ bei Constant-Flow-Devices mit elektrischer Regulation könnte bei höherem Ziel-PEEP der verminderte Einfluss der Atmung des Kinds auf die Druckstabilität und der dadurch geringere Bedarf an elektrischer Nachregulation sein.

Die Erhöhung der $iWOB_{insp}$ bei Jet-Flow-Devices könnte durch den für den Aufbau des höheren PEEP benötigten höheren Fluss und dadurch die Begünstigung turbulenter Strömungen bedingt sein. Die bereits oben (4.1.1) erwähnte PEEP-Regulation des Perivent® mittels Querschnittsfläche des Gasstroms führt zu Verstärkung des Einflusses der patientenbedingten Druckänderungen und damit zu einer Erhöhung von $iWOB_{insp}$. Der fehlende Zusammenhang zwischen Ziel-PEEP und $iWOB_{insp}$ beim F120® könnte auf die Störanfälligkeit des mechanischen Federventils zurückgeführt werden (4.1.1).

Ein Anstieg der $iWOB_{insp}$ bei Anstieg des PEEP-Niveaus wurde bei aktiven Geräten und Geräten mit konstanter Resistance bereits in anderen Studien beobachtet (22,33,36,54), während in einem Fall auch eine Reduktion der $iWOB_{insp}$ bei PEEP-Steigerung festgestellt bei einem Jet-Flow-Device festgestellt wurde (22).

Bei passiven Geräten mit elektrischer Regulation wurde dieser Zusammenhang bislang noch nicht genauer untersucht.

4.4 Einfluss des Flows auf iWOB_{insp} beim Perivent®

Die beobachtete Reduktion der iWOB_{insp} bei Steigerung des Flows des Perivent® kann erneut durch den Mechanismus zur Generierung des PEEP erklärt werden. So ist gemäß des Hagen-Poiseuille-Gesetzes ($V/t = (r^4 \times \pi \times \Delta P) / (8 \times \eta \times l)$) wobei: r: (Innen)radius des Rohres, ΔP = Druckdifferenz zwischen den Rohrenden, η : Viskosität des Fluids, l: Länge des Rohres) bei geringerem Flow ein kleinerer Durchflussquerschnitt nötig, um einen bestimmten Druck aufzubauen als bei größerem Flow. Die durch die Atmung des Patienten verursachten Druckschwankungen fallen also bei niedrigerem Flow stärker ins Gewicht als bei Höherem. Dieses Phänomen kann durch eine einfache Intervention, nämlich durch eine Erhöhung des Flusses zur Reduktion der iWOB in der Klinik genutzt werden.

Eine Reduktion der expiratorischen und inspiratorischen Resistance wurde in einem ähnlichen Rahmen bereits in-vitro (29) und in-vivo (57) beobachtet. Die klinische Relevanz dieser Reduktion von iWOB bzw. der Resistance konnte allerdings selbst im Rahmen der in-vivo Untersuchungen (57) nicht abschließend geklärt werden.

4.5 Stärken und Limitationen

4.5.1 Stärken

Die Konzeption der Studie als in-vitro Studie ermöglicht eine maximale Vergleichbarkeit der untersuchten Geräte, simulierten Kinder sowie der unterschiedlichen PEEP-Niveaus.

Die vorliegende Studie ist in ihrem Umfang an untersuchten Geräten und Anzahl der ausgewerteten Atemzüge deutlich größer als die anderen bislang publizierten Studien. So wurden in unserer Studie 8100 Atemzüge ausgewertet, während die durch Drevhammar et al. (33), Falk et al. (36) und Klausner et al. (26) untersuchte Anzahl an Atemzügen in Summe weniger als 4900 beträgt. Zudem wurden die für das Gerät und die Größe des Kindes typischen Interfaces und Schläuche verwendet. Darüber hinaus wurde der durch das

jeweilige Konnektieren und Diskonnektieren unvermeidbare Störeffekt so weit wie möglich reduziert. Hierbei kam erstmalig in Studien dieser Art eine aufwendige Statistik mittels zweifaktorieller ANOVA zum Einsatz. Dies alles führt zu einer erheblich höheren Verlässlichkeit der von uns ermittelten Daten verglichen mit den bislang bekannten in-vitro Studien zur Ermittlung der iWOB. Da außerdem je verschiedene Patientengrößen und PEEP-Niveaus simuliert und untersucht wurden, können die Ergebnisse auf weite Teile der Neonatologie übertragen werden. Bislang wurden die verschiedenen Subgruppen der passiven Geräte nicht näher untersucht, sodass unsere Ergebnisse einen Erkenntnisgewinn für die Neonatologie darstellen.

4.5.2 Limitationen

4.5.2.1 Studienkonzept

Die Konzeption der Studie als in-vitro Studie ermöglicht keine Aussage zur klinischen Relevanz der ermittelten iWOB_{insp}. Des Weiteren genügt die alleinige Ermittlung von iWOB_{insp} nicht für eine fundierte Empfehlung zum Einsatz eines bestimmten CPAP-Systems, da hierbei noch weitere Faktoren, wie beispielsweise die Lärmbelastung oder die Sicherheit der Geräte berücksichtigt werden müssen.

4.5.2.2 Methodik

Da das Lungensimulationsgerät keine exakt gleiche Einstellung der Tidalvolumina ermöglichte und außerdem die PEEP-Niveaus der Geräte sich leicht voneinander unterschieden, ist keine absolute Vergleichbarkeit der Geräte zu erreichen. Zur Einstellung möglichst ähnlicher Tidalvolumina mussten V und P_{rm} bei unterschiedlichen Geräten unterschiedlich hoch gewählt werden. Obwohl deren Einfluss auf die iWOB_{insp} vermutlich sehr gering ist, ist ein dadurch entstandener Störeffekt nicht vollkommen auszuschließen. Darüber hinaus wurde sowohl beim Früh- als auch Neugeborenen eine Compliance von 1,0 cmH₂O / kg verwendet. Dies ermöglicht einerseits die gezielte Berücksichtigung des Einflusses von Frequenz und Tidalvolumen, andererseits variiert dadurch die Compliance je kg zwischen den beiden Simulationspatienten stark. Des Weiteren wurden mögliche Wechselwirkungen zwischen dem CPAP-System und dem Lungensimulationsgerät nicht näher untersucht, obwohl

diese auch für Messungenauigkeiten sorgen könnten. Da der Versuchsaufbau jedoch stets identisch war, wurde trotz dieser Restungenauigkeit eine maximale Vergleichbarkeit der untersuchten Geräte erzielt. In Vorversuchen wurden außerdem Abweichungen bei ein und demselben Gerät von einem Messtag zum anderen beobachtet. Da dieser Störfaktor allerdings nicht in einer praktikablen Art und Weise berücksichtigt werden konnte, wurde er nicht weiter untersucht. Um dennoch eine möglichst große Verlässlichkeit der Daten zu erhalten, wurden alle Messungen eines Geräts an einem Tag durchgeführt. In der Bewertung der ermittelten Daten sollte eine mögliche Unsicherheit durch diesen Störfaktor allerdings stets mit bedacht werden. Überdies wurde ein Einfluss der Lage von Prongs und Schläuchen auf die iWOB beobachtet. Mithilfe eines Klettbandes zur Fixierung der Schläuche und Prongs wurde dieser Störfaktor minimiert, konnte aber nicht gänzlich eliminiert werden. Des Weiteren wurden im Rahmen des umfangreichen statistischen Konzepts mithilfe der zweifaktoriellen ANOVA diese Störfaktoren bestmöglich berücksichtigt und deren Einfluss reduziert.

4.6 Mögliche klinische Konsequenzen

Die in-vitro Ergebnisse für die iWOB_{insp} zeigen deutliche Unterschiede zwischen den verschiedenen Geräten. Da sich die iWOB_{insp} je nach Gerät, Simulationspatient und PEEP-Niveau um bis zu den Faktor 20 voneinander unterscheiden kann, liegt die Vermutung nahe, dass die Wahl des CPAP-Geräts klinische Auswirkungen haben kann.

Mehrere in-vivo Studien untersuchten den Einfluss verschiedener CPAP-Systeme auf klinische Parameter (niedrigere Herzfrequenz und selteneres Auftreten von Bradykardien (58), geringerer O₂ Bedarf und kürzere Dauer des Krankenhausaufenthalts (37), verbesserte Lungencompliance (27) und Lungenrekrutierung (27,35) durch den Einsatz von Jet-Flow-Devices). Da diese Studien allerdings große Unterschiede hinsichtlich der Patientenrekrutierung, Strukturierung und Zuordnung zu den Versuchsgruppen, Dauer der CPAP-Intervention und Anzahl und Typ der untersuchten Geräte aufweisen, erzielten

die Autoren dabei unterschiedliche und zum Teil widersprüchliche Ergebnisse. Daher ist es auf Grundlage dieser Studien nicht möglich, eine Aussage hinsichtlich der klinischen Konsequenzen unserer in-vitro Daten zu treffen. Bordessoule et al. (59) kalkulierte in vivo die inspiratorische Atemanstrengung. Diese zeigte offensichtlich keinen Einfluss auf die detektierten klinischen Parameter. Ausgehend von dieser kleinen Studienpopulation ($n = 20$), der geringen Anzahl untersuchter Geräte ($n = 3$) und ausgewerteter Atemzüge (je 30) nun den klinischen Einfluss der iWOB zu relativieren wäre allerdings fahrlässig.

Anhand unserer Beobachtungen ist hinsichtlich der $iWOB_{insp}$ der Einsatz des Benveniste®, NeoBreathe® oder Eve® zu empfehlen. Der RPAP® ist zwar das einzige aktive Gerät mit Möglichkeit zur mechanischen Beatmung, aber ist aufgrund der starken Schwankungen zwischen den gemessenen Werten dem Benveniste®, NeoBreathe® und der Eve® im reinen CPAP-Modus unterlegen.

Für den Einsatz aktiver Geräte (Benveniste®, NeoBreathe®) spricht neben der geringen iWOB ihre leichte Anwendbarkeit und ein geringer Materialbedarf. Dies führt zu einer deutlichen Kostenreduktion beim Einsatz dieser Geräte. Andererseits wurde im Rahmen unserer Versuche und in der Literatur (60) bei Jet-Flow-Geräten eine höhere Lärmbelastung als bei Constant-Flow-Geräten beobachtet. Inwieweit diese stärkere Lärmbelastung für das kindliche Gehör schädlich ist und wie sie reduziert werden kann, sollte weiter untersucht werden. Des Weiteren fehlt bei Benveniste® und NeoBreathe® die Möglichkeit zur maschinellen Beatmung, sodass bei einer Verschlechterung der respiratorischen Funktion des Patienten ein Gerätewechsel nötig wäre, was den Patienten noch zusätzlich belasten und darüber hinaus das Pflegepersonal zeitlich binden würde. Darüber hinaus verfügen diese Geräte nicht über eine Druckmessung, d.h. der tatsächlich applizierte PEEP ist nicht bekannt, wodurch Equipmentversagen unter Umständen später detektiert wird.

Demgegenüber ist bei der Eve® mit wenigen Handgriffen ein Wechsel zur maschinellen Beatmung möglich. Außerdem ist das Gerät leiser und reduziert somit das Risiko einer Belastung des Gehörs. Andererseits ist die Bedienung

der Eve® deutlich anspruchsvoller, sodass das Personal aufwendig eingelernt werden muss und zudem mehr Fehlerquellen in der Handhabung bietet. Darüber hinaus betragen die Anschaffungs- und Wartungskosten sowie das für jeden Patienten neu benötigte Schlauchsystem ein Vielfaches der Kosten des Benveniste® bzw. NeoBreathe®.

Der Einsatz des F120® in der Erstversorgung war mit stark schwankenden und in der Gesamtheit hohen Werten für die $iWOB_{insp}$ assoziiert. Der Einsatz zur Unterstützung der fetoneonatalen respiratorischen Adaptation wirft daher Fragen auf.

Außerdem ist festzustellen, dass der Perivent® in der Ausbildung von Pflege und Ärzten eine hohe Präsenz in Praxisbüchern hat (61-63). Da der Perivent® eine hohe $iWOB$ verursacht, ist die starke Präsenz dieses Geräts als kritisch anzusehen. Falls der Einsatz des Perivent® unabdingbar ist, sollte eine Erhöhung des Flows zur Reduktion der $iWOB$ erwogen werden. Eine umfassende klinische Studie zur Wirksamkeit und Sicherheit einer Flow-Steigerung sollte allerdings zuvor durchgeführt werden.

Obwohl ein höherer Ziel-PEEP zwar zu einer verbesserten Schienung der Atemwege führt und damit dem Kollabieren von Alveolen stärker entgegenwirkt, sollte eine Steigerung des Ziel-Niveaus aufgrund der oben beschriebenen Erhöhung der $iWOB_{insp}$ bei Jet-Flow-Devices und dem Perivent® streng indiziert sein oder der Wechsel auf ein anderes Gerät (z.B. Constant-Flow-Device mit elektrischer Regulation) erwogen werden.

Abschließend muss erwähnt werden, dass aufgrund der verschiedenen zugrunde liegenden Krankheitsbilder und sehr unterschiedlichen respiratorischen Kapazitäten der Patienten keine allgemein gültige Aussage über den klinischen Einfluss der jeweils ermittelten $iWOB_{insp}$ zu treffen ist. Da die ermittelte $iWOB_{insp}$ zwischen rund 5 und 120 % der physiologischen Atemarbeit betrug, ist allerdings davon auszugehen, dass die $iWOB_{insp}$ einen nicht unerheblichen Einfluss auf den Erfolg der CPAP-Therapie und damit das klinische Outcome der Patienten ausüben könnte. Darüber hinaus könnte bei bereits stark beeinträchtigten Kindern eine Reduktion der $iWOB_{insp}$ um einen

Bruchteil von mJ / Atemzug eine deutliche Entlastung für das Kind darstellen und somit die Indikation zur invasiven Beatmung abwenden. Die vorliegenden Daten können dabei eine Hilfestellung bei der Wahl eines geeigneten CPAP-Geräts mit einer niedrigen $iWOB_{insp}$ bieten.

4.7 Fazit

Die untersuchten Geräte wiesen große Unterschiede hinsichtlich der $iWOB_{insp}$ auf. Dabei wurde bei Jet-Flow-Devices und Geräten mit konstantem Flow und elektrischer Regulation eine niedrigere $iWOB_{insp}$ beobachtet als bei Geräten mit mechanischer Regulation oder konstanter Resistance. Die niedrigste $iWOB_{insp}$ wiesen die Geräte Benveniste®, NeoBreathe® und Eve® auf. Auch die Sophie® zeigte bei allen Simulationspatienten eine eher niedrige $iWOB_{insp}$. Bei kleinen Frühgeborenen wurden auch beim Einsatz des InfantFlow® und des RPAP® niedrige Werte für $iWOB_{insp}$ gemessen. Unter Simulation eines reifen Neugeborenen wurde allerdings eine eher hohe $iWOB_{insp}$ beim InfantFlow® und RPAP® ermittelt. Die mit Abstand höchste $iWOB_{insp}$ wurde bei Untersuchung des Perivent® gemessen. Eine mögliche Reduktion der $iWOB_{insp}$ konnte bei diesem Gerät durch die Erhöhung des Flusses erreicht werden.

Im Rahmen der Untersuchungen zeigten Hamilton-T1® und Servo-i® atypische p-V-Kurven, die auf eine Überkompensation oder Überdruckbeatmung hinweisen könnten. Gleichzeitig wurde bei diesen Geräten teilweise hohe Spitzendrücke registriert.

Obwohl auf Grundlage der in-vitro Daten eine klinische Relevanz der statistisch signifikanten Unterschiede hinsichtlich der $iWOB_{insp}$ verschiedener Geräte nicht beweisbar ist, so können die vorliegenden Daten trotzdem Anhaltspunkte für das klinische Handeln bieten.

5 Zusammenfassung

Es werden eine Vielzahl verschiedener CPAP-Systeme zur nicht-invasiven Behandlung respiratorischer Insuffizienz von Früh- und Neugeborenen eingesetzt. Ein Versagen der CPAP-Atemunterstützung ist vermutlich nicht selten auf eine respiratorische Erschöpfung des Kindes zurückzuführen(6). Eine wichtige Rolle könnte dabei die durch das CPAP-Gerät verursachte zusätzliche Atemarbeit (imposed work of breathing, iWOB) spielen.

Ziel dieser Studie war es, die inspiratorische iWOB ($iWOB_{insp}$) verschiedener, in der Neonatologie üblicher CPAP-Systeme bei zwei verschiedenen simulierten Patienten (Frühgeborenes und Neugeborenes) und zwei verschiedenen PEEP-Niveaus (5 und 10 cmH₂O) in in-vitro Versuchen zu ermitteln.

Hierzu wurden unter Verwendung eines neonatalen Lungenmodells, 3D-gedruckter Dummies von Simulationspatienten und geräte- und patiententypischer Schlauchsysteme und Interfaces 14 CPAP-Geräte bzgl. der $iWOB_{insp}$ mittels zweifaktorieller ANOVA und Interaction-Plots unter Berücksichtigung des Konnektierens und Diskonnektierens als Störeffekte statistisch ausgewertet und verglichen.

Während insgesamt 8100 Atemzügen wurde bei den Geräten Benveniste®, NeoBreathe® und Eve® die geringste und bei dem Gerät Perivent® die höchste $iWOB_{insp}$ nachgewiesen. Zudem beeinflusste der Mechanismus zur Generierung des PEEP sowohl die absolute Höhe als auch die Korrelation der $iWOB_{insp}$ mit dem PEEP-Niveau.

Damit ermöglichen die vorliegenden Daten einen umfassenden Vergleich der $iWOB_{insp}$ verschiedener in der Neonatologie eingesetzter CPAP-Geräte unter Simulation eines Früh- und eines Neugeborenen bei zwei PEEP-Niveaus. Kenntnis der $iWOB_{insp}$ kann bei der Wahl der CPAP-Geräte helfen und könnte möglicherweise durch eine Reduktion der respiratorischen Belastung der Patienten das klinische Outcome verbessern.

6 Literaturverzeichnis

1. Singer D. Physiologie der Atmung im Kindesalter. In: Humberg A, Herting E, Göpel W, Härtel C (eds). Beatmung von Kindern, Neugeborenen und Frühgeborenen - Ein Leitfaden für Pädiater, Neonatologen und Anästhesisten, 1 ed, Stuttgart - New York, Georg Thieme Verlag, 2017. p. 34-56.
2. Abbasi S, Bhutani VK. Pulmonary mechanics and energetics of normal, non-ventilated low birthweight infants. *Pediatr Pulmonol* 1990;8:89-95.
3. Anday EK, Godart-Wlodavar A, Delivoria-Papadopoulos M. Sequential pulmonary function measurements in very low-birth weight infants during the first week of life. *Pediatr Pulmonol* 1987;3:392-9.
4. Harris TR, Wood BR. Physiologic Principles. In: Goldsmith JP, Karotkin EH, Keszler M, Suresh G (eds). Assisted ventilation of the neonate, 3 ed, Philadelphia, Elsevier, 1996. p. 21-68.
5. Ehmke H. Atmung. In: Behrends JC, Bischofsberger J, Deutzmann R, et al. (eds). *Duale Reihe Physiologie*, 4 ed, Stuttgart, Georg Thieme Verlag, 2021. p. 233-74.
6. Duncan AW, Oh TE, Hillman DR. PEEP and CPAP. *Anaesth Intensive Care* 1986;14:236-50.
7. Gupta S, Donn SM. Continuous positive airway pressure: Physiology and comparison of devices. *Semin Fetal Neonatal Med* 2016;21:204-11.
8. Eifinger F. Anatomie der Atmungsorgane im Kindesalter. In: Humberg A, Herting E, Göpel W, Härtel C (eds). Beatmung von Kindern, Neugeborenen und Frühgeborenen - Ein Leitfaden für Pädiater, Neonatologen und Anästhesisten, 1 ed, Stuttgart - New York, Georg Thieme Verlag, 2017. p. 24-31.
9. Teising D. Beatmung. In: Teising D, Jipp H (eds). *Neonatologische und pädiatrische Intensiv- und Anästhesiepflege: Praxisleitfaden*, Berlin, Heidelberg, Springer, 2016. p. 273-313.

10. Reuter S, Moser C, Baack M. Respiratory distress in the newborn. *Pediatr Rev* 2014;35:417-28; quiz 29.
11. Sweet DG, Carnielli V, Greisen G, et al. European Consensus Guidelines on the Management of Respiratory Distress Syndrome - 2019 Update. *Neonatology* 2019;115:432-50.
12. Hermansen CL, Lorah KN. Respiratory distress in the newborn. *Am Fam Physician* 2007;76:987-94.
13. Nicolai T. The physiological basis of respiratory support. *Paediatr Respir Rev* 2006;7:97-102.
14. Heulitt MJ, Holt SJ, Wilson S, Hall RA. Effects of continuous positive airway pressure/positive end-expiratory pressure and pressure-support ventilation on work of breathing, using an animal model. *Respir Care* 2003;48:689-96.
15. Banner MJ, Jaeger MJ, Kirby RR. Components of the work of breathing and implications for monitoring ventilator-dependent patients. *Crit Care Med* 1994;22:515-23.
16. Banner MJ, Kirby RR, Blanch PB. Differentiating Total Work of Breathing into Its Component Parts. Essential for appropriate interpretation. *Chest*. 1996 May;109(5):1141-3.
17. Heulitt MJ, Torres A, Anders M, Wilson SW, Carmack J. Comparison of total resistive work of breathing in two generations of ventilators in an animal model. *Pediatr Pulmonol* 1996;22:58-66.
18. Hummler H, Gortner L, Herber-Jonat S, et al. Respiratorische Erkrankungen. In: Hübler A, Jorch G (eds). *Neonatologie - Die Medizin des Früh- und Reifgeborenen*, 2 ed, Stuttgart, New York, Georg Thieme Verlag, 2019. p. 209-91.
19. Chowdhury O, Wedderburn CJ, Duffy D, Greenough A. CPAP review. *Eur J Pediatr* 2012;171:1441-8.

20. Cogswell JJ, Hatch DJ, Kerr AA, Taylor B. Effects of continuous positive airway pressure on lung mechanics of babies after operation for congenital heart disease. *Arch Dis Child* 1975;50:799-804.
21. Oda A, Parikka V, Lehtonen L, Soukka H. Rapid respiratory transition at birth as evaluated by electrical activity of the diaphragm in very preterm infants supported by nasal CPAP. *Respir Physiol Neurobiol* 2018;258:1-4.
22. Donaldsson S, Drevhammar T, Taittonen L, Klemming S, Jonsson B. Initial stabilisation of preterm infants: a new resuscitation system with low imposed work of breathing for use with face mask or nasal prongs. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed* 2017;102:F203-F7.
23. Kurachek SC, Newth CJ, Quasney MW, et al. Extubation failure in pediatric intensive care: a multiple-center study of risk factors and outcomes. *Crit Care Med* 2003;31:2657-64.
24. Keszler M, Sant'Anna G. Mechanical Ventilation and Bronchopulmonary Dysplasia. *Clin Perinatol* 2015;42:781-96.
25. Walsh MC, Morris BH, Wrage LA, et al. Extremely low birthweight neonates with protracted ventilation: mortality and 18-month neurodevelopmental outcomes. *J Pediatr* 2005;146:798-804.
26. Klausner JF, Lee AY, Hutchison AA. Decreased imposed work with a new nasal continuous positive airway pressure device. *Pediatr Pulmonol* 1996;22:188-94.
27. Pandit PB, Courtney SE, Pyon KH, Saslow JG, Habib RH. Work of breathing during constant- and variable-flow nasal continuous positive airway pressure in preterm neonates. *Pediatrics* 2001;108:682-5.
28. Verder H, Bohlin K, Kamper J, Lindwall R, Jonsson B. Nasal CPAP and surfactant for treatment of respiratory distress syndrome and prevention of bronchopulmonary dysplasia. *Acta Paediatr* 2009;98:1400-8.
29. Wald M, Kribs A, Jeitler V, Lirsch D, Pollak A, Kirchner L. Variety of expiratory resistance between different continuous positive airway pressure devices for preterm infants. *Artif Organs* 2011;35:22-8.

30. Liptsen E, Aghai ZH, Pyon KH, et al. Work of breathing during nasal continuous positive airway pressure in preterm infants: a comparison of bubble vs variable-flow devices. *J Perinatol* 2005;25:453-8.
31. Hinder M, McEwan A, Drevhammar T, Donaldson S, Tracy MB. T-piece resuscitators: how do they compare? *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed* 2019;104:F122-F7.
32. Tracy M, Maheshwari R, Shah D, Hinder M. Can Ambu self-inflating bag and Neopuff infant resuscitator provide adequate and safe manual inflations for infants up to 10 kg weight? *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed* 2017;102:F333-F8.
33. Drevhammar T, Nilsson K, Zetterstrom H, Jonsson B. Comparison of seven infant continuous positive airway pressure systems using simulated neonatal breathing. *Pediatr Crit Care Med* 2012;13:e113-9.
34. Wiswell TE, Courtney SE. 8 - Noninvasive Respiratory Support. In: Goldsmith JP, Karotkin EH (eds). *Assisted Ventilation of the Neonate (Fifth Edition)*, Philadelphia, W.B. Saunders, 2011. p. 140-62.
35. Courtney SE, Pyon KH, Saslow JG, Arnold GK, Pandit PB, Habib RH. Lung recruitment and breathing pattern during variable versus continuous flow nasal continuous positive airway pressure in premature infants: an evaluation of three devices. *Pediatrics* 2001;107:304-8.
36. Falk M, Donaldsson S, Jonsson B, Drevhammar T. Return of neonatal CPAP resistance - the Medijet device family examined using in vitro flow simulations. *Acta Paediatr* 2017;106:1760-6.
37. Stefanescu BM, Murphy WP, Hansell BJ, Fuloria M, Morgan TM, Aschner JL. A randomized, controlled trial comparing two different continuous positive airway pressure systems for the successful extubation of extremely low birth weight infants. *Pediatrics* 2003;112:1031-8.
38. Sun SC, Tien HC. Randomized Controlled Trial of Two Methods of Nasal CPAP(NCPAP): Flow Driver Vs Conventional NCPAP. *Pediatric Research* 1999;45:322A-A.

39. Roukema H, O'Brien K, Nesbitt K, Zaw W. A Randomized Controlled Trial of Infant Flow Continuous Positive Airway Pressure (CPAP) Versus Nasopharyngeal CPAP in the Extubation of Babies $\leq$ 1250 grams. *Pediatric Research* 1999;45:318A-A.
40. Haase B, Badinska AM, Maiwald CA, Poets CF, Springer L. Comparison of nostril sizes of newborn infants with outer diameter of endotracheal tubes. *BMC Pediatr* 2021;21:417.
41. Glauser SC, Glauser EM, Rusy BF. Influence of gas density and viscosity on the work of breathing. *Arch Environ Health* 1969;19:654-60.
42. Cook CD, Cherry RB, O'Brien D, Karlberg P, Smith CA. Studies of respiratory physiology in the newborn infant. I. Observations on normal premature and full-term infants. *J Clin Invest* 1955;34:975-82.
43. Cook CD, Sutherland JM, Segal S, et al. Studies of Respiratory Physiology in the Newborn Infant. III. Measurements of Mechanics of Respiration¹. *Journal of Clinical Investigation* 1957;36:440-8.
44. Estol P, Piriz H, Pintos L, Nieto F, Simini F. Assessment of pulmonary dynamics in normal newborns: a pneumotachographic method. *J Perinat Med* 1988;16:183-92.
45. Mc IM, Tomlinson ES. The mechanics of breathing in newly born babies. *Thorax* 1955;10:58-61.
46. Mortola JP, Fisher JT, Smith B, Fox G, Weeks S. Dynamics of breathing in infants. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol* 1982;52:1209-15.
47. Courtney SE, Aghai ZH, Saslow JG, Pyon KH, Habib RH. Changes in lung volume and work of breathing: A comparison of two variable-flow nasal continuous positive airway pressure devices in very low birth weight infants. *Pediatr Pulmonol* 2003;36:248-52.
48. De Paoli AG, Morley C, Davis PG. Nasal CPAP for neonates: what do we know in 2003? *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed* 2003;88:F168-72.

49. Drevhammar T, Nilsson K, Zetterstrom H, Jonsson B. Comparison of nasal continuous positive airway pressure delivered by seven ventilators using simulated neonatal breathing. *Pediatr Crit Care Med* 2013;14:e196-201.
50. Drevhammar T, Nilsson K, Zetterstrom H, Jonsson B. Seven Ventilators Challenged With Leaks During Neonatal Nasal CPAP: An Experimental Pilot Study. *Respir Care* 2015;60:1000-6.
51. Elgellab A, Riou Y, Abbazine A, et al. Effects of nasal continuous positive airway pressure (NCPAP) on breathing pattern in spontaneously breathing premature newborn infants. *Intensive Care Med* 2001;27:1782-7.
52. Mortola JP, Lauzon AM, Mott B. Expiratory flow pattern and respiratory mechanics. *Can J Physiol Pharmacol* 1987;65:1142-5.
53. Sterzik H, Arand J, Schwarz CE, et al. Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation. *Pediatr Res* 2025.
54. Moa G, Nilsson K, Zetterstrom H, Jonsson LO. A new device for administration of nasal continuous positive airway pressure in the newborn: an experimental study. *Crit Care Med* 1988;16:1238-42.
55. Kuypers K, Kashyap AJ, Cramer SJE, Hooper SB, Te Pas AB. The effect of imposed resistance in neonatal resuscitators on pressure stability and peak flows: a bench test. *Pediatr Res* 2023;94:1929-34.
56. Donaldsson S, Drevhammar T, Li Y, et al. Comparison of Respiratory Support After Delivery in Infants Born Before 28 Weeks' Gestational Age: The CORSAD Randomized Clinical Trial. *JAMA Pediatr* 2021;175:911-8.
57. Kuypers K, Willemsen LA, Cramer SJE, et al. The Effect of a Higher Bias Gas Flow on Imposed T-Piece Resistance and Breathing in Preterm Infants at Birth. *Frontiers in Pediatrics* 2022;10.
58. Pantalitschka T, Sievers J, Urschitz MS, Herberts T, Reher C, Poets CF. Randomised crossover trial of four nasal respiratory support systems for apnoea of prematurity in very low birthweight infants. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed* 2009;94:F245-8.

59. Bordessoule A, Moreira A, Felice Civitillo C, Combescure C, Polito A, Rimensberger PC. Comparison of inspiratory effort with three variable-flow nasal continuous positive airway pressure devices in preterm infants: a cross-over study. Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed 2021;106:404-7.
60. Kirchner L, Wald M, Jeitler V, Pollak A. In vitro comparison of noise levels produced by different CPAP generators. Neonatology 2012;101:95-100.
61. Teising D. Pflege bei pulmonologischen Krankheitsbildern. In: Teising D, Jipp H (eds). Neonatologische und pädiatrische Intensiv- und Anästhesiepflege: Praxisleitfaden, Berlin, Heidelberg, Springer, 2016. p. 111-35.
62. Proquitté H, Rüdiger M. Arbeitstechniken - Maskenbeatmung. In: Bechtold-Dalla Pozza S, Benz MR, Bidlingmaier C, et al. (eds). Checkliste Neonatologie, 7., überarbeitete Auflage ed, Stuttgart New York, Georg Thieme Verlag, 2022. p. 18-21.
63. Genzel-Boroviczény O, Roll C. Versorgung kranker Früh- und Neugeborener - Geburt und Versorgung des Früh- und Neugeborenen - Erstversorgung im Kreißsaal. Checkliste Neonatologie, 7., überarbeitete Auflage ed, Stuttgart New York, Georg Thieme Verlag, 2022. p. 150-60.

7 Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Kinderklinik IV (Neonatologie) unter Betreuung von Prof. Dr. C. F. Poets durchgeführt.

Die Konzeption der Studie erfolgte in Rücksprache mit Oberarzt Dr. Jörg Arand, Dr. Bianca Haase und Oberarzt Dr. Christoph Schwarz.

Sämtliche Versuche wurden nach Einschalten und Einstellen der CPAP-Systeme durch das Personal der Neonatologie bzw. der Kinderintensivstation 34 von mir eigenständig und eigenverantwortlich durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte nach Beratung und unter regelmäßiger Rücksprache mit Frau Dr. Anette Stauch durch mich.

Das Erstellen des Matlabskripts zur Berechnung der zusätzlichen Atemarbeit und zur statistischen Auswertung der Daten erfolgte durch mich mit gelegentlicher Beratung durch Herrn Willi Sterzik.

Die Konstruktion des 3D Modells erfolgte nach Rücksprache mit Dr. Bianca Haase und Oberarzt Dr. Christoph Schwarz durch Herrn Fahrbach von der Firma Printoptix.

Ich versichere, das Manuskript nach punktueller Rücksprache mit Dr. Bianca Haase selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Tübingen, den

[Unterschrift]

8 Veröffentlichungen

Teile der vorliegenden Ergebnisse wurden in die Veröffentlichung „*Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different mechanisms of CPAP generation*“ (53) inkludiert und bereits publiziert.

Teile der vorliegenden Ergebnisse wurden unter dem Titel „*In-vitro-Studie zur Ermittlung der zusätzlichen Atemarbeit von 16 CPAP-Geräten*“ auf dem GNPI-Kongress 2024 vorgestellt.

9 Danksagungen

All denjenigen, die mich im Rahmen der vorliegenden Arbeit unterstützt haben möchte ich meinen Dank aussprechen, da ohne die gute Zusammenarbeit und das vielfältige Engagement die Arbeit nicht in diesem Umfang und mit so viel Freude zustande gekommen wäre.

Herrn Prof. Dr. med. C. F. Poets für die Annahme als Doktorandin, die Überlassung des spannenden Themas und die fachliche Unterstützung.

Herrn Fahrbach für das Konstruieren des 3D-Modells.

Dem gesamten Team der Neonatologie: der Pflege, der Technik: Frau Schumacher, Herr Strauß, Herr Stoll, den Sekretärinnen Frau Fritz, Frau Jaqcmair-Gradtke und Frau Werz und den Ärzten für so viel kleine und große Unterstützung: sei es das Ausleihen des Schlüssels, das Anschalten von Geräten oder das Beschaffen von Ersatzteilen und sonstigen Materialien. Danke auch für die freundliche Aufnahme, jeden Gruß und jedes Lächeln auf dem Flur.

Frau Dr. A. Stauch für die kompetente und zuverlässige Beratung hinsichtlich statistischer Fragen und Herausforderungen jeder Art.

Herrn Dr. med. M. Kumpf für die Möglichkeit, den Servo-i® und den Babylog® auf der Station 34 der Kinderklinik auszumessen und das Interesse an der Studie.

Herrn Dr. med. C. Schwarz für die umfangreiche Unterstützung beim Anschalten und Einstellen der Geräte, bei technischen Fragen, das Korrekturlesen des Manuskripts und die Vorbereitung auf die Abstractpräsentation im Rahmen des GNPI-Kongresses.

Herrn Dr. med. J. Arand für die Einarbeitung in die Thematik im Rahmen einer Tü-Rex-Projektarbeit, die Unterstützung beim Anschalten und Einstellen der Geräte, das Korrekturlesen des Manuskripts und die zuverlässige und kompetente fachliche Beratung im Verlauf der gesamten Studie.

Frau Dr. med. B. Haase für die zuverlässige und treue Unterstützung in jeglicher Hinsicht: Zeitliche Planung der Versuche, Rücksprache nach Durchführen der Versuche, Korrekturlesen des Manuskripts, die Vorbereitung auf die Abstractpräsentation im Rahmen des GNPI-Kongresses etc.

Freunden und Bekannten für das Ausleihen von Materialien und Literatur.

Meinen Eltern Ute und Willi Sterzik für ihr offenes Ohr, die Unterstützung beim Erstellen des Matlabskripts, das Korrekturlesen des Manuskripts und die Ermöglichung des Medizinstudiums und dieser Arbeit.

10 Anhang

10.1 Matlab Skript

Exemplarisch werden nur die Skripte für die Auswertung der Messungen unter Simulation eines Frühgeborenen bei PEEP = 5 cm H₂O dargestellt:

Matlabskript Nr. 1 zur Berechnung und Speicherung von WOB und anderen relevanten Atemparametern:

```
%% Erster Teil
%% Ziel Teil 1:
% 1. Berechnen der einzelnen Atemarbeiten waehrend einmal an- und
% abstoepseln
% 2. Speichern der Atemarbeiten in einer Exceldatei, die dann zur weiteren
% Auswertung durch das Skript Auswertung_gleicheParameter eingelesen wird
% 3. Detektieren und Speichern weiterer definierter oder gemessener
% Parameter: Frequenz f, Inspirationszeit tins, Druck des Thorax Prm,
% Tidalvolumina Vtid. Diese Parameter werden in einem ExcelDokument
% gespeichert und dann durch das Skript "Auswertung_gleicheParameter"
% eingelesen und zusammengefasst.
AnzahlMessungen = 10;
for n_Nummer = 1 : AnzahlMessungen
    %% Globale Definitionen
    DefGeraet = 'Perivent@';
    DefPEEP = 'PEEP5';
    DefKind = 'FG';
    Nummer = num2str(n_Nummer);
    Name = strcat (DefGeraet,'-',DefKind,'-',DefPEEP,'-Flow15-',Nummer);
    %% Einlese- und Zusammenfassungsorte
    Name_ohne_Nummer = strcat (DefGeraet,'-',DefKind,'-',DefPEEP);
    Name_ohneNummer_Folder = strcat ('Ergebnisse/Einzeln/', Name_ohne_Nummer,'-');
    Speicherort = "Messdateien/";
    VerzeichnisCSV = strcat (Name, "/");
    PfadCSV = "csvDateien/"+VerzeichnisCSV;
    PfadErgebnisse = "Ergebnisse/";
    PfadErgebnisseEinzeln = "Ergebnisse/Einzeln/";
    SpeicherortLoops = "Diagramme/Loops/FG-PEEP5/";
    PfadTidalvolumen = "Tidalvolumen/";
    PfadZusammenschauEinzeln = strcat("ZusammenschauEinzeln/", DefKind, '-', DefPEEP, '/');
    PfadZusammenfassungen = strcat('Zusammenfassungen/', DefKind, '-', DefPEEP, '/');
    PfadZusammenschauGesamt = strcat("ZusammenschauGesamt/", DefKind, '-', DefPEEP, '/');
    PfadMittelwerte = 'Mittelwerte/';
    PfadTidalvolumenMittelwerte = 'Tidalvolumen_Mittelwerte/';
    PfadTidalvolumen_ohneNummer = strcat ('Tidalvolumen/', 'Tidalvolumen',
    Name_ohne_Nummer, '-');
    PfadPEEP = "PEEP/";
    PfadPrm = "Prm/";
    PfadPyMaxMin = strcat ("PyMaxMin/", DefKind, '-', DefPEEP, '/');
    %% Anzahl der auszuwertenden Atemzuege AusWertMax festlegen
```

```

% Festlegen, wie viele Atemzuege (wie viele Einatemzuege und wie viele
% Ausatemzuege) ausgewertet werden
AusWertMax = 15;
%% Daten als column vectors importieren:
% T (Zeit), Prm (Druck des Thorax), Py (Druck Rachen), Vol (Lungenvolumen),
% Vtid (Tidalvolumen)
T = readmatrix (strcat(Speicherort, Name, '.xlsx'), 'sheet', 'LogData', 'Range', 'A:A');
Prm = readmatrix (strcat(Speicherort, Name, '.xlsx'), 'sheet', 'LogData', 'Range', 'B:B');
Py = readmatrix (strcat(Speicherort, Name, '.xlsx'), 'sheet', 'LogData', 'Range', 'C:C');
Vol = readmatrix (strcat(Speicherort, Name, '.xlsx'), 'sheet', 'LogData', 'Range', 'H:H');
Vtid = readmatrix (strcat(Speicherort, Name, '.xlsx'), 'sheet', 'LogData', 'Range', 'G:G');
%% Loeschen der ersten Zeile, die als Variablenbeschreibung importiert wurde
T(1) = [];
Py(1) = [];
Prm(1) = [];
Vol(1) = [];
Vtid(1) = [];
%% Berechnung des PEEP
% PEEP wird zwar an der Maschine eingestellt, da der tatsaechliche PEEP von
% dem eingestellten jedoch abweicht, ist es notwendig, den tatsaechlichen
% PEEP zu ermitteln
% Der tatsaechliche PEEP wird als Mittelwert all der Werte von Py berechnet
% waehrend Prm = 0 ist.
% Ermittlung wo der letzte Messwert ohne Atemtaetigkeit ist, dafuer
% Einfuehrung der Hilfsvariable i, die so lange nach oben zaehlt, bis eine
% Atemtaetigkeit detektiert wird, d.h. Prm ungleich 0 ist.
i = 1;
while Prm(i) == 0
    i = i+1;
end
i = i-1;
%% Erstellen einer Hilfsmatritze Py_0, die nur die Werte enthaelt, waehrend
% Prm = 0 ist
Py_0 = Py (1:i);
%% Berechnung des Mittelwerts der Matritze Py_0 = PEEP
PEEP = mean (Py_0)
%% Der Uebersichtlichkeit halber: Loeschen von Py_0
clear Py_0
%% Abschneiden der Werte wo keine Atmung stattfindet
i = 1;
while Prm(i,1) == 0
    i = i+1;
end
i = i-1
Prm (1:i,:) = [];
Py (1:i,:) = [];
Vol (1:i,:) = [];
Vtid (1:i,:) = [];
%% Plot: P-V-Loop zur Visualisierung der zusaetzlichen Atemarbeit
p1 = plot (Py, Vol)
title (Name)
xlabel ('Py [cmH2O]')
ylabel ('Vol [ml]')
axis ([2 8 10 25])
set (p1, 'color', [0 0.4470 0.7410])
hold on
% Einfuegen einer Hilfslinie als PEEP
p2 = plot ([PEEP PEEP], [10, 25])

```

```

set (p2, 'color', [0.8500 0.3250 0.0980] )
p2.LineWidth = 1.3;
hold off
% Speichern des Plots
exportgraphics (gcf, strcat (SpeicherortLoops, Name, '.jpg'))
% der Uebersichtlichkeit halber
clear p1
clear p2
% Plot schliessen
close all
%% Ermitteln Py_Max und Py_Min
Py_Max = max (Py, [], 'all');
Py_Min = min (Py, [], "all");
%% Modulation von Py
% Py wird jetzt nicht mehr als Absolut-Wert angegeben, sondern als
% Abweichung vom PEEP
Py = Py - PEEP;
%% D_Prm als Differential von Prm erstellen
% Ziel: Grenzen zwischen Ein- und Ausatmung definieren: D_Prm < 0 ...
% -> Enatmung, D_Prm > 0 -> Ausatmung
D_Prm = diff (Prm);
%% Sig_Prm erstellen
% Ziel: negative und positive Vorzeichen von D_Prm trennen
Sig_D_Prm = sign(D_Prm);
%% Schleife
% Erklerung:
% 1. Einführung der Variablen AZ_A und AZ_E, die die Anzahl der Ein- bzw
% Ausatemzuege zaehlen
% 2. Einfuehrung der Variable i
% 3. VZW (= Vorzeichenwechsel) -1 -> +1: Beginn der Ausatmung, die Anzahl
% der Ausatemzuege wird um 1 erhöht. Ausserdem wird notiert an welcher
% Stelle die Ausatmung beginnt mittels AA. Die Anzahl der Gesamatemzuege
% AZ_G wird als Summe der Ein-und Ausatemzuege notiert.
% 4. VZW (= Vorzeichenwechsel) +1 -> -1: Beginn der Einatmung, die Anzahl
% der Einatemzuege wird um 1 erhöht. Ausserdem wird notiert an welcher
% Stelle die Einatmung beginnt mittels EA. Die Anzahl der Gesamatemzuege
% AZ_G wird als Summe der Ein-und Ausatemzuege notiert.
% 5. Nach Durchlaufen der Schleife werden die Vektoren AA (Stellen an denen
% Ausatmungen beginnen), AZ_A (Anzahl der Ausatemnzuege), EA (Stellen an
% denen Einatmungen beginnen) und AZ_E (Anzahl der Einatemzuege)
% ausgegeben.
AZ_A = 0;
AZ_E = 0;
for i = 1:6300
    if (Sig_D_Prm (i) == -1) && (Sig_D_Prm (i+1) == 1)
        AZ_A = AZ_A+1;
        AA (AZ_A) = i+1;
        AZ_G = AZ_A+AZ_E;
    else
        if (Sig_D_Prm (i) == 1) && (Sig_D_Prm (i+1) == -1)
            AZ_E = AZ_E + 1;
            EA (AZ_E) = i+1;
            AZ_G = AZ_A+AZ_E;
        else
            end
        end
    end
end
end
%% Einfuehrung des Hilfsvektors X als Zähler in Form eines Spaltenvektors

```

```

% wichtig, dass x an der Stelle gleich AA bzw EA ist, an der auch wirklich
% ein Wechsel von Ein- zu Ausatmung bzw umgekehrt stattfindet.
X = [1:length(Prm)];
% Transponieren als Spaltenvektor
X = X';
%% Erstellen der Matritze M (X, Prm, Py, Vol, Vtid)
% Py als erste Spalte, Vol als zweite Spalte
M = [X, Prm, Py, Vol, Vtid];
%% Definition: Auswertung ab fuenfter Einatmung
% Hilfsvariable a für fuenfte Einatmung, da die ersten Atemzuege eine
% staerkere Variabilitaet aufzeigen, werden sie abgeschnitten.
a = EA(5)-1;
Prm(1:a,:) = [];
Py(1:a,:) = [];
Vol(1:a,:) = [];
Vtid(1:a,:) = [];
X(1:a,:) = [];
D_Prm(1:a,:) = [];
Sig_D_Prm(1:a,:) = [];
% AA, EA, AZ_A, AZ_E und AZ_G auf die tatsaechlich spaeter ausgewerteten
% Atemzuege reduzieren
if AA(5) > EA(5)
    AA(:,1:4) = [];
else if AA(5) < EA(5)
    AA(:,1:5) = [];
end
end
EA(:,1:4) = []
AZ_E = length(EA)
AZ_A = length(AA)
AZ_G = AZ_A + AZ_E
%% Aufteilen der Matrix M
% Die Matrix M wird wie folgt aufgeteilt:
% Erstellung einer for Schleife mit die so oft durchlaufen wird, wie
% Atemzuege (Inspiration ODER Exspiration) maximal ausgewertet werden
% sollen -> AWMMax
% Dafuer wird ein sog. Cell Array (Matrix in der auch Buchstaben stehen
% duerfen) erstellt. Dieses CellArray enthaelt einen Teil von M und zwar
% jeweils von einem Wendepunkt zum Anderen. Dadurch werden die Wendepunkte
% sowohl zur Ausatmung, als auch zur Einatmung gezaehlt, also "dPfadErgebnisse oppelt
% gezaehlt"
% Anschliessend wird das Cell Array in ein neues ExcelSheet geschrieben.
% Dieses ExcelSheet erscheint auch im Ordner 'Promotion' -> '7MatLab' ->
% Skripte
% CellA_E steht für CellArrayEinatmung, CellA_A für CellArrayAusatmung
for n = 1:AusWertMax
    CellA_Ein = M([EA(n): AA(n)], [1, 2, 3, 4, 5]);
    % in neue ExcelDatei schreiben
    dlmwrite(strcat(PfadCSV,'Einatmung',num2str(n,'%02d'),''), CellA_Ein,'delimiter', ',',
'precision', 15);
    CellA_Aus = M([AA(n): EA(n+1)], [1, 2, 3, 4, 5]);
    % in neue ExcelDatei schreiben
    dlmwrite(strcat(PfadCSV,'Ausatmung',num2str(n,'%02d'),''), CellA_Aus,'delimiter', ',',
'precision', 15);
end
%% Einlesen der excel-Sheets und Erstellen der dreidimensionalen Arrays M3D_A und M3D_E
% Die zuvor erstellten ExcelSheets werden nun in einer Art

```

```

% dreidimensionalen Matrix zusammengefasst. Alle Matrizen, die die
% Ausatmung enthalten, werden in dem CellArray M3D_A, alle die die
% Einatmung enthalten in dem Array M3D_E zusammengefasst.
for n=1:AusWertMax
M3D_Aus{n}=csvread(strcat(PfadCSV,'Ausatmung',num2str(n,'%02d'), '.csv'));
M3D_Ein{n}=csvread(strcat(PfadCSV,'Einatmung',num2str(n,'%02d'), '.csv'));
end
%% Integration der einzelnen 2D Matrizen M3D_Aus{1}
% Berechnung der Einatemarbeit und Ausgabe des Vektors W_Ein, der alle
% Einatemarbeiten enthaelt
% Berechnung der Ausatemarbeit und Ausgabe des Vektors W_Aus, der alle
% Einatemarbeiten enthaelt
for i = 1:AusWertMax
    PyTeil = M3D_Aus{i}(:, 3);
    VolTeil = M3D_Aus{i}(:, 4);
    TidalVolumen_Aus_Temp(i) = max(M3D_Aus{i}(:, 5));
    W_Aus(i) = trapz(VolTeil, PyTeil);
end
for i = 1:AusWertMax
    PyTeil = M3D_Ein{i}(:, 3);
    VolTeil = M3D_Ein{i}(:, 4);
    TidalVolumen_Ein_Temp(i) = max(M3D_Ein{i}(:, 5));
    Prm_Teil(i) = max(M3D_Ein{i}(:, 2));
    W_Ein(i) = trapz(VolTeil, PyTeil);
end
%% Berechnung des mittleren Prm waehrend der ausgewerteten Atemzuege
Mittelwert_Prm = mean(Prm_Teil)
% Der Uebersichtlichkeit halber:
clear Prm_Teil
%% Modifikation der Spaltenvektoren in Zeilenvektoren
W_Aus_mJ_Temp = transpose(W_Aus);
W_Ein_mJ_Temp = transpose(W_Ein);
TidalVolumen_Ein = transpose(TidalVolumen_Ein_Temp);
TidalVolumen_Aus = transpose(TidalVolumen_Aus_Temp);
% Der Uebersichtlichkeit halber:
clear TidalVolumen_Aus_Temp
clear TidalVolumen_Ein_Temp
%% Umrechnung der Atemarbeit
% in mJ
W_Aus_mJ_neg = W_Aus_mJ_Temp / 10;
W_Ein_mJ_neg = W_Ein_mJ_Temp / 10;
% in einen Wert > 0
W_Aus_mJ = -1 * W_Aus_mJ_neg;
W_Ein_mJ = -1 * W_Ein_mJ_neg;
% Der Uebersichtlichkeit halber:
clear W_Aus_mJ_Temp
clear W_Ein_mJ_Temp
%% Berechnung der mittleren Atemarbeit
Mittleres_W_Aus_mJ = mean(W_Aus_mJ);
Mittleres_W_Ein_mJ = mean(W_Ein_mJ);
%% Berechnung der mittleren Tidalvolumina
Mittleres_VTid_Aus = mean(TidalVolumen_Aus);
Mittleres_VTid_Ein = mean(TidalVolumen_Ein);
%% Berechnung der Frequenz:
% Ziel: Berechnung der mittleren Atemfrequenz waehrend der ausgewerteten
% Atemzuege, um das in der Zieltabelle zu notieren und zu verifizieren,
% dass die Parameter richtig eingestellt wurden
for n = 1:AusWertMax

```

```

x1 = EA (n);
x2 = EA (n+1);
t1 = T(x1);
t2 = T(x2);
delta_t (n) = t2 - t1;
end
% Berechnung des Mittelwerts von Delta_t
Mittelwert_delta_t = mean (delta_t);
% Berechnung der mittleren Frequenz f
frequenz = 60 / Mittelwert_delta_t;
% Der Uebersichtlichkeit halber:
clear t1
clear t2
clear x1
clear x2
clear delta_t
%% Berechnung der mittleren Inspirationszeit:
% Ziel: Berechnung der mittleren Inspirationszeit waehrend der
% ausgewerteten Atemzuege u das in der Zieltabelle zu notieren und zu
% verifizieren, dass die Parameter richtig eingestellt wurden
for n = 1 : AusWertMax
    x1 = EA (n);
    x2 = AA(n) - 1;
    t_ins_einzeln (n) = T(x2) - T(x1);
end
t_ins = mean (t_ins_einzeln);
% Der Uebersichtlichkeit halber:
clear t_ins_einzeln
clear x1
clear x2
%% Berechnung des mittleren Prm
% Dafuer den maximalen Wert von Prm waehrend eines Ein- und Ausatemzyklus
% ermitteln. Die maximalen Werte der ausgewerteten Atemzuege ergeben dann
% einen Vektor mit 15 Elementen: Auswert_Prm_max
for i = 1: AusWertMax
    start = EA(i)
    stop = EA (i+1)-1;
    [val] = min (Prm (start:stop))
    Auswert_Prm_max(i) = val;
end
% Anschließend MittleresPrm als Mittelwert des Vektors Auswert_Prm_max
% berechnen
MittleresPrm = mean (Auswert_Prm_max);
% Der Uebersichtlichkeit halber:
clear Auswert_Prm_max
clear start
clear stop
%% ErgebnisTabelle mit Atemarbeiten
% Erzeugen einer Tabelle 'Ergebnis', die die Ein- und Ausatemarbeiten
% enthaelt und in der weiteren Auswertung durch das Skript
% 'Auswertung_gleicheParameter.m' wieder eingelesen wird.
ErgebnisTemp = [W_Aus_mJ W_Ein_mJ]
Ergebnis = array2table(ErgebnisTemp)
% Der Uebersichtlichkeit halber:
clear ErgebnisTemp
% Umschreiben der Tabelle in eine Exceldatei
Ergebnis.Properties.VariableNames (1:2) = {'W_Aus_mJ', 'W_Ein_mJ'};
filename_Ergebnis = strcat (PfadErgebnisseEinzeln, Name, 'ErgebnisEinzeln', '.xlsx');

```

```

writetable (Ergebnis, filename_Ergebnis);
%% Tabelle Tidalvolumina
% Erzeugen einer Tabelle 'Tidalvolumina', die die Tidalvolumina der
% einzelnen Atemzuege enthaelt und fuer die zusammenfassenden Tabellen
% durch das Skript 'Auswertung_gleicheParameter' wieder eingelesen wird.
TidalvoluminaTemp = [TidalVolumen_Aus TidalVolumen_Ein]
Tidalvolumina = array2table(TidalvoluminaTemp)
% Der Uebersichtlichkeit halber:
clear TidalvoluminaTemp
% Tidalvolumen in Excel Tabelle schreiben
Tidalvolumina.Properties.VariableNames (1:2) = {'Tidalvolumen_Aus', 'Tidalvolumen_Ein'};
filename_Tidalvolumina = strcat (PfadTidalvolumen, 'Tidalvolumen', Name, '.xlsx');
writetable (Tidalvolumina, filename_Tidalvolumina);
%% Tabelle Zusammenschau
% Diese Tabelle wird fuer die Erzeugung einer zusammenschauenden Tabelle
% fuer den Anhang der Arbeit benoetigt und im Skript
% "Auswertung_gleicheParameter" nochmals zusammengefasst
% "Nummer" von string zu Nummern Format konvertieren
Nr = str2double (Nummer);
% zusammenschauende Tabelle
TabelleZusammenschauTemp = [Nr PEEP Py_Max Py_Min frequenz t_ins MittleresPrm
Mittleres_VTid_Aus Mittleres_VTid_Ein Mittleres_W_Aus_mJ Mittleres_W_Ein_mJ ]
TabelleZusammenschau = array2table(TabelleZusammenschauTemp)
% Der Uebersichtlichkeit halber:
clear TabelleZusammenschauTemp
% In eine Exceldatei schreiben
TabelleZusammenschau.Properties.VariableNames (1:11) = {'Nummer', 'PEEP', 'Py_Max',
'Py_Min', 'Frequenz [Hz] - MW', 'mittlere t ins [s] - MW', 'Prm [hPa]- MW', 'Vtid aus [ml] - MW',
'Vtid ein [ml] - MW', 'W_Aus [mJ] - MW', 'W_Ein [mJ] - MW'}
filename_TabelleZusammenschau = strcat (PfadZusammenschauEinzeln, 'Zusammenschau-',
Name, '.xlsx');
writetable (TabelleZusammenschau, filename_TabelleZusammenschau);
end
%%
%% Zweiter Teil: Auswertung gleicher Parameter
%% Ziel dieses Skripts:
% Zusammenfassung aller Messungen eines Geraets, eines PEEP und eines
% simulierten Kinds
% 1. Berechnung und Speichern der mittleren Atemarbeit
% 2. Erstellen von zusammenfassenden Tabellen fuer den Anhang mit
% eingestellten und gemessenen Parametern: Frequenz f, Inspirationszeit
% tins, Druck des Thorax Prm, Tidalvolumina Vtid.
% 3. Der Vollstaendigkeit halber und aus Interesse: Berechnen der Schiefe
% und Kurtosis der ermittelten Atemarbeiten.
%% Erstellen einer dreidimensionalen Matrix aus den einzelnen ExcelDat.
% Einlesen als dreidimensionale Matrix
for n= 1 : AnzahlMessungen
W{n} = readmatrix (strcat(Name_ohneNummer_Folder,num2str(n), 'ErgebnisEinzeln.xlsx'));
end
%% Expirationsarbeit und Inspirationsarbeit als Vektoren erstellen
% Expirationsarbeit aus cell array W erstellen
for n = 1 : AnzahlMessungen
W_Aus_temp (((n-1)*AusWertMax)+1 : n*AusWertMax) = W{n} (:,1);
end
% Inspirationsarbeit aus cell array W erstellen
for n = 1 : AnzahlMessungen
W_Ein_temp(1, (n-1)*AusWertMax+1 : n*AusWertMax) = W{n} (:,2);
end

```

```

% ErgebnisTab = ['Med_W_Aus_mJ' 'Med_W_Ein_mJ'; W_Aus_mJ W_Ein_mJ]
% Transposition der beiden Vektoren als Spaltenvektor
W_Aus_mJ = transpose (W_Aus_temp)
W_Ein_mJ = transpose (W_Ein_temp)
% Der Uebersichtlichkeit halber:
clear W_Aus_temp
clear W_Ein_temp
%% Erstellen einer Ergebnistabelle mit Expirations- und Inspirationsarbeit
ErgebnisTemp = [W_Aus_mJ W_Ein_mJ]
Ergebnis = array2table(ErgebnisTemp)
% Der Uebersichtlichkeit halber:
clear ErgebnisTemp
% Umschreiben der Tabelle in eine Exceldatei
Ergebnis.Properties.VariableNames (1:2) = {'W_Aus_mJ', 'W_Ein_mJ'}
filename_Ergebnis = strcat (PfadZusammenfassungen, Name_ohne_Nummer, 'Zusfas', '.xlsx');
writetable (Ergebnis, filename_Ergebnis);
%% Berechnen der Schiefe und Kurtosis der Atemarbeiten
% Schiefe W_Aus
S_Aus = skewness (W_Aus_mJ)
% Schiefe W_Ein
S_Ein = skewness (W_Ein_mJ)
% Kurtosis W_Aus
K_Aus = kurtosis (W_Aus_mJ)
% Kurtosis W_Ein
K_Ein = kurtosis (W_Ein_mJ)
%% Ermittlung des Mittelwerts der Atemarbeiten
MW_W_Aus_mJ = mean (W_Aus_mJ);
MW_W_Ein_mJ = mean (W_Ein_mJ);
%% Erstellen einer Tabelle mit den Mittelwerten der Atemarbeiten
MedTemp = [MW_W_Aus_mJ MW_W_Ein_mJ]
Gesamtmedian = array2table(MedTemp)
% Der Uebersichtlichkeit halber:
clear MedTemp
% Speichern der Mittelwerte in einer Exceldatei
Gesamtmedian.Properties.VariableNames (1:2) = {'MW_W_Aus_mJ', 'MW_W_Ein_mJ'}
filename_Gesamtmedian = strcat (PfadMittelwerte, 'Mittelwert-', Name_ohne_Nummer, '.xlsx');
writetable (Gesamtmedian, filename_Gesamtmedian);
%% Einlesen der Tidalvolumina
% Erstellen zweier Gesamtvektoren Tidalvol_Ein und Tidalvol_Aus
for n= 1 : AnzahlMessungen
Tidalvol_Aus{n} = readmatrix (strcat(PfadTidalvolumen_ohneNummer,num2str(n),
'.xlsx'),'Range', 'A2:A16');
end
for n= 1 : AnzahlMessungen
Tidalvol_Ein{n} = readmatrix (strcat(PfadTidalvolumen_ohneNummer,num2str(n),
'.xlsx'),'Range', 'B2:B16');
end
for n = 1 : AnzahlMessungen
Tidal_Aus_Temp (((n-1)*AusWertMax)+1 : n*AusWertMax) = Tidalvol_Aus{n} (:,1);
end
for n = 1 : AnzahlMessungen
Tidal_Ein_Temp(1, (n-1)*AusWertMax+1 : n*AusWertMax) = Tidalvol_Ein{n} (:,1);
end
% Transposition der beiden Vektoren als Spaltenvektor
Tidalvolumen_Aus = transpose (Tidal_Aus_Temp);
Tidalvolumen_Ein = transpose (Tidal_Ein_Temp);
% Der Vollstaendigkeit halber:
clear Tidal_Aus_Temp

```

```

clear Tidal_Ein_Temp
% Berechnen der Mittelwerte der Tidalvolumina
MW_Tidalvolumen_Aus = mean (Tidalvolumen_Aus);
MW_Tidalvolumen_Ein = mean (Tidalvolumen_Ein);
% Tabelle, die alle einzelnen Tidalvolumina enthaelt
Tidalvolumen_Alle_Temp = [Tidalvolumen_Aus Tidalvolumen_Ein];
TidalvolumenAlle = array2table(Tidalvolumen_Alle_Temp);
% Tabelle, die nur die Mittelwerte der Tidalvolumina enthaelt
Tidalvolumen_MW_Temp = [MW_Tidalvolumen_Aus MW_Tidalvolumen_Ein]
TidalvolumenMW = array2table(Tidalvolumen_MW_Temp);
% Der Uebersichtlichkeit halber:
clear Tidalvolumen_Alle_Temp
clear Tidalvolumen_MW_Temp
% Speichern der Mittelwerte des Tidalvolumens in einer Exceldatei
TidalvolumenMW.Properties.VariableNames (1:2) = {'MW_Tidalvolumen_Aus[ml]',
'MW_Tidalvolumen_Ein[ml]'}
filename_TidalvolumenMediane = strcat(PfadTidalvolumenMittelwerte, 'Tidalvolumen-Mittelwert-
', Name_ohne_Nummer, '.xlsx');
writetable(TidalvolumenMW, filename_TidalvolumenMediane);
% Speichern der gesamten Tidalvolumina in einer Exceldatei
TidalvolumenAlle.Properties.VariableNames (1:2) = {'Tidalvolumen_Aus[ml]',
'Tidalvolumen_Ein[ml]'}
filename_TidalvolumenAlle = strcat(PfadTidalvolumen_ohneNummer, 'Tidalvolumen-Uebersicht-
', Name_ohne_Nummer, '.xlsx');
writetable(TidalvolumenAlle, filename_TidalvolumenAlle);
%% Zusammenfassende Tabelle fuer Anhang erstellen
%
for n= 1 : AnzahlMessungen
Z{n} = readmatrix (strcat(PfadZusammenschauEinzeln,'Zusammenschau-',
Name_ohne_Nummer,'-', num2str(n), '.xlsx'));
end
% ZusschauNummer erstellen
for n = 1 : AnzahlMessungen
ZusschauNummer_Temp(n) = Z{n} (:,1);
end
% ZusschauPEEP erstellen
for n = 1 : AnzahlMessungen
ZusschauPEEP_Temp(n) = Z{n} (:,2);
end
% ZusschauF erstellen
for n = 1 : AnzahlMessungen
ZusschauF_Temp(n) = Z{n} (:,5);
end
% ZusschauTins erstellen
for n = 1 : AnzahlMessungen
ZusschauTins_Temp(n) = Z{n} (:,6);
end
% ZusschauPrm erstellen
for n = 1 : AnzahlMessungen
ZusschauPrm_Temp(n) = Z{n} (:,7);
end
% ZusschauVtidAus erstellen
for n = 1 : AnzahlMessungen
ZusschauVtidAus_Temp(n) = Z{n} (:,8);
end
% ZusschauVtidEin erstellen
for n = 1 : AnzahlMessungen
ZusschauVtidEin_Temp(n) = Z{n} (:,9);

```

```

end
% ZusschauWAus erstellen
for n = 1 : AnzahlMessungen
ZusschauWAus_Temp(n) = Z{n}(:,10);
end
% ZusschauWEin erstellen
for n = 1 : AnzahlMessungen
ZusschauWEin_Temp(n) = Z{n}(:,11);
end
% In Spaltenvektoren umschreiben
ZusschauNummer = transpose (ZusschauNummer_Temp);
ZusschauPEEP = transpose (ZusschauPEEP_Temp);
ZusschauF = transpose (ZusschauF_Temp);
ZusschauTins = transpose (ZusschauTins_Temp);
ZusschauPrm = transpose (ZusschauPrm_Temp);
ZusschauVtidAus = transpose (ZusschauVtidAus_Temp);
ZusschauVtidEin = transpose (ZusschauVtidEin_Temp);
ZusschauWAus = transpose (ZusschauWAus_Temp);
ZusschauWEin = transpose (ZusschauWEin_Temp);
% erstellen einer Zusammenschauenden Tabelle
TabelleZusammenschauTemp = [ZusschauNummer ZusschauPEEP ZusschauF ZusschauTins
ZusschauPrm ZusschauVtidAus ZusschauVtidEin ZusschauWAus ZusschauWEin ]
TabelleZusammenschau = array2table(TabelleZusammenschauTemp)
% In eine Exceldatei schreiben
TabelleZusammenschau.Properties.VariableNames (1:9) = {'Nummer', 'PEEP', 'Frequenz [Hz] -
MW', 'mittlere t ins [s] - MW', 'Prm [hPa]- MW', 'Vtid aus [ml] - MW', 'Vtid ein [ml] - MW', 'W_Aus
[mJ] - MW', 'W_Ein [mJ] - MW'}
filename_TabelleZusammenschau = strcat
(PfadZusammenschauGesamt,'Gesamtzusammenschau-', Name_ohne_Nummer, '.xlsx');
writetable (TabelleZusammenschau, filename_TabelleZusammenschau);
%% Mittelwert des PEEP berechnen und in eine Exceldatei schreiben
MittelwertPEEP = mean (ZusschauPEEP);
TabellePEEP_temp = [MittelwertPEEP];
TabellePEEP = array2table (TabellePEEP_temp);
TabellePEEP.Properties.VariableNames (1) = {'PEEP-Niveau'}
filename_TabellePEEP = strcat (PfadPEEP,'PEEP-', Name_ohne_Nummer, '.xlsx');
writetable (TabellePEEP, filename_TabellePEEP);
%% Prm einlesen, Mittelwert berechnen und in eine Exceldatei schreiben
MittelwertPrm = mean (ZusschauPrm);
TabellePrm_temp = [MittelwertPrm];
TabellePrm = array2table (TabellePrm_temp);
TabellePrm.Properties.VariableNames (1) = {'Prm [cmH2O]'}
filename_TabellePrm = strcat (PfadPrm,'Prm-', Name_ohne_Nummer, '.xlsx');
writetable (TabellePrm, filename_TabellePrm);
%% Ermitteln des höchsten und niedrigsten Py
% P_max
for n= 1 : AnzahlMessungen
Py_Max_temp(n) = readmatrix (strcat(PfadZusammenschauEinzeln, "Zusammenschau-",
Name_ohne_Nummer,'-', num2str(n), '.xlsx'), "Range", "C2:C2");
end
Py_Max_final = max (Py_Max_temp, [], 'all');
% P_min
for n= 1 : AnzahlMessungen
Py_Min_temp(n) = readmatrix (strcat(PfadZusammenschauEinzeln, "Zusammenschau-",
Name_ohne_Nummer,'-', num2str(n), '.xlsx'), "Range", "D2:D2");
end
Py_Min_final = max (Py_Min_temp, [], 'all');
%% Py_max und Py_min auf eine Nachkommastelle runden und in eine Exceldatei schreiben

```

```

Py_max_gerundet = round(Py_Max_final.*100)/100
Py_min_gerundet = round(Py_Min_final.*100)/100
TabellePyMaxMin_temp = [Py_max_gerundet Py_min_gerundet];
TabellePyMaxMin = array2table (TabellePyMaxMin_temp);
TabellePyMaxMin.Properties.VariableNames (1:2) = {'Py_max [cmH2O]' 'Py_min [cmH2O]'};
filename_TabellePyMaxMin = strcat (PfadPyMaxMin, Name_ohne_Nummer, '.xlsx');
writetable (TabellePyMaxMin, filename_TabellePyMaxMin);

```

Matlabskript Nr. 2 zum Gerätevergleich:

```

%% Ziel dieses Skripts:
% 1.Vgl. aller Geraete bei einer Lunge und einem PEEP
% 2. Durchfuehren einer zweifaktoriellen ANOVA und eines Follow-Up Tests
% zur Auswertung und Vergleich der Atemarbeiten
% 3. Erstellen eines Boxplots
%% Definitionen welche Lunge und PEEP ausgewertet werden sollen
Geraet = ["Benveniste@"; "NeoBreathe@"; "InfantFlow@"; "RPAP@"; "Medijet@"; "Eve@";
"Leoni@"; "Sophie@"; "Babylog@"; "F120@"; "Perivent@"]
% Wichtig! Geraet auch unten in der Diagrammbeschriftung haendisch aendern!
Lunge = 'FG';
PEEP = 'PEEP5';
Verzeichnis_Zufas = strcat('Zusammenfassungen/', Lunge, '-', PEEP, '/');
Verzeichnis_Tidal = 'Tidalvolumen_Mittelwerte/';
Verzeichnis_Mittelwerte = 'Mittelwerte/';
Verzeichnis_ZusammenschauEinzel = 'ZusammenschauEinzel/';
Verzeichnis_PEEP = "PEEP/";
Verzeichnis_Prm = "Prm/";
SpeichernVergleich = 'Vergleich/';
SpeichernMultcompare = 'Multcompare/';
AnzahlMess = 150;
AnzahlZeilen = 55; %55 bei FG %45 bei NG
nmbmeasurements = 15;
AnzahlGeraete = length(Geraet);
SpeicherortGrafik = "Diagramme/ANOVA/";
SpeicherortBalken = "Diagramme/Balkendiagramme/";
Name = strcat (Lunge, "-", PEEP, "-ZweifaktorielleANOVA");
PfadPyMaxMin = strcat ("PyMaxMin/", Lunge, '-', PEEP, '/');
%% Einlesen der Atemarbeiten aus den entsprechenden Dateien
% Erstellen W_Ein
for n = 1:AnzahlGeraete
    Geraetenname = Geraet (n,1);
    W_Ein (1:AnzahlMess, n) = readmatrix (strcat (Verzeichnis_Zufas, Geraetenname, '-', Lunge,
    '-', PEEP, 'Zufas.xlsx'), "Range", "B2:B151");
end
% Erstellen W_Aus
for n = 1:AnzahlGeraete
    Geraetenname = Geraet (n,1);
    W_Aus (1:AnzahlMess, n) = readmatrix (strcat (Verzeichnis_Zufas, Geraetenname, '-', Lunge,
    '-', PEEP, 'Zufas.xlsx'), "Range", "A2:A151");
end
%% Einlesen der Tidalvolumina
% Expiratorisches Tidalvolumen
for n = 1:AnzahlGeraete
    Geraetenname = Geraet (n,1);
    Tidalvolumen_Aus(n,1) = readmatrix (strcat (Verzeichnis_Tidal, 'Tidalvolumen-Mittelwert-',
    Geraetenname, '-', Lunge, '-', PEEP, 'Tidalvolumen-Mittelwert.xlsx'), "Range", "A2:A2");
end

```

```

end
% Inspiratorisches Tidalvolumen
for n = 1:AnzahlGeraete
    Geraetenname = Geraet (n,1);
    Tidalvolumen_Ein (n,1) = readmatrix (strcat (Verzeichnis_Tidal, 'Tidalvolumen-Mittelwert-',
Geraetenname, '-', Lunge, '-', PEEP, '.xlsx'), "Range", "B2:B2");
end
%% Einlesen des PEEP:
for n = 1:AnzahlGeraete
    Geraetenname = Geraet (n,1);
    Vektor_PEEP (n,1) = readmatrix (strcat (Verzeichnis_PEEP, 'PEEP-', Geraetenname, '-',
Lunge, '-', PEEP, '.xlsx'), "Range", "A2:A2");
end
%% Einlesen von Prm:
for n = 1:AnzahlGeraete
    Geraetenname = Geraet (n,1);
    Vektor_Prm (n,1) = readmatrix (strcat (Verzeichnis_Prm, 'Prm-', Geraetenname, '-', Lunge, '-',
PEEP, '.xlsx'), "Range", "A2:A2");
end
%% Erstellen und Speichern einer zusammenfassenden Tabelle
% Einlesen der Mittelwerte der Atemarbeiten
% W_Ein
for n = 1:AnzahlGeraete
    Geraetenname = Geraet (n,1);
    Inspirationsarbeit (n,1) = readmatrix (strcat (Verzeichis_Mittelwerte, 'Mittelwert-',
Geraetenname, '-', Lunge, '-', PEEP, '.xlsx'), "Range", "B2:B2");
end
% W_Aus
for n = 1:AnzahlGeraete
    Geraetenname = Geraet (n,1);
    Expirationsarbeit (n,1) = readmatrix (strcat (Verzeichis_Mittelwerte, 'Mittelwert-',
Geraetenname, '-', Lunge, '-', PEEP, '.xlsx'), "Range", "A2:A2");
end
% Geraetenamen, PEEP, Expirationsarbeit und Inspirationsarbeit in eine Tabelle
Zusammenfassung = table (Geraet, Vektor_PEEP, Vektor_Prm, Tidalvolumen_Aus,
Tidalvolumen_Ein, Expirationsarbeit, Inspirationsarbeit);
% Zusammenfassungstabelle in eine Exceldatei schreiben
Zusammenfassung.Properties.VariableNames (1:7) = {'Geraet', 'PEEP [cmH2O]', 'Prm
[cmH2O]', 'Vtid ex [ml]', 'Vtid in [ml]', 'W ex [mJ/Atemzug]', 'W in [mJ/Atemzug]'};
filename_Zusammenfassung = strcat (SpeichernVergleich, Lunge, PEEP, 'Vergleich-
Zusfas', '.xlsx');
writetable (Zusammenfassung, filename_Zusammenfassung);
%% Durchführen der ANOVA2
[p,tbl1, stats] = ANOVA2(W_Ein,nmbmeasurements);
% Speichern der ANOVA Tabelle als xlsx
writecell (tbl1, strcat ('ANOVA/ZweifaktorielleANOVA-', Lunge, '-', PEEP, '-', 'Inspiration.xlsx'))
% Speichern der Tabelle als jpg
saveas (gcf, strcat(SpeicherortGrafik, Name, 'Tabelle.jpg'))
close all
%% Followup Test
c = multcompare (stats);
tbl = array2table(c, "VariableNames",...
["Group A", "Group B", "Lower Limit", "A-B", "Upper Limit", "P-Value"])
% Speichern des FollowUpTest-Plots
saveas (gcf, strcat(SpeicherortGrafik, Name, 'FollowUpTabelle.pdf'))
% Beschriftung der FollowUpTabelle
TabelleMultcompare_Temp = string(tbl{:, :});
% Erste Spalte

```

```

for n= 1:AnzahlZeilen
    m = tbl{n,1};
    Beschriftung = Geraet(m);
    TabelleMultcompare_Temp(n,1) = Beschriftung;
end
% Zweite Spalte
for n= 1:AnzahlZeilen
    m = tbl{n,2};
    Beschriftung = Geraet(m);
    TabelleMultcompare_Temp(n,2) = Beschriftung;
end
TabelleMultcompare_Temp;
TabelleMultcompare = array2table (TabelleMultcompare_Temp);
% Speichern der FollowUp Tabelle als xlsx
TabelleMultcompare.Properties.VariableNames (1:6) = {'Geraet1','Geraet2','LowerLimit',
'Geraet1-Geraet2', 'UpperLimit','P-Value'};
filename_TabelleMultcompare = strcat (SpeichernMultcompare, Lunge, PEEP,
'Multcompare','.xlsx');
writetable (TabelleMultcompare, filename_TabelleMultcompare);
%% Der Uebersichtlichkeit halber
clear p
clear tbl
clear stats
close all
%% Erstellen der Matrix W
W (:, 1:AnzahlGeraete) = W_Ein;
W (:, AnzahlGeraete + 1) = "NAN";
W (:, AnzahlGeraete + 2 : AnzahlGeraete*2+1) = W_Aus;
%% Erstellen einer Gesamtmatrix W mit W_Ein und W_Aus
for n = 1:AnzahlGeraete
    W (n+(n-1)) = W_Ein (n);
    W (n+n) = W_Aus (n);
end
%% Estellen der Matrix Geraet_Beschriftung
for n = 1:AnzahlGeraete
    Geraet_Beschriftung (n+(n-1)) = strcat(Geraet(n),'_W_Ein');
    Geraet_Beschriftung (n+n) = strcat(Geraet(n),'_W_Aus');
end
%% Boxplot
fig=gcf;
fig.Position(3:4)=[1400,1100];
data = {W_Ein, W_Aus};
boxplotGroup(data, 'PrimaryLabels', {'Ins.' 'Exs.'}, ...
'SecondaryLabels',{'Benveniste@';'NeoBreathe@'; 'InfantFlow@'; 'RPAP@';'Medijet@'; 'Eve@';
'Leoni@'; 'Sophie@'; 'Babylog@'; 'F120@'; 'Perivent@'}, 'InterGroupSpace', 2)
ylabel ("W [mJ/Atemzug]")
title (strcat ('Boxplot-', Lunge, '-', PEEP, '-', 'Gesamt'))
% Speichern des Plots
exportgraphics (gcf, strcat (SpeicherortGrafik, Name,'Gesamt.jpg'))
% Schliessen des Plots
close all
%% Interaction Plot
for i = 1 : AnzahlGeraete
for n = 1:10
Med_W_Ein (n,i) = readmatrix (strcat (Verzeichnis_ZusammenschauEinzelIn, Lunge, "-", PEEP,
"/", "Zusammenschau-", Geraet(i), '-',Lunge,'-', PEEP,'-', num2str(n)), "Range", "K2:K2");
end
end

```

```

plot(Med_W_Ein)
mylinestyles = ["-o"; "-+" ; "-*" ; "-." ; "-x"; "-_"; "-square"; "-diamond"; "->"; "-pentagram"; "-hexagram"];
ax = gca;
ax.LineStyleOrder = mylinestyles;
title (strcat("InteractionPlot","-", Lunge, "-", PEEP))
xlabel ("NummerAnUAbstoepseln")
ylabel ("mittlere W_Ein [mJ]")
legend (Geraet)
exportgraphics (gcf, strcat (SpeicherortGrafik, "InteractionPlot", Name, ".jpg"))
Matlabskript Nr. 3 zum Flowvergleich des Perivent® (hier exemplarisch nur für
Frühgeborenes und Inspiration)

```

%% Definitionen

```

Beschriftung = ["FG-PEEP5-Flow8";"FG-PEEP5-Flow15";"FG-PEEP10-Flow8"; "FG-PEEP10-Flow15"];

```

```

Verzeichnis_Tidal = 'Tidalvolumen_Mittelwerte/';

```

```

Verzeichis_Mittelwerte = 'Mittelwerte/';

```

```

Verzeichnis_PEEP = "PEEP/";

```

```

SpeichernVergleich = 'Vergleich/';

```

```

SpeichernMultcompare = 'Multcompare/';

```

```

AnzahlMess = 75;

```

```

nmbmeasurements = 15;

```

```

SpeicherortGrafik = "Flowvergleich/";

```

```

SpeicherortBalken = "Diagramme/Balkendiagramme/";

```

%% Importieren der Ein- und Ausatemarbeiten

% W_Ein

```

W_Ein (1:AnzahlMess, 1) = readmatrix (strcat ('Zusammenfassungen/FG-PEEP5/Perivent@-FG-PEEP5Zufas.xlsx'), "Range", "B2:B76");

```

```

W_Ein (1:AnzahlMess, 2) = readmatrix (strcat ('Zusammenfassungen/FG-PEEP5/Perivent@-FG-PEEP5-Flow15Zufas.xlsx'), "Range", "B2:B76");

```

```

W_Ein (1:AnzahlMess, 3) = readmatrix (strcat ('Zusammenfassungen/FG-PEEP10/Perivent@-FG-PEEP10Zufas.xlsx'), "Range", "B2:B76");

```

```

W_Ein (1:AnzahlMess, 4) = readmatrix (strcat ('Zusammenfassungen/FG-PEEP10/Perivent@-FG-PEEP10-Flow15Zufas.xlsx'), "Range", "B2:B76");

```

% W_Auf

```

W_Aus (1:AnzahlMess, 1) = readmatrix (strcat ('Zusammenfassungen/FG-PEEP5/Perivent@-FG-PEEP5Zufas.xlsx'), "Range", "A2:A76");

```

```

W_Aus (1:AnzahlMess, 2) = readmatrix (strcat ('Zusammenfassungen/FG-PEEP5/Perivent@-FG-PEEP5-Flow15Zufas.xlsx'), "Range", "A2:A76");

```

```

W_Aus (1:AnzahlMess, 3) = readmatrix (strcat ('Zusammenfassungen/FG-PEEP10/Perivent@-FG-PEEP10Zufas.xlsx'), "Range", "A2:A76");

```

```

W_Aus (1:AnzahlMess, 4) = readmatrix (strcat ('Zusammenfassungen/FG-PEEP10/Perivent@-FG-PEEP10-Flow15Zufas.xlsx'), "Range", "A2:A76");

```

%% Erstellen von Boxplots

```

Diagram = boxplot (W_Ein);

```

```

xticklabels(Beschriftung)

```

```

ylabel ("W_Ein [mJ/Atemzug]")

```

```

title ('Perivent@-FG-Flowvergleich-Inspiration')

```

% Speichern des Plots

```

exportgraphics (gcf, strcat (SpeicherortGrafik, 'Perivent@-FG-Flowvergleich-Inspiration.jpg'))

```

% Schliessen des Plots

```

close all

```

% W_Aus

```

Diagram = boxplot (W_Aus);

```

```

xticklabels(Beschriftung)

```

```

ylabel ("W_Aus [mJ/Atemzug]")

```

```

title ('Perivent®-FG-Flowvergleich-Expiration')
% Speichern des Plots
exportgraphics (gcf, strcat (SpeicherortGrafik, 'Perivent®-FG-Flowvergleich-Expiration.jpg'))
close all
%% Berechnen und speichern der mittleren Atemarbeit
% Berechnen Mittelwert Einatemarbeit
for n = 1 : 4
    MW_W_Ein (1,n) = mean (W_Ein (:, n));
end
% Berechnen Mittelwert Ausatemarbeit
for n = 1 : 4
    MW_W_Aus (1,n) = mean (W_Aus (:, n));
end
% Tabelle für Einatemarbeit
TabelleMW_W_Ein = array2table(MW_W_Ein);
TabelleMW_W_Ein.Properties.VariableNames (1:4) = {'FG-PEEP5-Flow8', 'FG-PEEP5-Flow15',
'FG-PEEP10-Flow8', 'FG-PEEP10-Flow15'};
filename_TabelleGesicht_W_Ein =
('Flowvergleich/MittelwertFlowvergleich_Perivent®_FG_W_Ein.xlsx');
writetable (TabelleMW_W_Ein, filename_TabelleGesicht_W_Ein);
% Tabelle fuer Ausatemarbeit
TabelleMW_W_Aus = array2table(MW_W_Aus);
TabelleMW_W_Aus.Properties.VariableNames (1:4) = {'FG-PEEP5-Flow8', 'FG-PEEP5-Flow15',
'FG-PEEP10-Flow8', 'FG-PEEP10-Flow15'};
filename_TabelleGesicht_W_Aus =
('Flowvergleich/MittelwertFlowvergleich_Perivent®_FG_W_Aus.xlsx');
writetable (TabelleMW_W_Aus, filename_TabelleGesicht_W_Aus);
%% Durchfuehren ANOVA
% Erstellen W_Ein_klein bei PEEP5
W_Ein_5 (1:AnzahlMess, 1) = readmatrix (strcat ('Zusammenfassungen/FG-PEEP5/Perivent®-
FG-PEEP5Zufas.xlsx'), "Range", "B2:B76");
W_Ein_5 (1:AnzahlMess, 2) = readmatrix (strcat ('Zusammenfassungen/FG-PEEP5/Perivent®-
FG-PEEP5-Flow15Zufas.xlsx'), "Range", "B2:B76");
[p,tbl1, stats] = ANOVA2(W_Ein_5,nmbmeasurements);
% Speichern der ANOVA Tabelle als xlsx
writecell (tbl1, 'Flowvergleich/Perivent®_W_Ein_PEEP5_FG.xlsx');
% Speichern der Tabelle als jpg
saveas (gcf, 'Flowvergleich/Perivent®_FG_W_Ein_PEEP5_Tabelle.jpg');
close all
% Erstellen W_Ein_klein bei PEEP5
W_Ein_10 (1:AnzahlMess, 1) = readmatrix (strcat ('Zusammenfassungen/FG-
PEEP10/Perivent®-FG-PEEP10Zufas.xlsx'), "Range", "B2:B76");
W_Ein_10 (1:AnzahlMess, 2) = readmatrix (strcat ('Zusammenfassungen/FG-
PEEP10/Perivent®-FG-PEEP10-Flow15Zufas.xlsx'), "Range", "B2:B76");
[p,tbl1, stats] = ANOVA2(W_Ein_10,nmbmeasurements);
% Speichern der ANOVA Tabelle als xlsx
writecell (tbl1, 'Flowvergleich/Perivent®_FG_W_Ein_PEEP10_FG.xlsx');
% Speichern der Tabelle als jpg
saveas (gcf, 'Flowvergleich/Perivent®_FG_W_Ein_PEEP10_FG_Tabelle.jpg');
close all

```

10.2 Einheitenbetrachtung: Berechnung der Atemarbeit in mJ ausgehend von Vol [ml] und Py [cm H₂O] bzw. [hPa]

$$W = \Delta p \cdot \Delta V$$

$$[W] = hPa \cdot ml$$

$$[W] = 100Pa \cdot 10^{-6}m^3$$

$$[W] = 10^{-4}Pa \cdot m^3$$

$$[W] = 10^{-4} \frac{N}{m^2} \cdot m^3$$

$$[W] = 10^{-4}N \cdot m$$

$$[W] = 10^{-4} \frac{kg \cdot m}{s^2} \cdot m$$

$$[W] = 10^{-4} \frac{kg \cdot m^2}{s^2}$$

$$[W] = 10^{-4}J$$

$$[W] = 0,1mJ$$

→ Division des Produkts $W = \Delta p \cdot \Delta V$ nötig, um W [mJ] zu erhalten.

10.3 Übersicht über verwendete Materialien bei den einzelnen Systemen

Benveniste®:

- Mischer
- O2 Schlauch
- Benveniste® Valve
- Prong Stephan

NeoBreathe®:

- Mischer
- O2 Schlauch
- Benveniste® Valve
- Prong Stephan

InfantFlow®:

- Infant
- Fisher&Paykel-System
- Schläuche Infant
- Prong Infant
- Druckschlauch

RPAP®:

- Mischer
- O2 Schlauch

- RPAP®
- RPAP® Schläuche
- RPAP® Prongs

Leoni®:

- Leoni®
- Fisher&Paykel System
- Ein Silikon-Stopfen zur Verbindung
- Decoupling-Set
- Y-Stück-Stephan
- Prong Stephan

Eve®:

- Eve®
- Fisher & Paykel System
- Decoupling-Set
- Y-Stück-Stephan
- Prong Stephan

Sophie®:

- Sophie®
- Patiententeil Sophie®
- Druckschlauch / Drucksonde
- Schläuche Sophie®

- Decoupling-System
- Y-Stück-Stephan
- Prong Stephan

Bubble:

- InfantFlow®
- Fisher&Paykel System
- Y-Stück Stephan
- Druck-Sonde
- Prong Stephan
- Schlauch zum Bubble, nicht näher definiert
- Bubble

F120®:

- F120®
- Schläuche F120®
- Y-Stück F120®
- Prong Stephan

Babylog®:

- Babylog®
- Fisher & Paykel System
- Schlauch mit Zylinder
- zwei Silikon-Adapter

- Druck-Sonde und Flowsensor
- Decoupling-System Stephan
- Y-Stück Stephan
- Prong Stephan

Perivent®:

- Gasmischer
- O2 Schlauch
- Perivent®
- Stephan Prong

Hamilton-T1®:

- Hamilton
- System Hamilton
- Decoupling-System
- Y-Stück-Stephan
- Prong Stephan

Medijet®:

- O2 Schlauch
- Medijet®
- Silikon-Adapter
- RPAP® Prongs

Technische Infos der einzelnen Bauteile:

Name	Ausführliche Info
Decoupling-System „Decoupling Hose Set“	Durchmesser 10 mm, Fritz Stephan GmbH, Gackebach, Germany
Druck-Sonden (verschiedene)	Mehrweg Sonde ohne genauere Kennzeichnung
Mischer	„Gas Mixer“, Serien Nummer 4130, Fritz Stephan GmbH, Gackebach, Germany, AS2 Modul, TM 4130
O2 Schlauch	AISD Bonz GmbH Herrenberg, Germany, Länge 213 cm, LOT 2203020319
Prong Infant	Nasal Prongs S und L, Vyair Medical, Mettawa USA
Prong RPAP®	large bzw. medium nasal Prong, Inspire Healthcare Limited, Leicester, United Kingdom
Prong Stephan	EasyFlow nCPAP, Größen M und L, Fritz Stephan GmbH, Gackebach, Germany, LOT 0921 3/0
Schläuche Bubble	Fisher&Paykel, leider kein Foto mehr mgl, da ab jetzt nur noch Dräger verwendet werden
Schläuche F120®	Mehrwegprodukt ohne nähere Kennzeichnung
System Hamilton	Flow sensor Hamilton 1,6 m, OD15 x ID15 connectors, with calibration adapter, Hamilton- Medical AG, Bonaduz, Switzerland Expiratory valve set with cover and membrane, Hamilton-C1/T1/MR1, Bonaduz, Switzerland

	Pressure line nCPAP, nCPAP-PC, 1.60 m, Hamilton-C1/T1/MR1, Bonaduz, Switzerland
Schläuche Infant	Fisher&Paykel
Schläuche Sophie®	Patientenschlauchsystem P3 / P7 beheizt, 19 l/min, ≤ 0.2 kPa, Fritz Stephan GmbH, Gackebach, Germany,
System Fisher&Paykel	FP 950 (Ref. 950N61) Neonatal noninvasive Single heated circuit kit, Fisher & Paykel GmbH, Auckland, New Zealand
Y-Stück F120®	Mehrwegprodukt ohne nähere Kennzeichnung
Y-Stück Stephan	Easy Flow nCPAP, Applikator komplett, Fritz Stephan GmbH, Gackebach, Germany

10.4 Übersicht über die einzelnen durchgeführten Versuche

10.4.1 Zusätzliche Atemarbeit bei simuliertem Frühgeborenen und PEEP 5 cmH₂O

10.4.1.1 Benveniste®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]-MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	5,066	78,345	0,280	-5,005	4,561	4,248	0,078	0,083
2	5,008	78,446	0,281	-5,005	4,575	4,265	0,076	0,081
3	4,991	78,441	0,281	-5,005	4,527	4,227	0,070	0,078
4	5,005	78,343	0,280	-5,005	4,554	4,278	0,048	0,057
5	4,947	78,406	0,280	-5,005	4,520	4,215	0,059	0,071
6	4,989	78,438	0,281	-5,005	4,490	4,195	0,057	0,072
7	4,928	78,639	0,280	-5,005	4,469	4,174	0,057	0,075
8	4,984	78,331	0,280	-5,005	4,485	4,183	0,058	0,073
9	5,058	78,473	0,280	-5,005	4,468	4,177	0,060	0,073
10	5,025	78,429	0,281	-5,005	4,436	4,137	0,047	0,075

10.4.1.2 NeoBreathe®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]-MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	4,957	78,535	0,280	-5,005	4,625	4,335	0,058	0,063
2	4,989	78,474	0,281	-5,005	4,582	4,295	0,057	0,067
3	4,964	78,507	0,280	-5,005	4,609	4,331	0,051	0,058
4	4,978	78,471	0,280	-5,005	4,579	4,289	0,044	0,063
5	4,996	78,261	0,280	-5,005	4,613	4,308	0,046	0,074
6	4,976	78,518	0,280	-5,005	4,715	4,404	0,054	0,070
7	4,921	78,276	0,281	-5,005	4,635	4,339	0,057	0,070
8	4,991	78,417	0,280	-5,005	4,536	4,256	0,051	0,061
9	4,981	78,451	0,280	-5,005	4,560	4,273	0,052	0,065
10	4,930	77,462	0,280	-5,005	4,515	4,233	0,044	0,059

10.4.1.3 InfantFlow®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]-MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	4,974	78,375	0,281	-5,005	4,502	4,176	0,074	0,109
2	5,006	78,522	0,281	-5,005	4,386	4,107	0,057	0,068
3	4,970	78,341	0,280	-5,005	4,191	4,152	0,069	0,059
4	4,913	78,384	0,281	-5,005	4,462	4,284	0,062	0,069
5	4,932	78,494	0,280	-5,005	4,378	4,120	0,068	0,069
6	4,982	78,185	0,280	-5,005	4,498	4,253	0,061	0,064
7	4,930	78,401	0,280	-5,005	4,414	4,108	0,069	0,079
8	5,024	78,387	0,280	-5,005	4,412	4,130	0,054	0,057
9	4,932	78,459	0,280	-5,005	4,426	4,198	0,051	0,065
10	4,956	78,424	0,279	-5,005	4,345	4,140	0,053	0,059

10.4.1.4 RPAP®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]-MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	4,957	78,245	0,280	-5,005	4,806	4,527	0,041	-0,003
2	4,603	78,413	0,280	-5,005	4,624	4,368	0,052	0,060
3	4,782	78,490	0,281	-5,005	4,493	4,240	0,042	0,066
4	4,494	78,613	0,281	-5,005	4,599	4,337	0,044	0,065
5	4,528	78,323	0,280	-5,005	4,704	4,434	0,083	0,012
6	4,581	78,214	0,281	-5,005	4,498	4,220	0,058	0,059
7	4,716	78,529	0,280	-5,005	4,466	4,195	0,057	0,060
8	4,788	73,450	0,280	-5,005	4,500	4,204	0,054	0,062
9	4,696	78,159	0,281	-5,005	4,407	4,140	0,057	0,072
10	4,711	78,479	0,280	-5,005	4,520	4,274	0,017	0,057

10.4.1.5 Medijet®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	5,006	78,378	0,280	-5,505	4,468	3,926	0,327	0,351
2	5,022	78,317	0,281	-5,505	4,414	3,876	0,342	0,346
3	4,907	78,296	0,280	-5,505	4,555	4,035	0,326	0,317
4	4,896	78,449	0,280	-5,505	4,535	4,017	0,299	0,337
5	5,000	78,317	0,280	-5,505	4,368	3,803	0,348	0,358
6	4,961	78,487	0,281	-5,505	4,380	3,833	0,346	0,352
7	4,930	78,386	0,280	-5,505	4,581	4,062	0,311	0,314
8	4,930	78,313	0,280	-5,505	4,440	3,879	0,328	0,362
9	4,910	78,384	0,280	-5,505	4,380	3,831	0,341	0,354
10	4,934	78,509	0,281	-5,505	4,353	3,814	0,339	0,357

10.4.1.6 Eve®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	5,032	78,338	0,281	-5,005	4,743	4,390	0,094	0,087
2	5,042	78,372	0,281	-5,005	4,757	4,408	0,097	0,081
3	5,037	75,640	0,265	-5,005	4,745	4,394	0,090	0,079
4	5,047	78,551	0,280	-5,005	4,720	4,372	0,091	0,084
5	5,050	78,243	0,280	-5,004	4,720	4,372	0,091	0,081
6	5,011	78,378	0,280	-5,005	4,737	4,381	0,091	0,087
7	5,011	78,414	0,281	-5,005	4,724	4,378	0,090	0,086
8	5,018	78,280	0,280	-5,004	4,721	4,370	0,090	0,086
9	5,017	78,452	0,280	-5,005	4,716	4,375	0,089	0,086
10	5,022	78,418	0,280	-5,005	4,736	4,381	0,090	0,085

10.4.1.7 Leoni®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	5,600	78,377	0,280	-5,005	4,659	4,206	0,239	0,145
2	5,511	78,475	0,280	-5,005	4,661	4,202	0,249	0,143
3	5,556	78,303	0,281	-5,005	4,631	4,174	0,251	0,146
4	5,562	78,550	0,281	-5,005	4,598	4,152	0,249	0,147
5	5,537	78,395	0,280	-5,005	4,645	4,183	0,248	0,145
6	5,525	78,305	0,282	-5,005	4,657	4,206	0,250	0,142
7	5,525	78,385	0,281	-5,005	4,653	4,199	0,250	0,144
8	5,526	78,366	0,280	-5,005	4,674	4,220	0,256	0,139
9	5,559	78,445	0,280	-5,005	4,683	4,234	0,250	0,146
10	5,541	78,264	0,281	-5,005	4,695	4,235	0,254	0,145

10.4.1.8 Sophie®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	5,090	78,229	0,280	-4,504	4,327	3,898	0,049	0,117
2	5,042	78,433	0,280	-4,504	4,317	3,910	0,062	0,116
3	5,098	78,401	0,280	-4,504	4,343	3,922	0,053	0,116
4	5,098	78,200	0,281	-4,504	4,343	3,930	0,072	0,095
5	5,103	78,333	0,280	-4,504	4,321	3,905	0,056	0,105
6	5,105	78,370	0,279	-4,504	4,326	3,900	0,048	0,114
7	5,087	78,197	0,281	-4,504	4,322	3,903	0,048	0,114
8	5,092	78,332	0,280	-4,504	4,326	3,893	0,050	0,114
9	5,094	78,328	0,281	-4,504	4,351	3,920	0,048	0,115
10	5,008	78,266	0,280	-4,504	4,336	3,905	0,083	0,081

10.4.1.9 Babylog®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]-MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	4,815	78,463	0,281	-5,505	4,616	4,112	0,269	0,236
2	4,924	78,208	0,281	-5,505	4,598	4,111	0,276	0,243
3	4,869	78,429	0,281	-5,505	4,656	4,152	0,276	0,242
4	5,010	78,471	0,280	-5,505	4,591	4,098	0,269	0,245
5	4,904	78,406	0,280	-5,505	4,589	4,097	0,272	0,241
6	4,973	78,209	0,281	-5,505	4,588	4,091	0,263	0,243
7	4,893	78,572	0,280	-5,505	4,596	4,093	0,266	0,240
8	5,146	78,418	0,281	-5,505	4,539	4,051	0,269	0,240
9	4,959	78,402	0,281	-5,505	4,560	4,065	0,267	0,243
10	4,904	78,466	0,280	-5,505	4,566	4,072	0,263	0,240

10.4.1.10 F120®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]-MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	5,230	78,588	0,280	-5,505	4,433	3,987	0,281	0,309
2	5,592	79,323	0,280	-5,505	4,397	3,940	0,228	0,361
3	5,824	78,384	0,280	-5,505	4,627	4,132	0,287	0,300
4	5,663	78,691	0,280	-5,505	4,615	4,144	0,264	0,278
5	5,469	78,456	0,281	-5,487	4,468	3,989	0,314	0,267
6	5,363	78,559	0,280	-5,505	4,453	3,974	0,294	0,308
7	5,483	78,316	0,272	-5,505	4,472	3,995	0,259	0,312
8	5,511	78,566	0,281	-5,505	4,583	4,083	0,299	0,276
9	5,445	78,488	0,281	-5,505	4,515	4,043	0,251	0,309
10	5,294	78,455	0,280	-5,505	4,493	4,016	0,282	0,296

10.4.1.11 Perivent® Flow 8 l / min

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	4,966	78,444	0,280	-6,006	4,478	3,984	0,379	0,393
2	4,970	79,231	0,279	-6,006	4,375	3,888	0,389	0,412
3	5,000	78,442	0,281	-6,005	4,359	3,884	0,368	0,410
4	5,059	78,480	0,281	-6,006	4,368	3,892	0,352	0,415
5	5,012	78,424	0,281	-6,006	4,307	3,857	0,369	0,415
6	4,971	77,395	0,281	-6,006	4,389	3,873	0,406	0,400
7	4,986	78,434	0,280	-6,006	4,437	3,944	0,389	0,399
8	4,976	78,433	0,281	-6,006	4,313	3,832	0,374	0,409
9	4,936	78,445	0,281	-6,005	4,329	3,849	0,376	0,412
10	5,002	78,362	0,280	-6,006	4,354	3,863	0,391	0,405

10.4.1.12 Perivent® Flow 15 l / min

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	5,056	78,468	0,281	-6,006	4,758	4,263	0,339	0,329
2	5,040	78,621	0,280	-6,006	4,798	4,317	0,327	0,331
3	4,985	78,505	0,280	-6,006	4,763	4,283	0,328	0,325
4	4,992	78,401	0,281	-6,006	4,784	4,309	0,331	0,324
5	4,996	78,432	0,281	-6,006	4,755	4,281	0,326	0,325
6	4,957	78,403	0,280	-6,006	4,752	4,277	0,331	0,327
7	4,998	78,395	0,281	-6,006	4,731	4,252	0,333	0,325
8	5,023	78,573	0,281	-6,006	4,725	4,251	0,330	0,329
9	4,953	78,466	0,280	-6,006	4,754	4,267	0,336	0,322
10	4,990	78,461	0,280	-6,006	4,742	4,271	0,330	0,325

10.4.2 Zusätzliche Atemarbeit bei simuliertem Frühgeborenen und PEEP 10 cmH₂O

10.4.2.1 Benveniste®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	9,889	78,430	0,280	-5,005	4,510	4,231	0,096	0,070
2	9,866	78,471	0,280	-5,005	4,538	4,279	0,063	0,069
3	9,835	78,433	0,280	-5,005	4,450	4,171	0,071	0,071
4	9,937	78,440	0,280	-5,005	4,394	4,089	0,082	0,093
5	9,841	78,431	0,280	-5,005	4,495	4,227	0,055	0,070
6	10,018	78,543	0,280	-5,005	4,456	4,156	0,049	0,068
7	9,842	78,438	0,280	-5,005	4,444	4,185	0,057	0,065
8	9,565	78,458	0,282	-5,005	4,500	4,279	0,047	0,048
9	9,650	78,475	0,281	-5,005	4,526	4,273	0,068	0,078
10	9,922	78,464	0,280	-5,005	4,507	4,222	0,076	0,091

10.4.2.2 NeoBreathe®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	9,967	78,380	0,280	-5,005	4,549	4,281	0,051	0,059
2	9,998	78,313	0,280	-5,005	4,441	4,179	0,052	0,061
3	9,906	78,449	0,280	-5,005	4,519	4,230	0,056	0,059
4	9,967	78,349	0,281	-5,005	4,362	4,060	0,081	0,090
5	10,028	78,320	0,280	-5,005	4,426	4,121	0,057	0,075
6	10,013	78,379	0,281	-5,005	4,456	4,144	0,064	0,077
7	9,943	78,417	0,280	-5,005	4,507	4,208	0,052	0,077
8	10,031	78,222	0,281	-5,005	4,401	4,116	0,066	0,072
9	9,936	78,344	0,280	-5,005	4,573	4,290	0,038	0,052
10	9,994	78,324	0,281	-5,005	4,435	4,162	0,059	0,074

10.4.2.3 InfantFlow®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	9,919	78,489	0,280	-5,505	4,347	4,303	0,112	0,122
2	9,821	78,425	0,281	-5,505	4,077	4,392	0,083	0,104
3	9,896	78,391	0,280	-5,505	4,269	4,393	0,094	0,083
4	9,794	78,489	0,280	-5,505	4,732	4,450	0,102	0,090
5	9,926	78,446	0,280	-5,505	4,572	4,334	0,095	0,148
6	9,792	78,490	0,280	-5,505	4,724	4,361	0,098	0,138
7	9,839	78,420	0,280	-5,505	4,685	4,374	0,083	0,107
8	9,786	78,294	0,280	-5,505	4,597	4,283	0,086	0,084
9	9,874	78,281	0,280	-5,505	4,669	4,359	0,094	0,090
10	9,849	78,280	0,282	-5,505	4,785	4,495	0,078	0,130

10.4.2.4 RPAP®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	9,724	78,377	0,280	-5,005	4,338	4,008	0,204	0,186
2	9,986	78,441	0,280	-5,005	4,523	4,223	0,104	0,092
3	9,863	78,316	0,281	-5,005	4,479	4,150	0,070	0,125
4	9,806	78,491	0,280	-5,005	4,406	4,092	0,092	0,118
5	9,804	78,212	0,282	-5,005	4,358	4,094	0,087	0,129
6	9,839	78,491	0,279	-5,005	4,483	4,156	0,062	0,127
7	9,810	78,361	0,280	-5,005	4,521	4,223	0,027	0,119
8	9,792	78,492	0,280	-5,005	4,580	4,277	0,036	0,108
9	9,636	78,329	0,280	-5,005	4,567	4,278	-0,078	0,104
10	10,170	77,606	0,281	-5,005	4,456	4,154	0,098	0,113

10.4.2.5 Medijet®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	9,967	78,343	0,281	-6,006	4,585	3,980	0,437	0,478
2	9,930	78,387	0,281	-6,006	4,506	3,900	0,439	0,471
3	9,866	78,316	0,281	-6,006	4,590	3,961	0,437	0,461
4	9,903	78,443	0,280	-6,006	4,454	3,841	0,451	0,471
5	9,843	78,517	0,280	-6,006	4,464	3,845	0,433	0,475
6	9,806	78,322	0,281	-6,006	4,578	3,976	0,434	0,462
7	9,931	78,335	0,280	-6,006	4,552	3,907	0,430	0,476
8	9,812	78,512	0,280	-6,006	4,586	3,976	0,429	0,461
9	9,867	78,513	0,280	-6,006	4,455	3,863	0,435	0,471
10	9,938	78,349	0,280	-6,006	4,649	4,030	0,442	0,468

10.4.2.6 Eve®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	9,980	78,417	0,281	-5,005	4,647	4,298	0,090	0,066
2	9,998	78,350	0,280	-5,005	4,611	4,262	0,085	0,068
3	10,006	78,340	0,281	-5,005	4,591	4,247	0,087	0,069
4	9,999	78,379	0,280	-5,005	4,611	4,257	0,078	0,071
5	10,001	78,343	0,281	-5,005	4,597	4,260	0,079	0,071
6	9,983	78,412	0,280	-5,005	4,583	4,236	0,081	0,068
7	10,000	78,219	0,281	-5,005	4,585	4,232	0,083	0,070
8	9,996	78,549	0,281	-5,005	4,545	4,203	0,083	0,065
9	9,999	78,380	0,281	-5,005	4,512	4,170	0,079	0,069
10	9,976	78,317	0,276	-5,005	4,558	4,221	0,083	0,066

10.4.2.7 **Leoni®**

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	10,509	78,542	0,280	-5,005	4,617	4,171	0,194	0,148
2	10,496	78,512	0,281	-5,005	4,668	4,223	0,201	0,141
3	10,492	78,337	0,281	-5,005	4,652	4,205	0,194	0,140
4	10,265	77,663	0,288	-5,005	4,704	4,279	0,182	0,123
5	10,468	78,514	0,280	-5,005	4,655	4,196	0,193	0,142
6	10,510	78,446	0,281	-5,005	4,595	4,136	0,195	0,142
7	10,514	77,595	0,280	-5,005	4,631	4,180	0,196	0,142
8	10,500	78,324	0,280	-5,005	4,624	4,176	0,197	0,139
9	10,511	78,261	0,281	-5,005	4,595	4,143	0,199	0,142
10	10,376	79,259	0,281	-5,005	4,621	4,168	0,190	0,133

10.4.2.8 **Sophie®**

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	9,779	79,352	0,272	-4,504	4,724	4,300	0,101	0,085
2	9,852	78,421	0,281	-4,504	4,694	4,280	0,084	0,077
3	9,766	78,317	0,280	-4,504	4,724	4,291	0,104	0,094
4	9,857	78,321	0,280	-4,504	4,695	4,275	0,087	0,080
5	9,860	78,357	0,280	-4,504	4,685	4,269	0,089	0,078
6	9,849	78,383	0,281	-4,504	4,703	4,281	0,087	0,079
7	9,861	78,518	0,280	-4,504	4,675	4,256	0,089	0,078
8	9,893	78,447	0,280	-4,504	4,650	4,239	0,074	0,095
9	9,824	78,423	0,280	-4,504	4,706	4,288	0,085	0,076
10	9,864	78,347	0,281	-4,504	4,685	4,272	0,089	0,077

10.4.2.9 Babylog®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	9,717	78,302	0,281	-5,505	4,626	4,139	0,276	0,231
2	9,685	78,349	0,280	-5,505	4,641	4,149	0,275	0,224
3	9,604	78,474	0,280	-5,505	4,631	4,145	0,272	0,225
4	9,564	78,496	0,281	-5,505	4,646	4,154	0,272	0,232
5	9,700	78,371	0,281	-5,505	4,617	4,125	0,272	0,227
6	9,715	78,575	0,280	-5,505	4,556	4,073	0,272	0,230
7	9,820	78,437	0,281	-5,505	4,579	4,102	0,266	0,229
8	9,809	78,370	0,281	-5,505	4,597	4,119	0,262	0,229
9	9,752	78,503	0,280	-5,505	4,612	4,140	0,266	0,225
10	9,804	78,511	0,280	-5,505	4,569	4,086	0,270	0,224

10.4.2.10 F120®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	10,641	78,580	0,281	-5,505	4,612	4,078	0,495	0,294
2	11,048	78,550	0,281	-5,505	4,786	4,252	0,362	0,357
3	11,224	78,392	0,281	-5,505	4,443	3,911	0,365	0,407
4	10,383	79,493	0,280	-5,505	4,247	3,796	0,399	0,315
5	11,031	78,448	0,281	-5,505	4,344	3,846	0,308	0,374
6	11,064	78,489	0,280	-5,505	4,518	4,004	0,377	0,342
7	11,173	78,695	0,280	-5,505	4,591	4,071	0,266	0,444
8	10,892	77,576	0,281	-5,505	4,554	4,042	0,384	0,312
9	11,061	78,497	0,280	-5,505	4,281	3,812	0,329	0,389
10	11,240	78,485	0,280	-5,505	4,044	3,593	0,346	0,359

10.4.2.11 Perivent® Flow 8 l / min

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	10,031	78,387	0,281	-8,007	4,609	4,049	0,628	0,802
2	10,054	78,172	0,280	-8,007	4,548	3,997	0,626	0,794
3	10,018	77,518	0,281	-8,007	4,570	4,006	0,633	0,791
4	10,017	78,434	0,281	-8,008	4,610	4,048	0,620	0,803
5	9,999	78,410	0,281	-8,007	4,610	4,042	0,614	0,803
6	9,971	78,566	0,280	-8,007	4,569	4,022	0,636	0,789
7	9,991	78,376	0,281	-8,007	4,580	4,014	0,621	0,813
8	9,980	78,538	0,281	-8,007	4,590	4,035	0,629	0,793
9	10,027	78,364	0,281	-8,007	4,634	4,072	0,639	0,795
10	10,045	78,452	0,281	-8,007	4,625	4,063	0,613	0,804

10.4.2.12 Perivent® Flow 15 l / min

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	10,039	79,443	0,280	-6,506	4,547	4,008	0,449	0,518
2	10,045	78,496	0,280	-6,506	4,546	4,021	0,459	0,513
3	10,016	78,363	0,281	-6,506	4,580	4,040	0,454	0,511
4	10,053	78,469	0,281	-6,506	4,600	4,064	0,462	0,507
5	10,015	78,606	0,280	-6,506	4,640	4,106	0,460	0,509
6	10,035	78,563	0,281	-6,506	4,594	4,073	0,461	0,506
7	10,032	78,565	0,280	-6,506	4,593	4,058	0,456	0,515
8	10,040	78,459	0,281	-6,506	4,584	4,052	0,460	0,509
9	10,076	78,400	0,280	-6,506	4,585	4,047	0,462	0,514
10	10,024	78,612	0,280	-6,506	4,534	4,015	0,453	0,511

10.4.3 Zusätzliche Atemarbeit bei simuliertem Neugeborenen und PEEP 5 cmH₂O

10.4.3.1 Benveniste®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	4,935	59,244	0,376	-14,508	13,932	13,177	0,270	0,339
2	5,012	59,232	0,375	-14,508	13,893	13,168	0,344	0,257
3	4,980	59,191	0,375	-14,508	13,905	13,137	0,307	0,383
4	5,033	59,279	0,375	-14,508	13,861	13,106	0,311	0,363
5	5,033	59,116	0,377	-14,508	13,968	13,194	0,302	0,373
6	5,048	59,211	0,375	-14,508	13,970	13,209	0,259	0,350
7	5,056	59,120	0,375	-14,508	14,043	13,283	0,309	0,333
8	4,979	59,252	0,375	-14,508	13,895	13,146	0,320	0,329
9	4,972	59,138	0,376	-14,508	13,923	13,194	0,338	0,313
10	5,026	59,139	0,376	-14,508	13,952	13,218	0,311	0,298

10.4.3.2 NeoBreathe®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	5,038	59,220	0,376	-14,508	14,087	13,337	0,163	0,263
2	4,938	59,046	0,375	-14,508	14,022	13,292	0,157	0,260
3	4,898	59,070	0,384	-14,508	13,991	13,267	0,136	0,214
4	4,977	59,089	0,376	-14,508	13,999	13,287	0,141	0,203
5	4,959	59,136	0,376	-14,508	13,980	13,286	0,125	0,173
6	4,935	59,163	0,376	-14,508	14,024	13,303	0,147	0,177
7	4,978	59,185	0,376	-14,508	13,956	13,227	0,134	0,299
8	5,013	59,129	0,376	-14,508	13,949	13,212	0,149	0,272
9	4,980	59,166	0,376	-14,508	13,957	13,198	0,150	0,262
10	4,971	59,203	0,377	-14,508	13,912	13,180	0,172	0,242

10.4.3.3 *InfantFlow®*

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	4,831	59,236	0,375	-15,008	13,988	13,048	0,517	0,728
2	4,915	59,178	0,376	-15,008	14,124	13,213	0,566	0,844
3	4,920	59,249	0,376	-15,008	14,026	13,125	0,565	0,840
4	4,886	59,307	0,375	-15,008	14,100	13,173	0,564	0,825
5	4,889	59,199	0,375	-15,008	14,022	13,129	0,512	0,800
6	4,888	59,172	0,376	-15,008	14,126	13,262	0,570	0,821
7	4,885	59,103	0,375	-15,008	13,967	13,005	0,693	0,927
8	4,879	59,118	0,381	-15,008	14,003	13,062	0,564	0,830
9	4,904	59,179	0,375	-15,008	14,049	13,123	0,556	0,806
10	4,966	59,046	0,376	-15,008	14,053	13,155	0,540	0,804

10.4.3.4 *RPAP®*

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	4,883	59,229	0,375	-14,508	13,875	13,081	0,641	0,603
2	4,769	59,152	0,376	-14,508	13,904	13,075	0,710	0,579
3	4,818	59,175	0,376	-14,508	13,908	13,120	0,657	0,572
4	4,907	59,191	0,376	-14,508	13,938	13,164	0,678	0,552
5	4,881	59,177	0,410	-14,097	13,730	12,924	0,759	0,676
6	4,892	59,116	0,375	-14,508	13,820	13,034	0,668	0,628
7	4,923	59,171	0,376	-14,508	13,867	13,082	0,665	0,588
8	4,851	59,123	0,376	-14,508	13,963	13,189	0,679	0,453
9	4,897	59,212	0,375	-14,508	13,899	13,087	0,661	0,602
10	4,418	59,220	0,375	-14,508	13,905	13,087	0,689	0,514

10.4.3.5 Eve®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	5,001	59,144	0,376	-14,508	14,194	13,377	0,565	0,335
2	4,994	58,642	0,375	-14,508	14,238	13,408	0,555	0,350
3	4,991	59,103	0,376	-14,508	14,168	13,358	0,548	0,334
4	4,997	59,201	0,375	-14,508	14,198	13,383	0,558	0,333
5	5,000	59,151	0,376	-14,508	14,164	13,364	0,560	0,319
6	5,000	59,161	0,376	-14,508	14,178	13,372	0,558	0,327
7	4,985	59,195	0,375	-14,508	14,144	13,339	0,551	0,311
8	4,981	59,160	0,383	-14,508	14,197	13,396	0,557	0,323
9	5,002	55,478	0,378	-14,507	14,172	13,366	0,568	0,324
10	4,979	59,128	0,376	-14,508	14,207	13,403	0,554	0,326

10.4.3.6 Leoni®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	5,512	59,198	0,375	-14,508	14,548	13,469	1,835	0,754
2	5,523	59,237	0,375	-14,508	14,519	13,428	1,829	0,757
3	5,529	59,099	0,375	-14,508	14,518	13,412	1,802	0,759
4	5,529	59,251	0,376	-14,508	14,417	13,335	1,816	0,758
5	5,529	59,215	0,376	-14,508	14,445	13,364	1,823	0,756
6	5,530	59,173	0,376	-14,508	14,511	13,426	1,833	0,757
7	5,549	59,060	0,376	-14,508	14,540	13,412	1,745	0,788
8	5,520	59,159	0,375	-14,508	14,552	13,442	1,779	0,761
9	5,506	59,253	0,376	-14,508	14,571	13,520	1,693	0,747
10	5,547	59,216	0,375	-14,508	14,575	13,482	1,786	0,756

10.4.3.7 Sophie®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	4,989	59,044	0,376	-14,008	14,099	13,133	0,920	0,418
2	5,117	59,108	0,372	-14,007	14,067	12,938	0,740	0,597
3	5,131	59,125	0,376	-14,007	14,030	13,082	0,739	0,593
4	5,135	61,943	0,372	-13,100	13,840	12,947	0,656	0,592
5	5,012	59,056	0,375	-14,008	14,060	13,096	0,872	0,431
6	5,004	59,131	0,375	-14,007	14,051	13,071	0,836	0,468
7	5,138	59,123	0,375	-14,007	14,017	13,061	0,736	0,569
8	5,056	59,094	0,375	-14,007	14,014	13,049	0,807	0,495
9	5,057	59,186	0,376	-14,008	14,008	13,059	0,820	0,486
10	5,137	59,144	0,376	-14,008	13,998	13,034	0,742	0,572

10.4.3.8 Babylog®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	5,073	59,174	0,376	-15,008	13,999	12,853	2,159	1,430
2	4,956	59,194	0,376	-15,008	13,964	12,813	2,151	1,424
3	4,956	59,153	0,376	-15,008	13,927	12,790	2,139	1,417
4	4,939	59,160	0,376	-15,008	13,894	12,769	2,113	1,428
5	4,991	59,199	0,376	-15,008	13,947	12,810	2,134	1,424
6	5,015	59,153	0,376	-15,008	13,919	12,805	2,128	1,419
7	5,014	59,173	0,376	-15,008	13,902	12,786	2,117	1,437
8	5,008	59,174	0,376	-15,008	13,889	12,767	2,123	1,429
9	5,033	59,195	0,376	-15,008	13,871	12,747	2,124	1,421
10	5,007	59,173	0,368	-15,008	13,910	12,781	2,133	1,393

10.4.3.9 F120®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	6,091	59,172	0,376	-15,508	14,150	12,903	2,510	1,889
2	6,763	59,143	0,375	-15,508	14,129	12,811	2,915	1,825
3	6,067	58,769	0,376	-15,508	14,230	13,000	2,329	1,822
4	6,045	59,100	0,377	-15,508	14,263	13,006	2,373	1,897
5	6,035	58,730	0,383	-15,508	14,235	12,997	2,261	1,952
6	5,990	59,168	0,376	-15,508	14,294	13,046	2,340	1,982
7	6,115	59,252	0,376	-15,508	14,194	12,954	2,356	1,956
8	5,841	59,210	0,376	-15,508	14,209	13,027	2,414	1,707
9	5,988	59,114	0,376	-15,508	14,236	13,015	2,252	1,887
10	5,868	59,228	0,375	-15,508	14,173	12,942	2,313	1,896

10.4.3.10 Perivent® Flow 8 l / min

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	6,091	59,172	0,376	-15,508	14,150	12,903	2,510	1,889
2	6,763	59,143	0,375	-15,508	14,129	12,811	2,915	1,825
3	6,067	58,769	0,376	-15,508	14,230	13,000	2,329	1,822
4	6,045	59,100	0,377	-15,508	14,263	13,006	2,373	1,897
5	6,035	58,730	0,383	-15,508	14,235	12,997	2,261	1,952
6	5,990	59,168	0,376	-15,508	14,294	13,046	2,340	1,982
7	6,115	59,252	0,376	-15,508	14,194	12,954	2,356	1,956
8	5,841	59,210	0,376	-15,508	14,209	13,027	2,414	1,707
9	5,988	59,114	0,376	-15,508	14,236	13,015	2,252	1,887
10	5,868	59,228	0,375	-15,508	14,173	12,942	2,313	1,896

10.4.3.11 Perivent® Flow 15 l / min

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	5,013	59,206	0,375	-16,008	14,028	12,900	2,718	2,052
2	5,031	59,151	0,376	-16,009	14,028	12,889	2,715	2,021
3	4,974	59,190	0,375	-16,009	14,069	12,920	2,716	2,011
4	5,023	59,187	0,375	-16,008	14,088	12,950	2,671	1,992
5	4,992	59,148	0,375	-16,008	14,067	12,909	2,683	2,004
6	5,019	59,150	0,375	-16,009	14,036	12,891	2,711	2,042
7	5,024	59,192	0,375	-16,009	14,156	13,004	2,629	1,969
8	4,946	59,187	0,376	-16,009	14,028	12,887	2,673	2,012
9	4,995	59,184	0,376	-16,009	13,964	12,815	2,689	2,033
10	5,047	59,132	0,376	-16,009	13,963	12,797	2,690	2,040

10.4.4 Zusätzliche Atemarbeit bei simuliertem Neugeborenen und PEEP 10 cmH₂O

10.4.4.1 Benveniste®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	9,892	59,192	0,375	-14,008	13,712	12,800	0,225	0,404
2	9,900	58,608	0,384	-14,008	13,994	13,062	0,138	0,314
3	9,884	59,214	0,375	-14,007	13,805	12,907	0,240	0,336
4	9,839	59,194	0,376	-14,007	13,678	12,913	0,179	0,234
5	9,903	59,641	0,375	-14,007	13,825	12,945	0,170	0,339
6	9,923	59,137	0,384	-14,007	14,042	13,054	0,234	0,347
7	10,014	59,173	0,376	-14,008	13,938	12,871	0,205	0,304
8	9,844	59,212	0,376	-14,007	13,751	12,916	0,168	0,374
9	9,931	59,308	0,375	-14,008	14,071	13,097	0,189	0,325
10	9,940	59,199	0,375	-14,008	13,819	12,855	0,176	0,344
11	10,019	58,607	0,376	-14,008	13,880	12,951	0,220	0,334
12	10,023	59,210	0,375	-14,007	13,934	12,928	0,189	0,432
13	9,903	59,723	0,376	-14,007	13,700	12,890	0,277	0,353

10.4.4.2 NeoBreathe®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	9,922	59,094	0,375	-14,508	14,108	13,328	0,160	0,276
2	9,976	59,147	0,376	-14,508	14,109	13,355	0,133	0,310
3	10,014	59,170	0,375	-14,508	14,138	13,389	0,143	0,285
4	10,028	58,703	0,383	-14,508	14,219	13,457	0,139	0,195
5	9,928	59,078	0,375	-14,508	14,177	13,484	0,163	0,185
6	10,003	59,167	0,376	-14,508	14,033	13,316	0,201	0,322
7	9,988	59,089	0,375	-14,508	14,004	13,256	0,155	0,314
8	10,010	59,148	0,376	-14,508	14,179	13,501	0,116	0,243
9	9,949	59,109	0,376	-14,508	14,147	13,425	0,152	0,274
10	9,951	59,206	0,376	-14,508	14,167	13,414	0,179	0,316

10.4.4.3 InfantFlow®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	9,761	59,177	0,376	-15,008	13,796	12,776	0,690	0,981
2	9,785	59,103	0,375	-15,008	13,886	12,787	0,711	1,023
3	9,848	58,354	0,351	-15,008	13,998	12,956	0,761	1,015
4	9,773	59,178	0,376	-15,008	14,139	13,032	0,658	0,892
5	9,794	59,133	0,376	-15,008	13,802	12,721	0,792	1,105
6	9,894	59,281	0,375	-15,008	13,906	12,850	0,790	1,142
7	9,803	59,201	0,376	-15,008	13,858	12,792	0,728	1,104
8	9,862	59,200	0,376	-15,008	14,060	13,062	0,780	1,127
9	9,783	59,040	0,376	-15,008	13,798	12,892	0,738	1,032
10	9,781	59,090	0,375	-15,008	13,920	12,849	0,822	1,109

10.4.4.4 RPAP®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	9,960	59,160	0,375	-14,508	13,779	12,884	0,895	0,862
2	10,003	59,238	0,376	-14,508	13,876	12,973	0,815	0,775
3	10,122	59,124	0,375	-14,508	13,972	13,009	0,804	0,769
4	9,804	59,123	0,376	-14,508	13,746	12,792	1,155	0,931
5	9,629	59,138	0,376	-14,508	13,904	12,983	1,035	0,822
6	10,049	59,140	0,376	-14,508	13,783	12,879	0,842	0,855
7	9,538	59,141	0,376	-14,508	13,843	12,921	1,026	0,795
8	9,742	58,656	0,382	-14,508	13,722	12,792	1,098	0,868
9	10,006	59,216	0,376	-14,508	13,778	12,897	1,054	0,872
10	10,024	59,177	0,376	-14,508	13,870	12,937	0,901	0,789

10.4.4.5 Eve®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	9,946	59,208	0,375	-14,508	14,057	13,257	0,516	0,317
2	9,959	59,205	0,374	-14,508	14,052	13,245	0,519	0,323
3	9,953	59,102	0,375	-14,508	14,059	13,254	0,541	0,305
4	9,968	59,080	0,375	-14,508	14,039	13,220	0,510	0,315
5	9,952	59,155	0,383	-14,508	13,977	13,174	0,521	0,319
6	9,967	59,096	0,376	-14,508	14,046	13,247	0,505	0,316
7	9,957	59,093	0,375	-14,508	14,061	13,252	0,511	0,315
8	9,887	59,054	0,376	-14,508	14,121	13,298	0,562	0,386
9	9,952	59,180	0,375	-14,508	13,991	13,198	0,525	0,292
10	9,956	59,125	0,377	-14,508	14,039	13,231	0,507	0,313

10.4.4.6 Leoni®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	10,469	59,162	0,375	-14,508	14,358	13,375	1,480	0,718
2	10,471	59,140	0,375	-14,508	14,333	13,346	1,481	0,717
3	10,479	59,156	0,375	-14,508	14,373	13,384	1,471	0,727
4	10,471	59,155	0,376	-14,508	14,328	13,340	1,470	0,720
5	10,451	59,231	0,375	-14,508	14,360	13,389	1,427	0,710
6	10,484	59,609	0,375	-14,508	14,327	13,355	1,454	0,730
7	10,477	59,234	0,375	-14,508	14,338	13,366	1,484	0,713
8	10,468	59,218	0,376	-14,508	14,308	13,326	1,472	0,719
9	10,464	59,143	0,375	-14,508	14,300	13,315	1,481	0,706
10	10,485	59,141	0,375	-14,508	14,317	13,338	1,450	0,725

10.4.4.7 Sophie®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	9,844	59,148	0,377	-14,007	14,463	13,452	0,701	0,512
2	9,792	59,204	0,376	-14,008	14,488	13,468	0,864	0,473
3	9,790	59,659	0,367	-14,007	14,512	13,518	0,752	0,443
4	9,776	59,228	0,376	-14,007	14,457	13,462	0,830	0,375
5	9,794	59,229	0,376	-14,007	14,476	13,493	0,776	0,441
6	9,803	59,173	0,375	-14,008	14,625	13,616	0,769	0,418
7	9,783	59,097	0,376	-14,007	14,647	13,634	0,758	0,437
8	9,761	59,202	0,375	-14,008	14,651	13,590	0,810	0,449
9	9,916	59,201	0,376	-14,008	14,696	13,680	0,635	0,559
10	9,813	59,120	0,376	-14,007	14,731	13,707	0,802	0,386

10.4.4.8 Babylog®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	9,907	59,143	0,376	-15,008	13,909	12,742	2,042	1,345
2	9,830	59,195	0,383	-15,007	13,725	12,655	1,989	1,325
3	9,822	59,173	0,376	-15,008	13,817	12,667	2,034	1,340
4	9,917	59,252	0,375	-15,008	13,847	12,694	2,013	1,360
5	9,838	59,154	0,376	-15,008	13,866	12,692	2,041	1,334
6	9,928	59,141	0,375	-15,008	13,885	12,710	2,027	1,343
7	9,925	59,137	0,376	-15,008	13,845	12,681	2,047	1,346
8	9,762	59,152	0,375	-15,008	13,863	12,690	2,033	1,357
9	9,996	59,240	0,376	-15,008	13,870	12,695	2,038	1,352
10	9,854	59,081	0,375	-15,008	13,879	12,694	2,046	1,352

10.4.4.9 F120®

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	9,618	59,250	0,376	-15,008	14,241	12,907	2,669	1,217
2	10,054	59,643	0,370	-15,008	14,149	12,784	2,542	1,456
3	10,058	59,230	0,376	-15,008	14,139	12,799	2,285	1,378
4	9,878	59,566	0,375	-15,008	14,091	12,734	2,586	1,234
5	10,202	59,263	0,374	-15,008	14,128	12,780	1,949	1,738
6	9,635	59,210	0,375	-15,008	14,243	12,887	2,639	1,203
7	10,247	59,286	0,375	-15,008	14,174	12,807	2,456	1,070
8	10,545	59,197	0,376	-15,008	13,922	12,602	1,694	2,152
9	10,427	59,211	0,376	-15,008	14,073	12,730	1,709	1,774
10	10,400	59,211	0,376	-15,008	14,072	12,817	1,630	1,530

10.4.4.10 Perivent® Flow 8 l / min

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	9,979	59,173	0,375	-20,511	14,146	12,522	5,179	5,425
2	10,005	59,075	0,376	-20,511	14,205	12,587	4,951	5,466
3	10,057	59,192	0,375	-20,511	14,209	12,629	4,989	5,426
4	10,038	59,130	0,375	-20,511	14,154	12,567	5,052	5,390
5	9,936	59,188	0,375	-20,511	14,214	12,637	4,994	5,409
6	10,010	59,152	0,356	-20,319	14,142	12,572	4,710	5,249
7	10,020	59,135	0,376	-20,511	14,043	12,499	4,861	5,461
8	9,986	59,194	0,376	-20,511	14,281	12,704	4,981	5,415
9	9,968	59,153	0,376	-20,511	13,943	12,385	4,852	5,435
10	9,975	59,136	0,376	-20,511	14,070	12,486	4,941	5,419

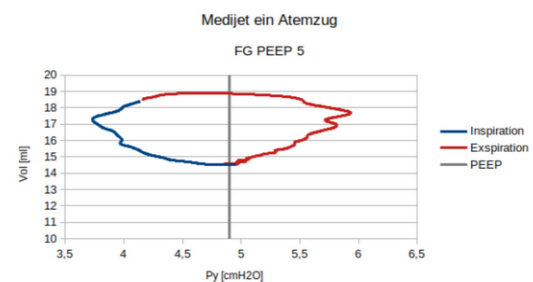
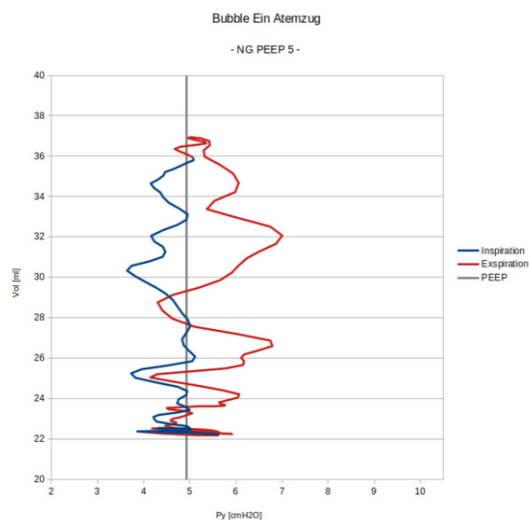
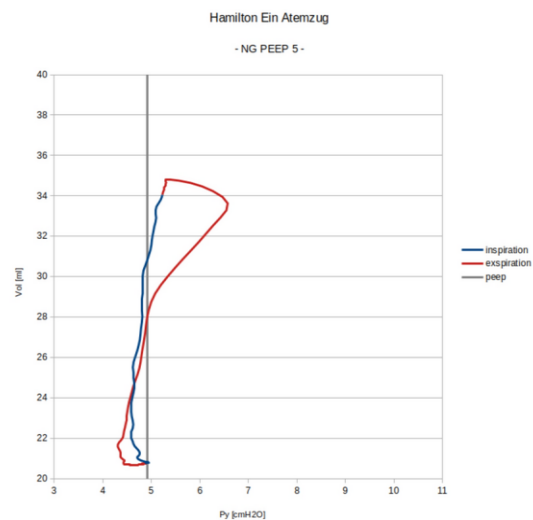
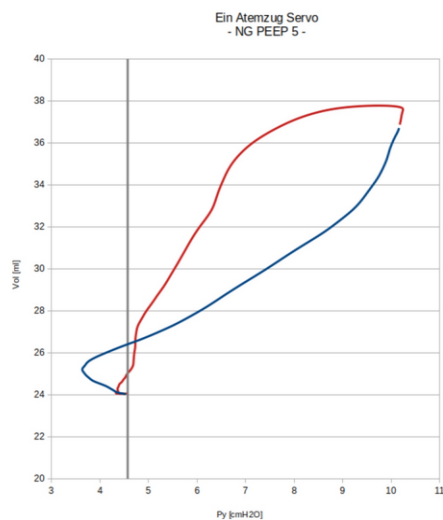
10.4.4.11 Perivent® Flow 15 l / min

Nr	PEEP	Frequenz [Hz] - MW	mittlere t ins [s] - MW	Prm [hPa]- MW	Vtid aus [ml] - MW	Vtid ein [ml] - MW	W_Aus [mJ] - MW	W_Ein [mJ] - MW
1	9,979	59,173	0,375	-20,511	14,146	12,522	5,179	5,425
2	10,005	59,075	0,376	-20,511	14,205	12,587	4,951	5,466
3	10,057	59,192	0,375	-20,511	14,209	12,629	4,989	5,426
4	10,038	59,130	0,375	-20,511	14,154	12,567	5,052	5,390
5	9,936	59,188	0,375	-20,511	14,214	12,637	4,994	5,409
6	10,010	59,152	0,356	-20,319	14,142	12,572	4,710	5,249
7	10,020	59,135	0,376	-20,511	14,043	12,499	4,861	5,461
8	9,986	59,194	0,376	-20,511	14,281	12,704	4,981	5,415
9	9,968	59,153	0,376	-20,511	13,943	12,385	4,852	5,435
10	9,975	59,136	0,376	-20,511	14,070	12,486	4,941	5,419

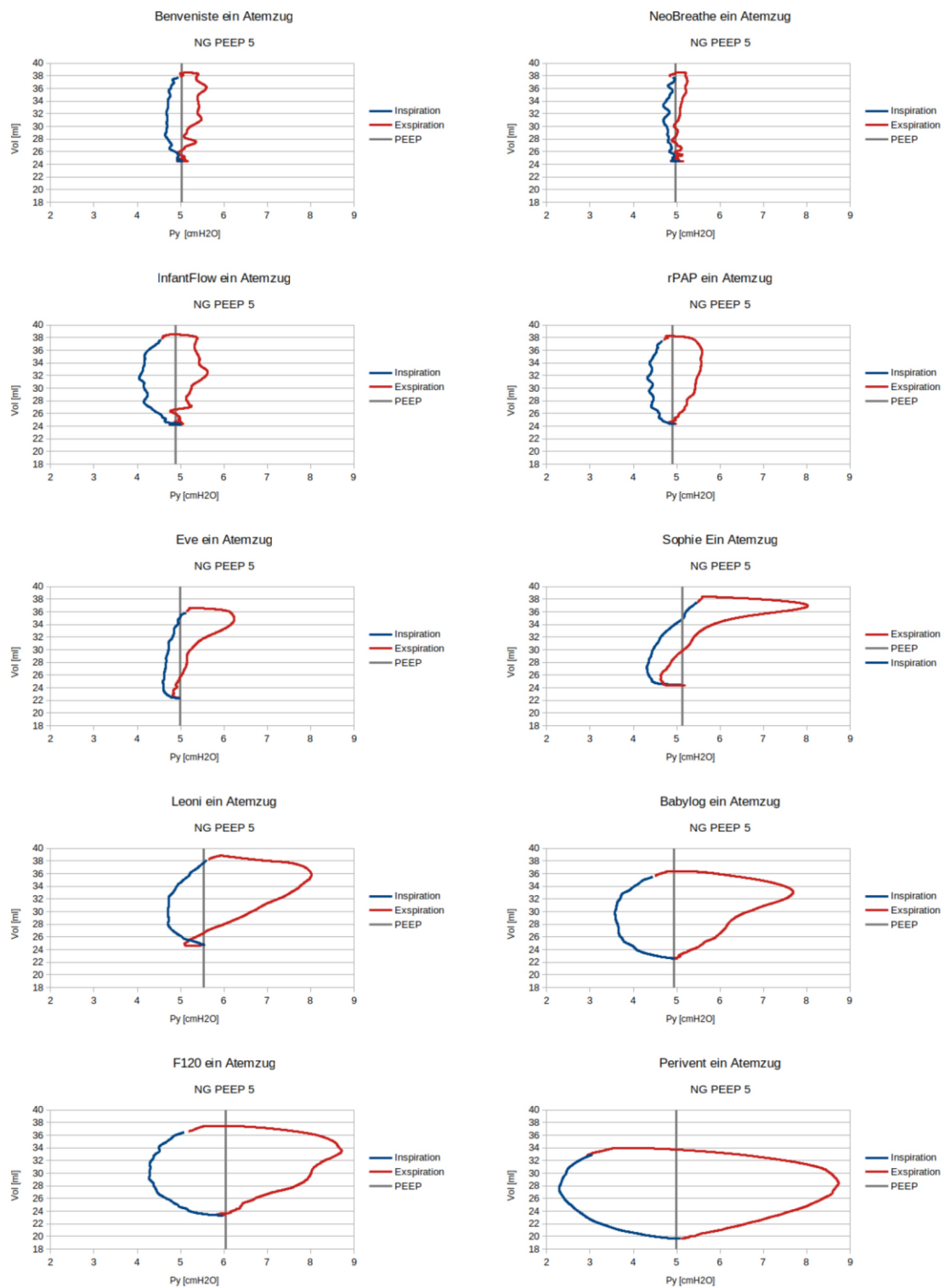
10.5 P-y-Diagramme (Loops)

10.5.1 P-y-Diagramme eines Atemzugs

Exemplarisch wird nur ein Atemzug beim simulierten Neugeborenen und PEEP 5 cmH₂O dargestellt. Zur besseren Vergleichbarkeit mit den bereits gezeigten p-V-Loops eines Atemzugs (Abbildung 14) werden die Messdaten des simulierten Neugeborenen bei PEEP 5 cmH₂O gezeigt. Da der Medijet® nur bei Simulation

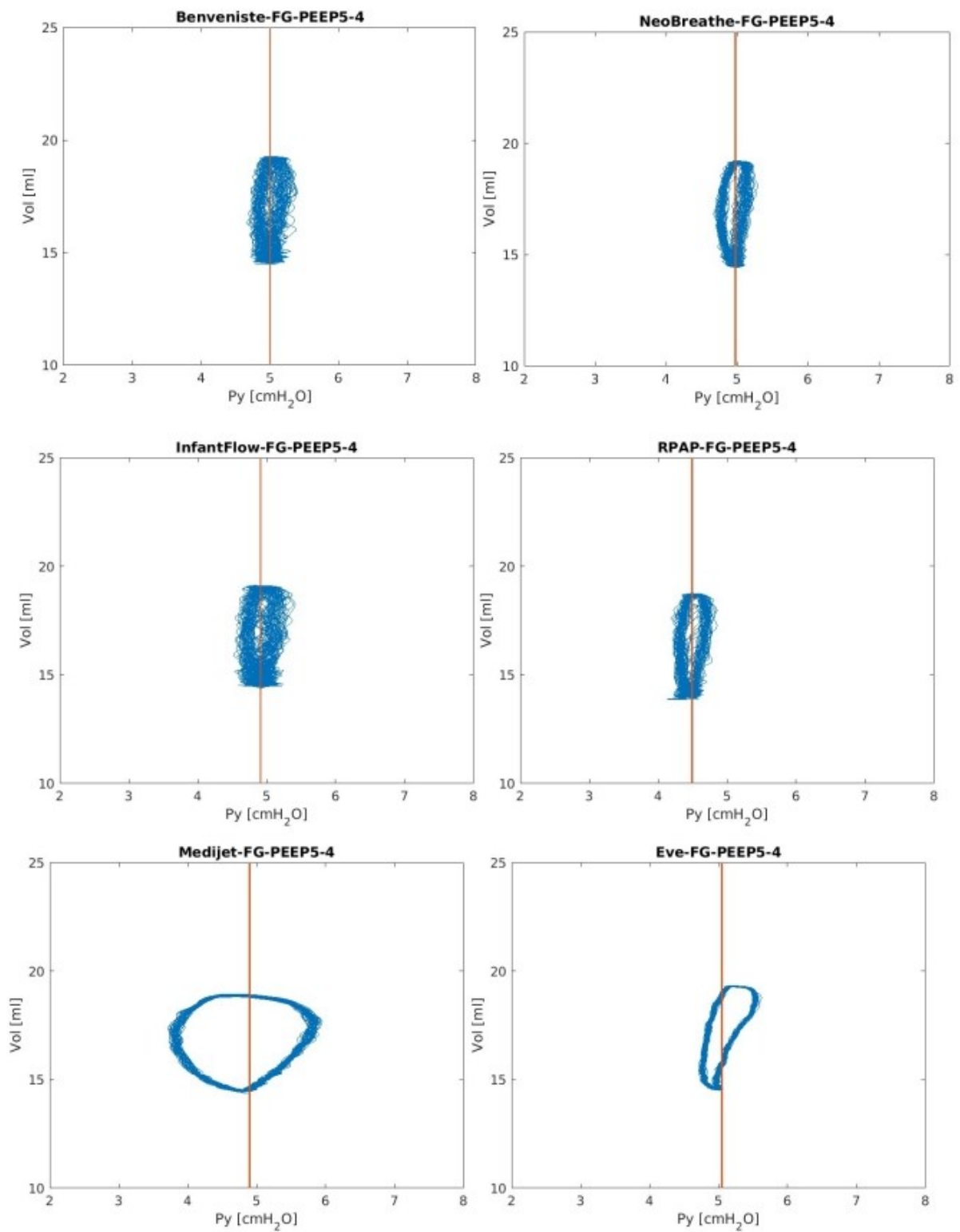


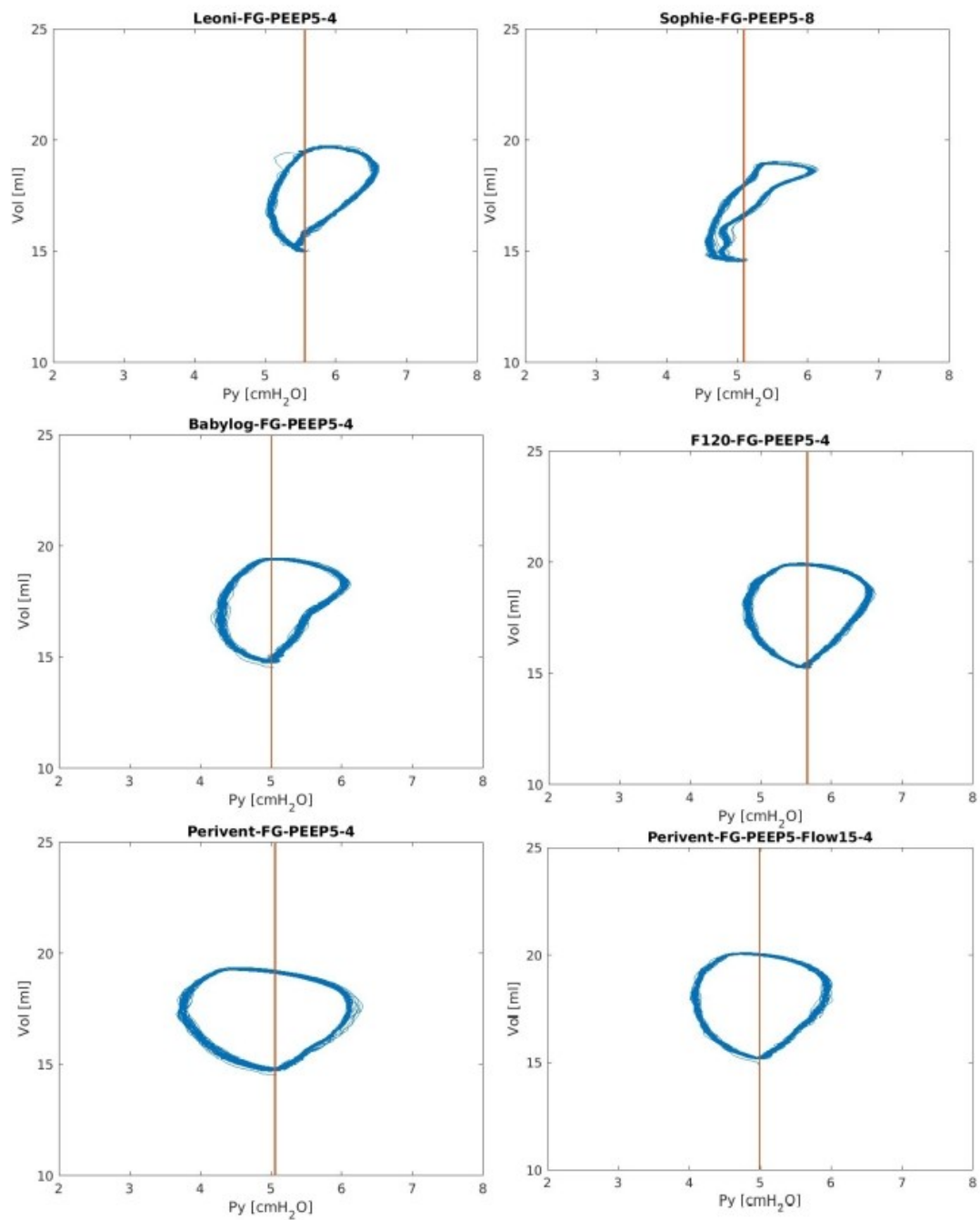
eines Frühgeborenen ausgemessen werden konnte, wird ausschließlich bei diesem Gerät der pV-Loop eines simulierten Frühgeborenen gezeigt.

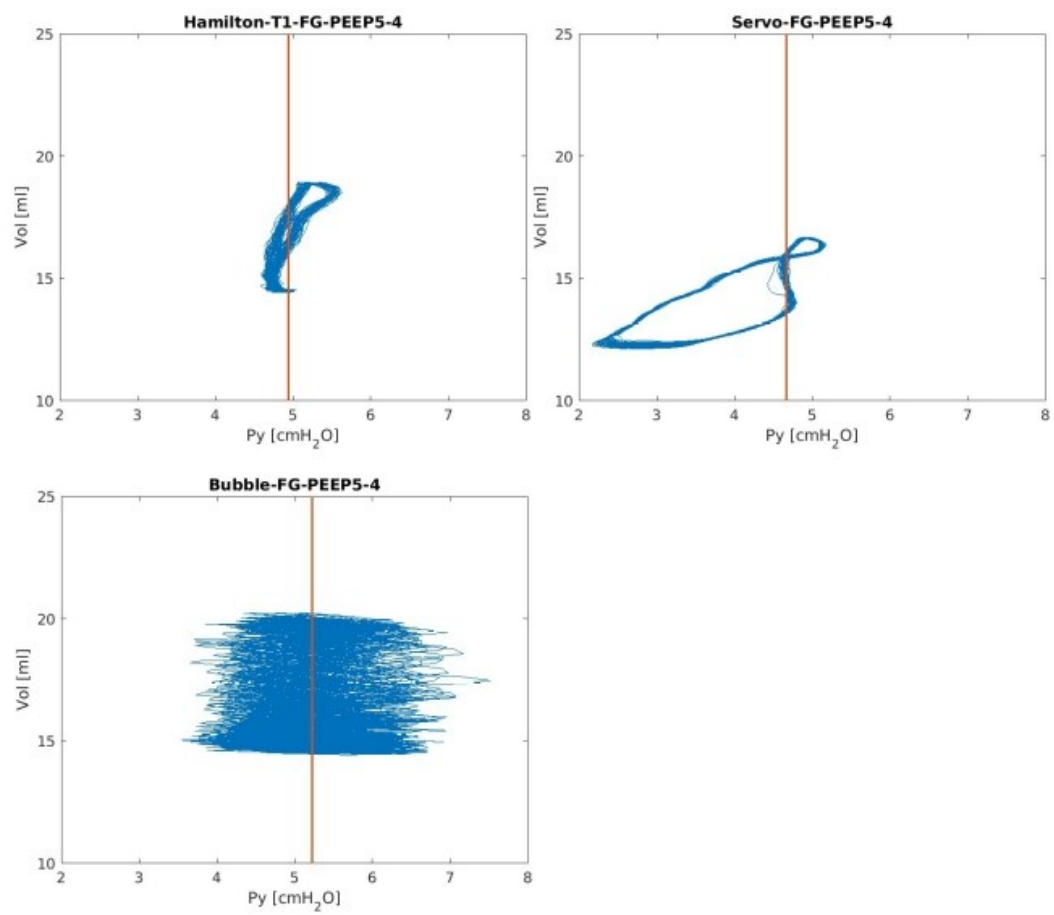


Anhand der gezeigten Graphen lässt sich nachvollziehen, dass beim Servo-i® und beim Hamilton-T1® atypische p-V-Loops aufwiesen die auf eine Überkompensation oder Überdruckbeatmung zurückzuführen sein können.

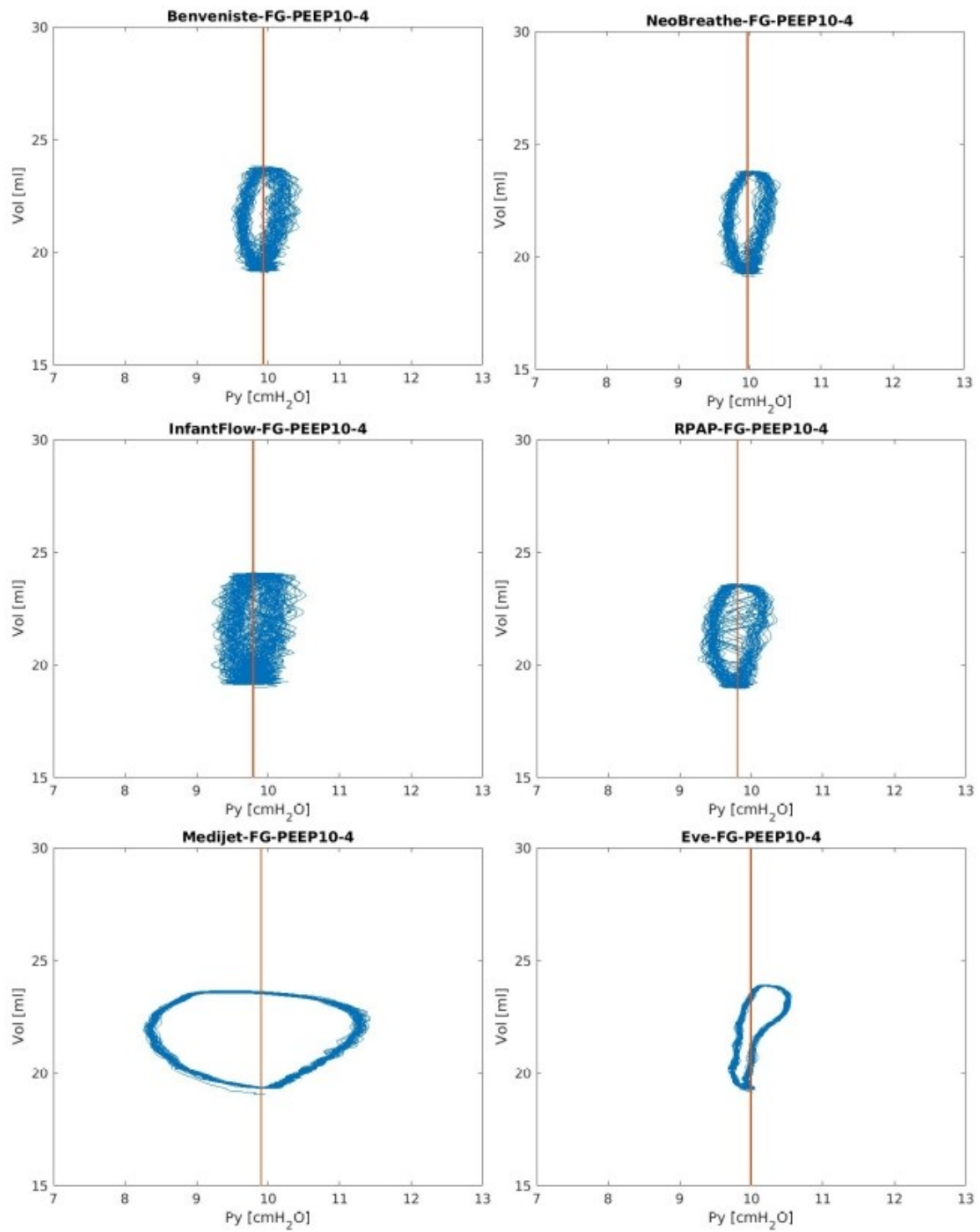
10.5.2 FG PEEP 5:

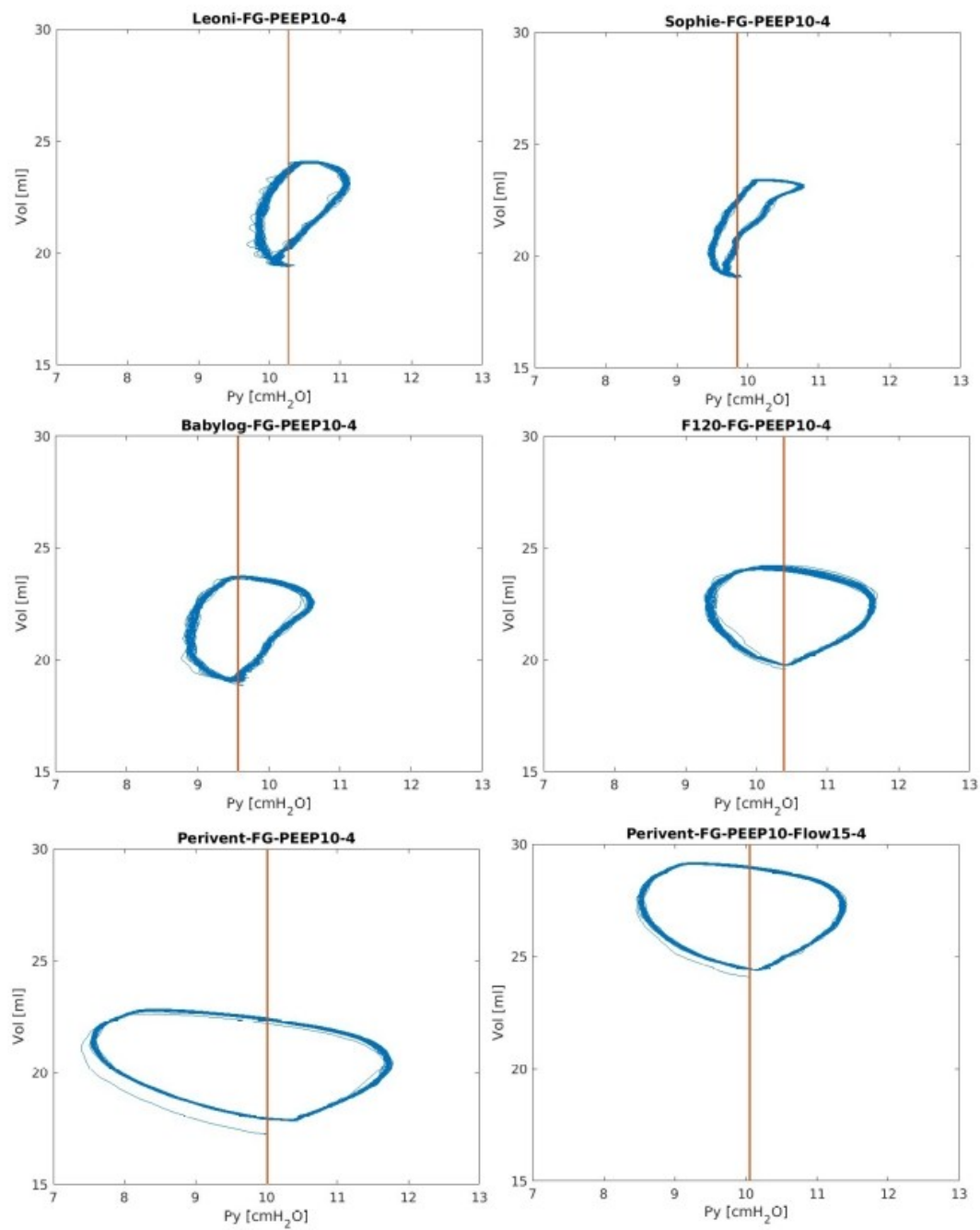


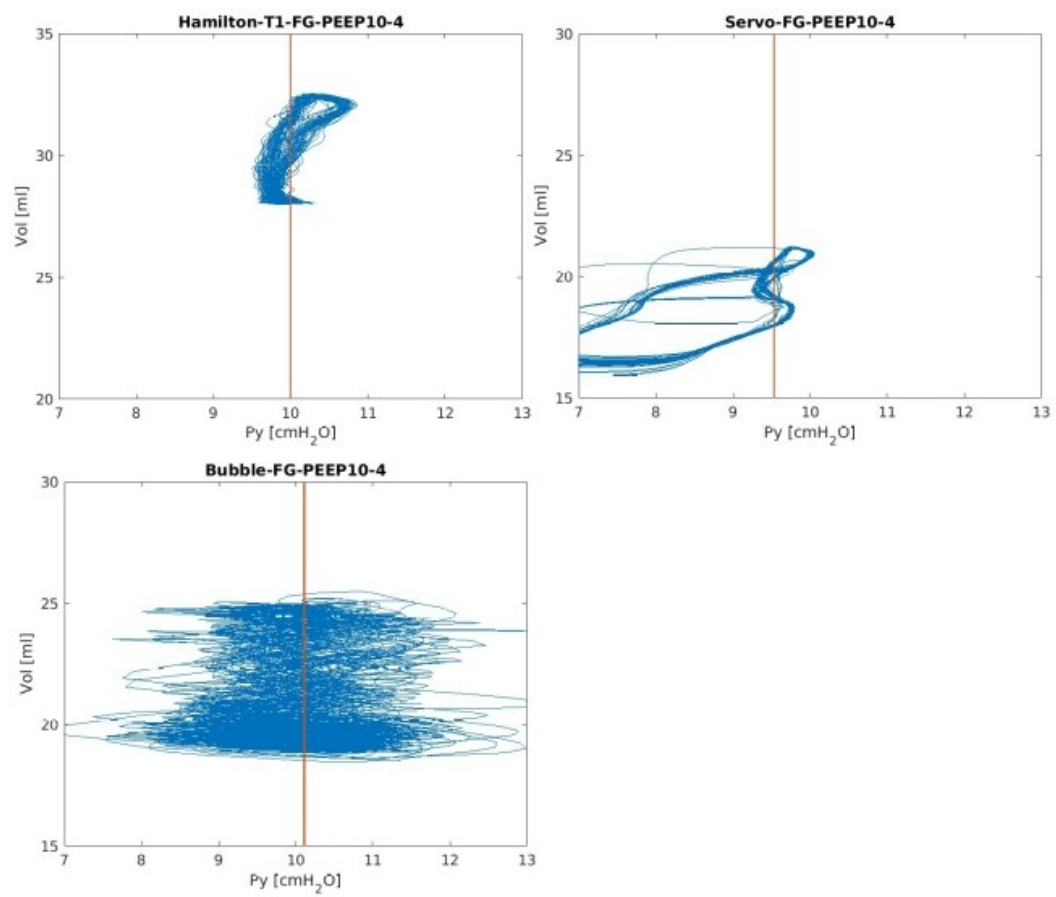




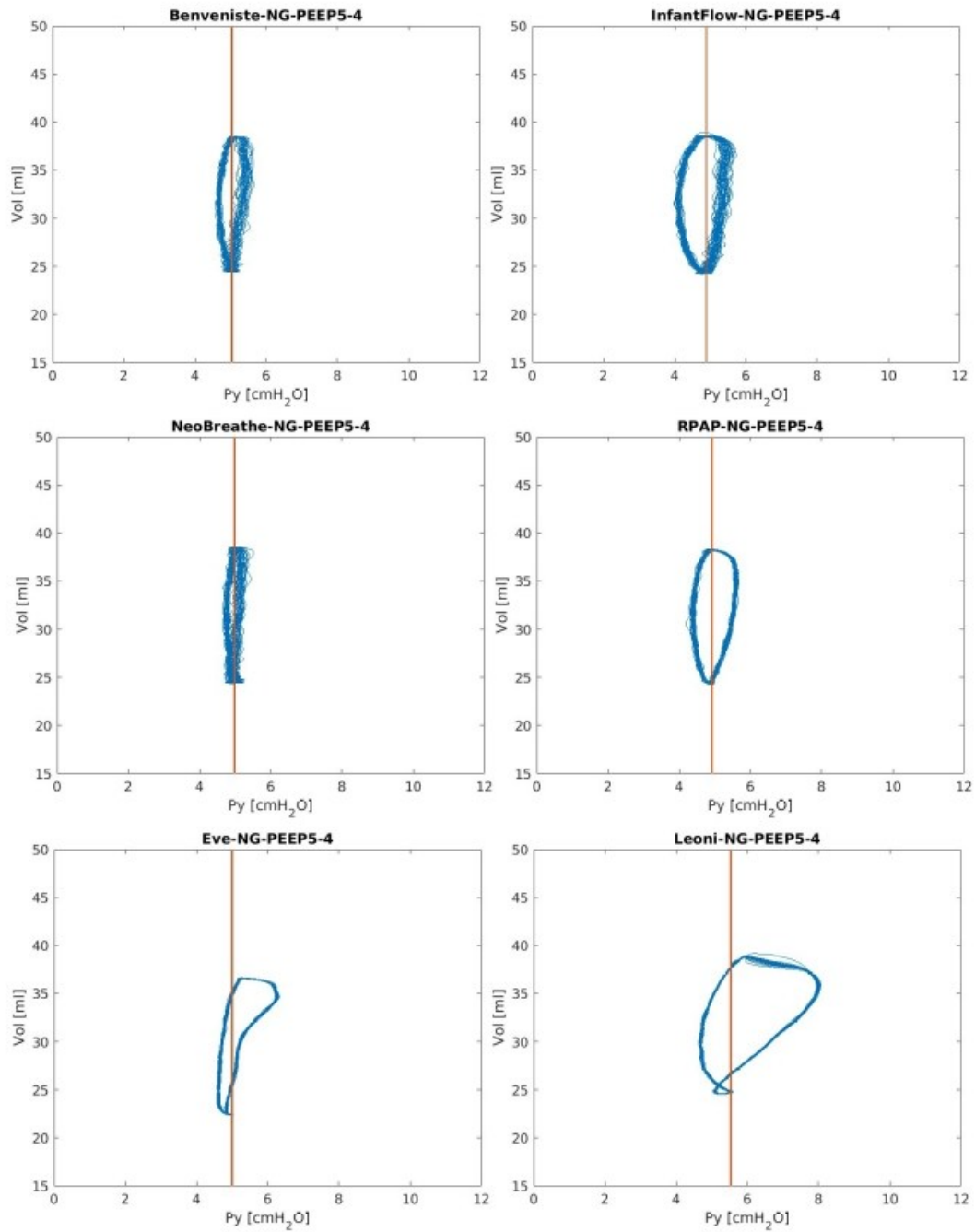
10.5.3 FG PEEP 10

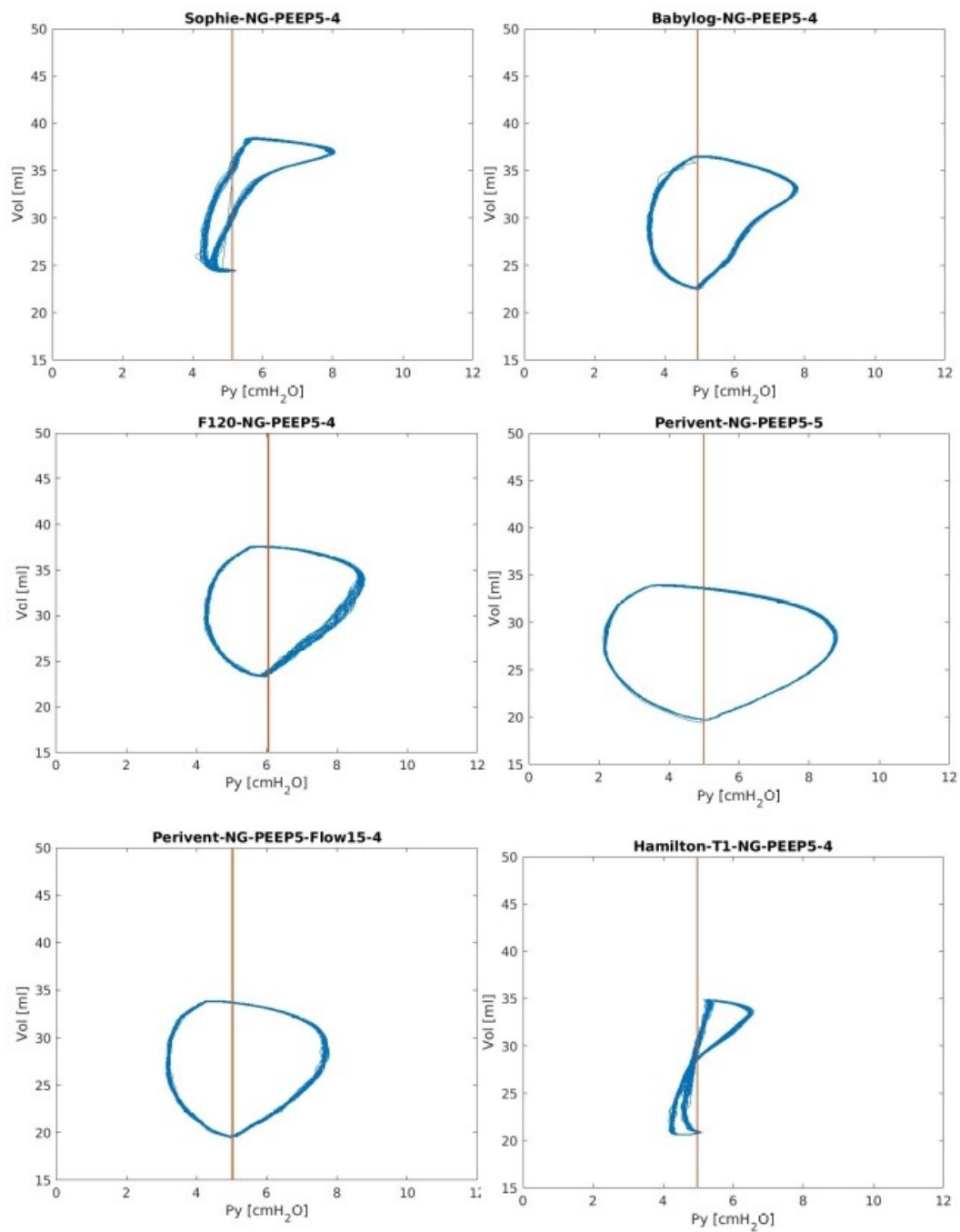


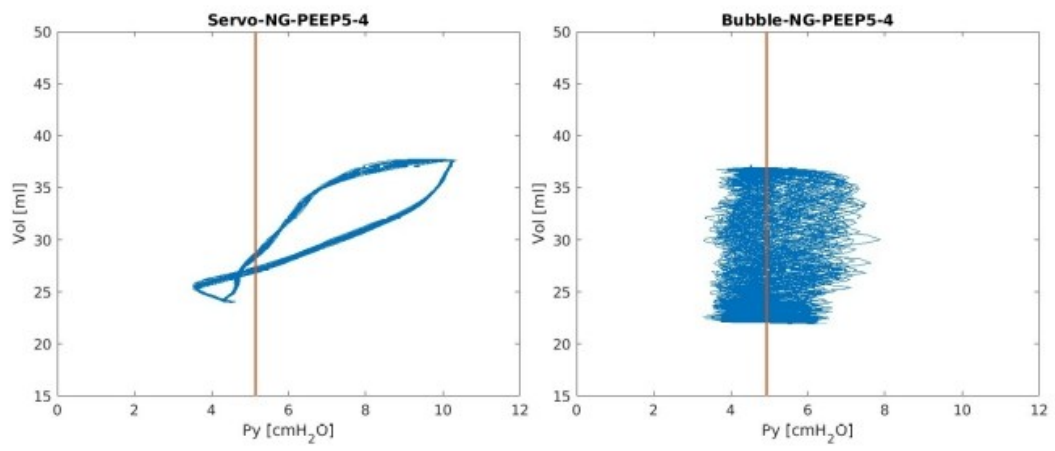




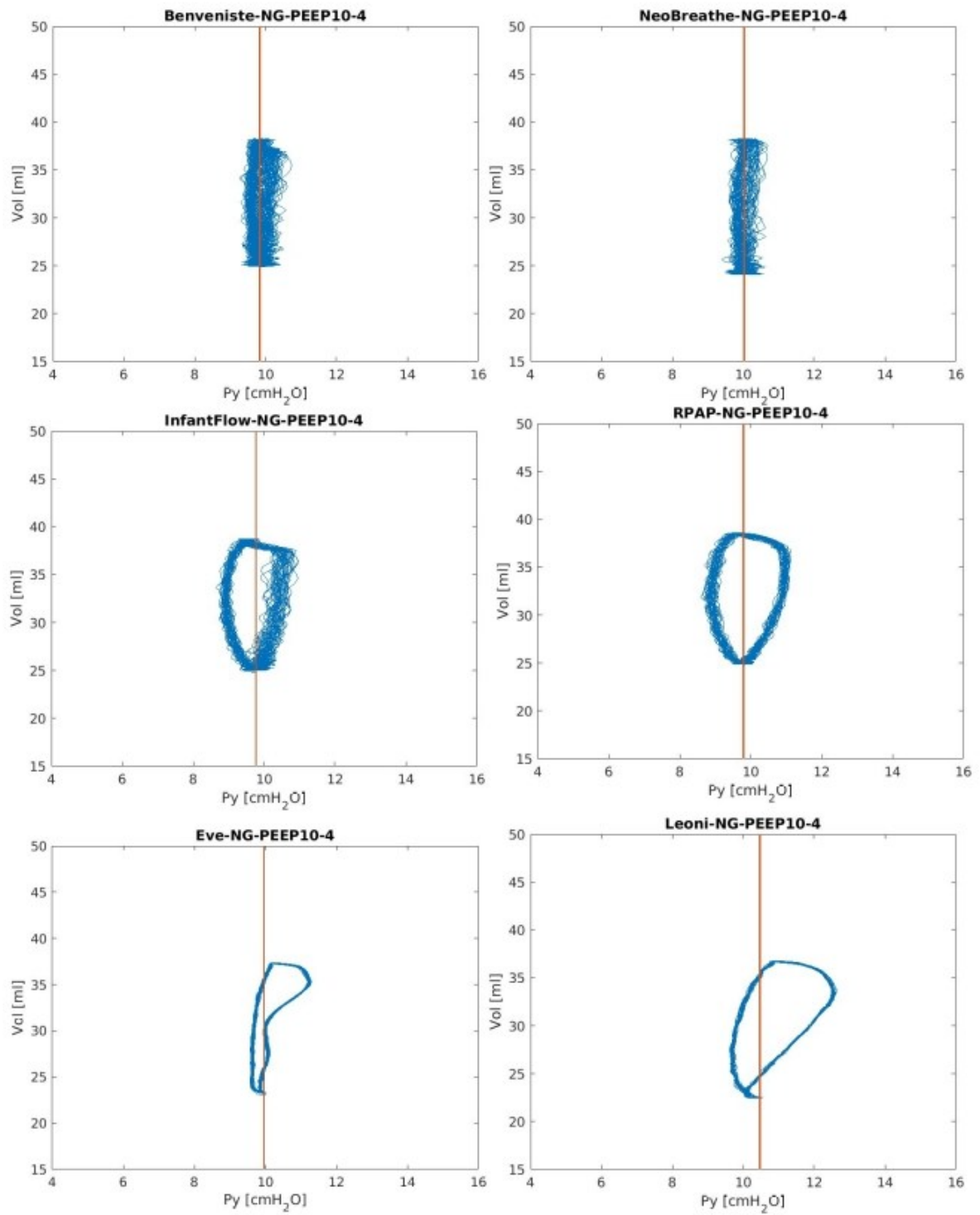
10.5.4 NG PEEP 5

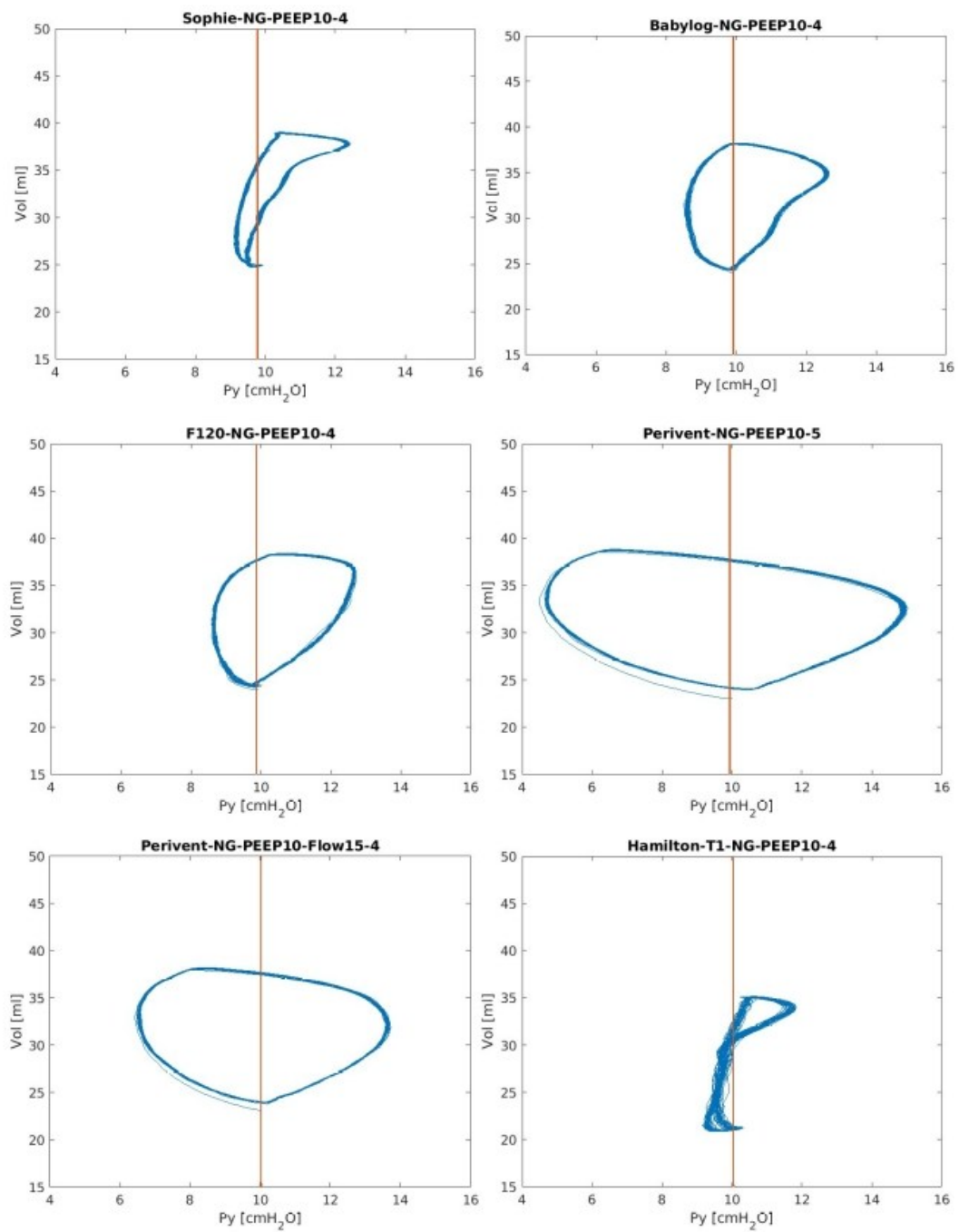


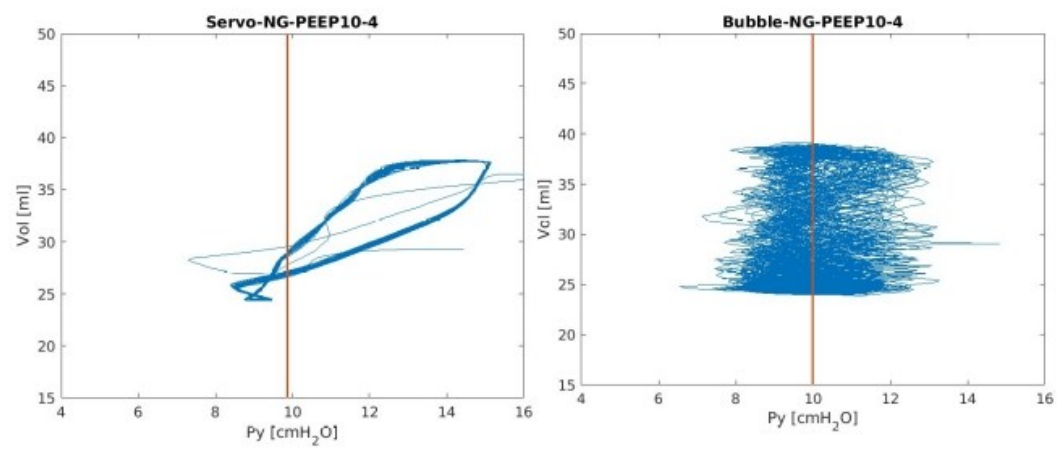




10.5.5 NG PEEP 10







10.6 Statistische Auswertungen

10.6.1 ANOVA-Tabellen und Post-Hoc Tabellen des Gerätevergleichs

10.6.1.1 FG PEEP 5

ANOVA-Tabelle:

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Columns	24.8079	10	2.48079	38143.01	0
Rows	0.0218	9	0.00242	37.23	0
Interaction	0.2649	90	0.00294	45.26	0
Error	0.1002	1540	0.00007		
Total	25.1947	1649			

10.6.1.2 FG PEEP 10:

ANOVA-Tabelle:

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Columns	79.5865	10	7.95865	100720.28	0
Rows	0.0483	9	0.00536	67.89	0
Interaction	0.4697	90	0.00522	66.05	0
Error	0.1217	1540	0.00008		
Total	80.2262	1649			

10.6.1.3 NG PEEP 5:

ANOVA-Tabelle:

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Columns	992.52	9	110.28	218391.22	0
Rows	0.438	9	0.049	96.41	0
Interaction	2.621	81	0.032	64.08	0
Error	0.707	1400	0.001		
Total	996.286	1499			

10.6.1.4 NG PEEP 10:

ANOVA-Tabelle:

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Columns	3172.89	9	352.544	32743.63	0
Rows	2.35	9	0.261	24.27	0
Interaction	15.36	81	0.19	17.61	0
Error	15.07	1400	0.011		
Total	3205.68	1499			

10.6.2 ANOVA-Tabellen der Flow-Abhängigkeit der iWOB_{insp} des Perivent®

10.6.2.1 FG PEEP 5:

Zusätzliche inspiratorische Atemarbeit:

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Columns	0.25448	1	0.25448	4068.18	2.38628e-105
Rows	0.00203	4	0.00051	8.1	6.63904e-06
Interaction	0.00335	4	0.00084	13.4	2.86411e-09
Error	0.00876	140	0.00006		
Total	0.26861	149			

Zusätzliche expiratorische Atemarbeit:

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Columns	0.06229	1	0.06229	266.58	3.21066e-34
Rows	0.00669	4	0.00167	7.16	2.8373e-05
Interaction	0.00638	4	0.00159	6.82	4.78782e-05
Error	0.03271	140	0.00023		
Total	0.10807	149			

10.6.2.2 FG PEEP 10:

Zusätzliche inspiratorische Atemarbeit:

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Columns	3.09034	1	3.09034	106310.09	1.43589e-203
Rows	0.00129	4	0.00032	11.09	7.62751e-08
Interaction	0.00163	4	0.00041	14.02	1.20567e-09
Error	0.00407	140	0.00003		
Total	3.09733	149			

Zusätzliche expiratorische Atemarbeit:

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Columns	1.04755	1	1.04755	6681.67	0
Rows	0.00079	4	0.0002	1.26	0.2893
Interaction	0.00413	4	0.00103	6.58	0.0001
Error	0.02195	140	0.00016		
Total	1.07441	149			

10.6.2.3 NG PEEP 5:

Zusätzliche inspiratorische Atemarbeit:

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Columns	30.594	1	30.594	89433.53	2.53991e-198
Rows	0.0625	4	0.0156	45.69	1.64947e-24
Interaction	0.0858	4	0.0215	62.73	2.78746e-30
Error	0.0479	140	0.0003		
Total	30.7902	149			

Zusätzliche expiratorische Atemarbeit:

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Columns	44.62	1	44.62	36324.17	5.33635e-171
Rows	0.117	4	0.0292	23.8	4.94511e-15
Interaction	0.0487	4	0.0122	9.91	4.33312e-07
Error	0.172	140	0.0012		
Total	44.9576	149			

10.6.2.4 NG PEEP 10:

Zusätzliche inspiratorische Atemarbeit:

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Columns	125.017	1	125.017	271993.34	4.19228e-232
Rows	0.018	4	0.005	9.9	4.37252e-07
Interaction	0.037	4	0.009	20.09	4.31703e-13
Error	0.064	140	0		
Total	125.136	149			

Zusätzliche expiratorische Atemarbeit:

ANOVA Table					
Source	SS	df	MS	F	Prob>F
Columns	72.2859	1	72.2859	19902.66	8.35018e-153
Rows	0.331	4	0.0828	22.79	1.63296e-14
Interaction	0.1686	4	0.0422	11.61	3.6147e-08
Error	0.5085	140	0.0036		
Total	73.2941	149			

10.7 Tabellen zum Vergleich der Ergebnisse mit der aktuellen Studienlage

10.7.1 Benveniste®

Tabelle 16: Vergleich der iWOB des Benveniste® mit der Literatur und den von uns ermittelten Daten

Benveniste	Simulations-patient	f	V _{tid}	PEEP [cmH ₂ O]	ID Verwendetes Interface	WOB in	WOB ex	WOB ges	WOB in / VT	WOB ex / VT	WOB ges / VT
Falk et al	NG	60	32	5	keine Prongs und kein Druckanschluss	4,71	-0,16	4,55	0,15	-0,01	0,14
Drevhammar et al	NG	50	30,8	4	2,5	5,52	1,93	7,45	0,18	0,06	0,24
Haase / Sterzik et al	NG	60	14	5	4,2	0,33	0,31	0,64	0,02	0,02	0,05
Drevhammar et al	FG	94	8,5	4	2,5	0,27	0,07	0,34	0,03	0,01	0,04
Haase / Sterzik et al	FG	80	4,5	5	3,1	0,07	0,06	0,14	0,02	0,01	0,03

10.7.2 InfantFlow®

Tabelle 17: Vergleich der iWOB des InfantFlow® mit der Literatur und den von uns ermittelten Daten

InfantFlow	Simulations-patient	f	V _{tid}	PEEP [cmH ₂ O]	ID Verwendetes Interface	WOB in	WOB ex	WOB ges	WOB in / VT	WOB ex / VT	WOB ges / VT
Klausner et al	NG	45	12,1	5	2,75 mm	0,135	-	-	0,01	-	-
Moa et al	NG	50	30	5,2	3,5	-	-	1	-	-	0,03
Falk et al	NG	60	32	5	3,5	1,44	1,35	2,79	0,05	0,04	0,09
Drevhammar et al	NG	50	30,8	4	3,5	1,49	0,55	2,04	0,05	0,02	0,07
Haase / Sterzik et al	NG	60	14	5	4	0,823	0,565	1,388	0,06	0,04	0,10
Drevhammar et al	FG	94	8,5	4	3	0,12	0,19	0,31	0,01	0,02	0,04
Haase / Sterzik et al	FG	80	4,5	5	3,6	0,07	0,062	0,132	0,02	0,01	0,03

10.7.3 Medijet®

Medijet	Simulations-patient	f	V _{tid}	PEEP [cmH ₂ O]	ID Verwendetes Interface	WOB in	WOB ex	WOB ges	WOB in / VT	WOB ex / VT	WOB ges / VT
Falk et al	NG	60	32	5	3,0 (Einmalartikel)	10,67	14,15	24,82	0,33	0,44	0,78
Drevhammar et al	NG	50	30,8	4	3,6	9,48	10,16	19,64	0,31	0,33	0,64
								0	0	0	0
Drevhammar et al	FG	94	8,5	4	2,9	1,07	0,92	1,99	0,13	0,11	0,23
Haase / Sterzik et al	FG	80	4,5	5	3,5	0,35	0,33	0,68	0,08	0,07	0,15

10.7.4 Perivent®

Perivent	Simulations- patient	f	V _{tid}	PEEP [cmH ₂ O]	ID Verwendetes Interface	WOB in	WOB ex	WOB ges	WOB in / VT	WOB ex / VT	WOB ges / VT
Donaldsson et al	NG	60	16	4	?	2,86	3,06	5,92	0,18	0,19	0,37
Falk et al	NG	60	32	5	Keine Prongs, Flow 8 l	11,29	13,96	25,25	0,35	0,44	0,79
Drevhammar et al	NG	50	30,8	4	Keine Prongs	6,83	6,76	13,59	0,22	0,22	0,44
Haase / Sterzik et al	NG	60	14	5	4,2	2,92	3,8	6,72	0,21	0,27	0,48
											s
Drevhammar et al	FG	94	8,5	4	keine Prongs	0,82	0,77	1,59	0,1	0,09	0,19
Haase / Sterzik et al	FG	80	4,5	5	3,1	0,41	0,38	0,79	0,09	0,08	0,17

10.7.5 Tabelle über den Einfluss des Tidalvolumens auf iWOB nach Donaldsson et al

	Inspiratorische iWOB bei V _{tid} = 16 ml	Inspiratorische iWOB bei V _{tid} = 32 ml
Perivent®	2,86 mJ / Atemzug	9,99 mJ / Atemzug
T-Stück Gerät von GE Healthcare	2,84 mJ / Atemzug	10,30 mJ / Atemzug
Neues System (Jet-Flow Gerät)	0,23 mJ / Atemzug	0,81 mJ / Atemzug

10.7.6 Tabelle über die Standardabweichungen des Maximal- und Minimaldrucks beim RPAP® und beim Perivent®

	Kuypers et al. 2023			Unsere Daten		
RPAP®	NG PEEP 7:	Insp.: +/- 0,16 cmH ₂ O	Exsp.: +/- 0,20 cmH ₂ O	NG PEEP 5	Insp: +/- 0,06 cmH ₂ O	Exsp: +/- 0,05 cmH ₂ O
				NG PEEP 10:	Insp: +/- 0,09 cmH ₂ O	Exsp: +/- 0,10 cmH ₂ O
Perivent®	NG PEEP 7:	Insp: +/- 0,17 cmH ₂ O	Exsp: +/- 0,19 cmH ₂ O	NG PEEP 5	Insp: +/- 0,06 cmH ₂ O	Exsp: +/- 0,05 cmH ₂ O
				NG PEEP 10:	Insp.: +/- 0,06 cmH ₂ O	Exsp.: +/- 0,10 cmH ₂ O

10.8 Tabelle über iWOB bei PEEP-Steigerung in verschiedenen Studien

Studie	Untersuchte PEEP-Niveaus und inspiratorische iWOB [mJ / Atemzug]	Interpretation
Donaldsson et al. 2017	Perivent®: 3 cmH₂O → 1.79 mJ / AZ 4 cmH₂O → 2.37 mJ / AZ 5 cmH₂O → 2.86 mJ / AZ 6 cmH₂O → 3.46 mJ / AZ 7 cmH₂O → 3.93 mJ / AZ 8 cmH₂O → 4.43 mJ / AZ 9 cmH₂O → mJ / AZ Neues System 3 cmH₂O → 0.34 mJ / AZ 4 cmH₂O → 0.26 mJ / AZ 5 cmH₂O → 0.23 mJ / AZ 6 cmH₂O → 0.18 mJ / AZ 7 cmH₂O → 0.17 mJ / AZ 8 cmH₂O → 0.15 mJ / AZ 9 cmH₂O → 0.12 mJ / AZ	Perivent® Zunahme, Neues System Abnahme neues Gerät hat sowohl JetFlow (mit ähnlichem Mechanismus wie InfantFlow®) als auch Ventil, daher vermute ich eher ähnlichen Mechanismus wie z.B. Eve®??
Moa et al. 1988	Konventionelles Gerät: 2,0 cmH₂O → 7,0 mJ / AZ 5,2 cmH₂O → 7,0 mJ / AZ 10,2 cmH₂O → 6,9 mJ / AZ InfantFlow®: 2,0 cmH₂O → 1,4 mJ / AZ 5,2 cmH₂O → 1,0 mJ / AZ 10,2 cmH₂O → 2,1 mJ / AZ	Keine Gesetzmäßigkeit erkennbar
Falk et al. 2017	Medijet® Einmalgerät: 3 cmH₂O → 7,55 mJ / AZ 4 cmH₂O → 8,85 mJ / AZ 5 cmH₂O → 10,67 mJ / AZ 6 cmH₂O → 11,89 mJ / AZ 7 cmH₂O → 13,37 mJ / AZ 8 cmH₂O → 14,48 mJ / AZ 9 cmH₂O → 15,41 mJ / AZ 10 cmH₂O → 16,32 mJ / AZ Perivent®: 8 l / min: 3 cmH₂O → 6,35 mJ / AZ 4 cmH₂O → 8,63 mJ / AZ 5 cmH₂O → 11,29 mJ / AZ 6 cmH₂O → 13,43 mJ / AZ 7 cmH₂O → 15,54 mJ / AZ 8 cmH₂O → 18,07 mJ / AZ 9 cmH₂O → 20,04 mJ / AZ 10 cmH₂O → 22,40 mJ / AZ Benveniste®: 3 cmH₂O → 4,54 mJ / AZ 4 cmH₂O → 4,64 mJ / AZ 5 cmH₂O → 4,71 mJ / AZ	Medijet® Zunahme Perivent® Zunahme Benveniste® Zunahme InfantFlow® Zunahme

	6 cmH₂O → 4,76 mJ / AZ 7 cmH₂O → 4,87 mJ / AZ 8 cmH₂O → 5,01 mJ / AZ 9 cmH₂O → 5,10 mJ / AZ 10 cmH₂O → 5,24 mJ / AZ InfantFlow®: 3 cmH₂O → 1,27 mJ / AZ 4 cmH₂O → 1,37 mJ / AZ 5 cmH₂O → 1,44 mJ / AZ 6 cmH₂O → 1,53 mJ / AZ 7 cmH₂O → 1,73 mJ / AZ 8 cmH₂O → 1,86 mJ / AZ 9 cmH₂O → 2,01 mJ / AZ 10 cmH₂O → 2,17 mJ / AZ	
Drevham-mar et al. 2012	Alle Daten fürs FG: AirLife: 2 cmH₂O → 0,12 mJ / AZ 4 cmH₂O → 0,28 mJ / AZ 8 cmH₂O → 0,36 mJ / AZ Bubble CPAP: 2 cmH₂O → 0,44 mJ / AZ 4 cmH₂O → 0,47 mJ / AZ 8 cmH₂O → 0,52 mJ / AZ Benveniste®: 2 cmH₂O → 0,23 mJ / AZ 4 cmH₂O → 0,27 mJ / AZ 8 cmH₂O → 0,30 mJ / AZ Hamilton: 2 cmH₂O → 0,20 mJ / AZ 4 cmH₂O → 0,27 mJ / AZ 8 cmH₂O → 0,36 mJ / AZ InfantFlow®: 2 cmH₂O → 0,09 mJ / AZ 4 cmH₂O → 0,12 mJ / AZ 8 cmH₂O → 0,14 mJ / AZ Medijet®: 2 cmH₂O → 0,78 mJ / AZ 4 cmH₂O → 1,07 mJ / AZ 8 cmH₂O → 1,45 mJ / AZ	Gleiche Tendenz beim NG außer: Bubble Abnahme von 4 cmH₂O auf 8 cmH₂O AirLife Zunahme BubbleCPAP Zunahme Benveniste® Zunahme Hamilton grob auch Zunahme, aber nicht von 2 auf 4 cmH₂O cmH₂O InfantFlow® Zunahme Medijet® Zunahme