

**Aus der Klinik und Poliklinik für Anästhesiologie  
des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf  
Direktor: Prof. Dr. med. J. Schulte am Esch**

**"Near Relaxation Ventilation (NRV)  
als eine neue Modifikation des  
Biphasic Positive Airway Pressure (BIPAP) -  
eine Untersuchung mittels digitaler und mechanischer Simulation"**

**Dissertation  
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin**

**dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg vorgelegt von**

**Stefan Maisch  
aus Hamburg  
Hamburg, 2000**

Angenommen von dem Fachbereich Medizin  
der Universität Hamburg am: 27. Februar 2001

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs  
Medizin der Universität Hamburg

Sprecher: Prof. Dr. H.-P. Leichtweiß

Referent: Prof. Dr. J. Schulte am Esch

Korreferent: -

## ***Widmung***

*diese Arbeit sei  
meinen Eltern Birgit und Günter Maisch  
sowie meiner Freundin Julia Bethge  
gewidmet*

## **Vorbemerkung**

Obwohl der korrekte Terminus assistierende Beatmung heißt, wird im folgenden der Begriff assistierte Beatmung verwendet, da in der Mehrzahl der von mir zitierten deutschen Literaturangaben der Ausdruck assistierte Beatmung Anwendung findet.

## Inhaltsverzeichnis

<b>Widmung</b>	<b>I</b>
<b>Vorbemerkung</b>	<b>II</b>
<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>III</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>V</b>
<b>1 Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1 Einführung	1
1.2 Theoretische Grundlagen	3
1.2.1 Funktionsprinzip des Biphasic Positive Airway Pressure (BIPAP)	3
1.2.2 Funktionsprinzip des BIPAP mit Rampe aufwärts	10
1.2.3 Funktionsprinzip der Near Relaxation Ventilation (NRV)	11
1.2.4 Funktionsprinzip der automatischen Tubuskompensation (ATC)	11
1.3 Idee, Problemstellung und Ziel der Arbeit	13
1.4 Gliederung der Arbeit	14
<b>2 Methoden</b>	<b>15</b>
2.1 Digitale Simulation am Computer	15
2.2 Mechanische Simulation am Lungenmodell	19
<b>3 Ergebnisse</b>	<b>23</b>
3.1 Einführung	23
3.2 Einzelhub-Analysen	24
3.2.1 BIPAP mit Rampe	24
3.2.2 NRV	27
3.2.3 Gegenüberstellung von Regelung auf Atemwegsöffnungs- und Trachealdruck	28
3.3 Vorgehen bei der Gesamtanalyse	30
3.4 Gesamtanalyse BIPAP mit Rampe	32
3.4.1 Muskeldruck	32
3.4.2 Assistenzdruck	34
3.4.3 Muskelanspannungszeit	34
3.4.4 Assistenzzeit / Zeitverhältnis von hohem zu niedrigem Assistenzdruck-Niveau	35
3.4.5 Rampenzeiten	37
3.4.6 Regelung auf den Trachealdruck / Tubuskompensation durch ATC	39
3.4.7 Veränderung von Resistance und Compliance	42
3.4.8 Spitzenflüsse	46

<u>Inhaltsverzeichnis</u>	<u>IV</u>
3.5 Gesamtanalyse NRV	48
3.5.1 Muskeldruck	48
3.5.2 Assistenzdruck	50
3.5.3 Muskelanspannungszeit	50
3.5.4 Assistenzzeit / Zeitverhältnis von Assistenzdruck-Anstieg zu Assistenzdruck-Abnahme	51
3.5.5 Regelung auf den Trachealdruck / Tubuskompensation durch ATC	51
3.5.6 Veränderung von Resistance und Compliance	52
3.5.7 Spitzenflüsse	55
3.6 Vergleich der Gesamtanalyse von BIPAP mit Rampe und NRV	56
3.6.1 Qualitativer Vergleich von BIPAP mit Rampe und NRV	56
3.6.2 Quantitativer Vergleich von BIPAP mit Rampe und NRV	56
3.7 Besonderheiten der mechanischen Simulation	58
<b>4 Diskussion</b>	<b>61</b>
4.1 Methodenkritik	61
4.2 Diskussion der Ergebnisse	63
4.2.1 Diskussion der in Kapitel 3 aufgeführten Ergebnisse	63
4.2.2 Diskussion weiterer wichtiger Parameter	69
4.2.2.1 Patientenkontrolle über die Ventilation	69
4.2.2.2 Mindestventilation	70
4.2.2.3 Spitzenflüsse	71
4.2.2.4 Dynamische Überblähung	73
4.2.2.5 Beatmungskomfort für den Patienten	76
4.3 Vergleich mit anderen Arbeiten	77
4.3.1 Vergleich der Ergebnisse mit denen der Dissertation von Katzenstein zu BIPAP	77
4.3.2 Vergleich mit weiteren Arbeiten	84
4.4 Fazit	86
<b>5 Zusammenfassung</b>	<b>88</b>
<b>6 Literaturverzeichnis</b>	<b>90</b>
<b>Danksagung</b>	<b>94</b>
<b>Lebenslauf</b>	<b>95</b>
<b>Erklärung</b>	<b>96</b>

**Abkürzungsverzeichnis**

Abb.	Abbildung
AMV	Atemminutenvolumen
AO/AO	Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck
APRV	Airway Pressure Release Ventilation
ARDS	Acute Respiratory Distress Syndrome
ASB	Assisted Spontaneous Breathing
ATC	Automatic Tube Compensation
BIPAP	Biphasic Positive Airway Pressure
C	Compliance
$C_{\text{Lunge}}$	Compliance der Lunge
CMV	Controlled Mechanical Ventilation
CPAP	Continuous Positive Airway Pressure
CPPV	Continuous Positive Pressure Ventilation
$C_{\text{Thorax}}$	Compliance des Thorax
E	Elastance
ETT	Endotrachealtubus
$\text{FiO}_2$	inspiratorische Sauerstoffkonzentration
FRC	funktionelle Residualkapazität
IMV	Intermittent Mandatory Ventilation
IPPV	Intermittent Positive Pressure Ventilation
IR	Inversed Ratio
MMV	Mandatory Minute Ventilation
NRV	Near Relaxation Ventilation
P	Druck
$P_{\text{Alv}}$	Alveolardruck
$\text{PAO} = P_{\text{AO}}$	Atemwegsöffnungsdruck
$P_{\text{AO/E}}$	expiratorischer Atemwegsöffnungsdruck
$P_{\text{AO/I}}$	inspiratorischer Atemwegsöffnungsdruck
$P_{\text{Aw}}$	Atemwegsdruck
PEEP	Positive Endexpiratory Pressure
PEEPi	intrinsic Positive Endexpiratory Pressure
$P_{\text{Hi}} = P_{\text{high}}$	oberes Druckniveau
$P_{\text{Lo}} = P_{\text{low}}$	unteres Druckniveau

$P_{\max}$	Maximaldruck
$PMus = P_{Mus}$	Muskeldruck bzw. mittlere Muskelkraft des Patienten
$PMusMax$	maximale Muskelkraft des Patienten
PSV	Pressure Support Ventilation
$P_{Tr} = P_{trach}$	Trachealdruck
PTR	Phase Time Ratio
R	Resistance
$R_{Aw}$	Resistance der Atemwege
$R_{Cw}$	Resistance der Thoraxwand
$R_{ETT}$	Resistance des Endotrachealtubus
RS	Respiratorisches System
SIMV	Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation
$\tau$	Zeitkonstante
T	Zeit
Tab.	Tabelle
$THi = T_{high}$	Zeitdauer des oberen Druckniveaus
$TLo = T_{low}$	Zeitdauer des unteren Druckniveaus
TMus	Muskelanspannungszeit
TRamp	Rampenzeit
Tr/AO	Regelung auf den Trachealdruck
V	Volumen
$V' = \dot{v}$	Flow
$V_r$	Relaxationsvolumen
W	Atemarbeit

# 1 Einleitung

## 1.1 Einführung

Im gesamten Fachgebiet der Anästhesie, Intensiv- und Notfallmedizin hat die Beatmung einen großen Stellenwert. Im Bereich der Intensivmedizin werden dabei einige sehr unterschiedliche Beatmungsverfahren angewendet, die sich in zwei große Gruppen unterteilen lassen: kontrollierte und assistierte Beatmungstechniken.

Bei der kontrollierten Beatmung (Controlled Mechanical Ventilation, CMV) handelt es sich um eine volumen- oder druckkontrollierte zeitgesteuerte Beatmung. Hierbei wird die Inspiration automatisch und unabhängig von einer eventuell bestehenden Eigenatmung des Patienten eingeleitet, d.h. es erfolgt keinerlei Synchronisierung. Der Respirator übernimmt die gesamte Atemarbeit für die Einatmung und steuert Zeitablauf und Größe eines jeden verabreichten Atemhubes. Die mangelnde Synchronisierung zwischen Patient und Maschine erfordert in der Regel eine tiefe Sedierung des Patienten. Bedeutsame Nachteile der kontrollierten Beatmung ergeben sich folglich aus der Notwendigkeit, den Patienten an das Beatmungsgerät anzupassen, und bestehen v.a. in Muskelatrophie und erhöhtem Katecholaminbedarf aufgrund des blutdrucksenkenden Effekts der meisten Sedativa. Als Folge dieser sehr invasiven Beatmungsform kann die Entwöhnung des Patienten vom Respirator (Weaning) erschwert sein. Des Weiteren besteht die Gefahr einer beatmungsinduzierten Aggravierung der Lungenschädigung durch hohe Beatmungsspitzen drücke bis hin zum Baro- oder - wie es in einigen Veröffentlichungen der letzten Jahre aufgrund neuer pathophysiologischer Erkenntnisse auch bezeichnet wird - Volutrauma. Ferner besitzen die kontrollierten Beatmungsverfahren im Vergleich zu den assistierenden negative Auswirkungen auf Hämodynamik, Nierenfunktion und Intestinaltrakt [47].

Bei der assistierten Beatmung wird die Spontanatmung des Patienten auf unterschiedliche Weise unterstützt, deshalb spricht man auch von augmentierter Spontanatmung. Die Gruppe der assistierten Beatmungstechniken läßt sich unterteilen in intermittierende maschinelle Beatmung, inspiratorischen Assist und unabhängige Zeitfolge von maschineller Unterstützung und Spontanatmung [5] und unterscheidet sich durch das zeitliche Zusammenwirken der maschinellen und spontanen Atemhübe. Der grundsätzliche Vorteil besteht darin, daß eine selbständige Atemaktivität des Patienten möglich ist und dadurch weniger Sedativa erforderlich sind, einer Muskelatrophie durch Einsatz der Atemmuskulatur entgegengewirkt wird und aufgrund der physiologischeren Atemmechanik geringere Ventilations-Perfusions-Inhomogenitäten entstehen.

Als intermittierende maschinelle Beatmungsformen lassen sich Intermittent Mandatory Ventilation (IMV), Synchronised Intermittent Mandatory Ventilation (SIMV) und Mandatory Minute Ventilation (MMV) nennen. Bei diesen Verfahren wechseln maschinelle Hübe und Spontanatemphasen einander nach vorgegebenen Kriterien ab. IMV erlaubt dem Patienten eine CPAP (Continuous Positive Airway Pressure)-Atmung in der Pause zwischen zwei ma-

schinellen Hüben, die unabhängig von der Patientenatmung verabreicht werden und eine Spontanatmung während der maschinellen Inspiration nicht zulassen, da ein fest eingestellter Gasfluß durch den Patienten nicht verändert werden kann bzw. das Expirationsventil geschlossen ist. Neben diesem Nachteil des möglichen Gegenatmens beinhaltet das IMV-Verfahren als weitere Nachteile eine mögliche Erschöpfung bzw. mangelnde Regenerierung der respiratorischen Muskulatur (respiratory muscle fatigue syndrome) und die Gefahr einer Hyperkapnie, da sich IMV nicht automatisch an einen gesteigerten ventilatorischen Bedarf anpaßt [14]. Bei SIMV hingegen kann der mandatorische Hub mit der Eigenatmung des Patienten anhand eines Flowtriggers synchronisiert werden. Allerdings fehlen bisher Nachweise, daß eine Synchronisation der maschinellen Inspirationen Vorteile gegenüber einer nicht-synchronisierten IMV hat [14, 49]. Der MMV dient das eingestellte Atemminutenvolumen als Regelgröße, die durch Addition von Spontanatmung und maschinellen Hüben konstant gehalten wird. Das Problem dieser Methode liegt darin, daß das Mindestatemminutenvolumen auch durch eine Tachypnoe mit kleinen Atemhubvolumina erzielt werden kann, was eine gesteigerte Totraumventilation mit verringerter alveolärer Ventilation und eventueller Gasaustauschstörung zur Folge hat [14]. Zwar ist durch die genannten Verfahren die Aufrechterhaltung einer Mindestventilation sichergestellt, es ergeben sich jedoch aus einem derartigen Wechsel zwischen Maschinenbeatmung und Spontanatmung klinische Probleme, da der Patient vielfach weder die aufgezwungene Beatmungsfrequenz noch die Unterbrechung seiner Spontanatmung durch mandatorische Hübe akzeptiert.

Beim inspiratorischen Assist triggert ein spontaner Atemimpuls des Patienten durch den entstehenden Unterdruck das Beatmungsgerät, das durch positiven Druck die Einatmung des Patienten unterstützt. Dieser wird somit 1:1-synchron zu seiner spontanen Einatemanstrengung beatmet, wobei sich allerdings unter bestimmten Umständen, wie z.B. einer hohen Atemfrequenz, einem großem Assistenzdruck oder bei Zuständen mit dynamischer Überblähung, eine Desynchronisation ergeben kann [2]. Diese Beatmungsform wird als Assisted Spontaneous Breathing (ASB) oder Pressure Support Ventilation (PSV) bezeichnet. Bei diesem Verfahren werden Atemfrequenz, Inspirationsfluß und -dauer der maschinellen Unterstützung durch den Patienten bestimmt; lediglich die Intensität der maschinellen Unterstützung und die Triggerschwelle lassen sich vorgeben. Die Expiration erfolgt passiv und beginnt nach Abfall des Inspirationsflusses unter einen Wert, der gerätespezifisch entweder als absoluter Flußwert oder als prozentualer Wert eingestellt ist. So fordert dieses Beatmungsverfahren vom Patienten zwar ein Mindestmaß an Eigenleistung, ohne die keine ausreichende Ventilation sichergestellt ist, gewährt ihm aber auch mehr Freiraum, was seinen Wert als "klassisches" Entwöhnungsverfahren begründet.

Zu den Verfahren, bei denen sich maschinelle Unterstützung und Spontanatmung in einer voneinander unabhängigen Zeitfolge überlagern, gehören Biphasic Positive Airway Pressure (BIPAP) und Airway Pressure Release Ventilation (APRV). Bei BIPAP handelt es sich um eine Sonderform der assistierten Beatmung, da BIPAP als simultane Mischung aus Spontan-

atmung und zeitgesteuerter druckkontrollierter Beatmung angesehen werden kann [3]. Der Patient hat zu jedem Zeitpunkt die Möglichkeit, spontan zu atmen, während der Respirator in einstellbaren Zeitabständen zwischen zwei vom Anwender bestimmbaren CPAP-Niveaus wechselt. Der Unterschied zur CMV besteht also darin, daß das Beatmungssystem immer "offen" ist, d.h. der Patient kann atmen, "wie er will", und wird gleichzeitig "beatmet, wie der Respirator will" [49]. Neben den Vorteilen der assistierten Beatmungsformen, v.a. einer Verminderung des Sedierungsbedarfs aufgrund der geringeren Invasivität sowie einer Verringerung der Muskelatrophie mit erleichtertem Weaning, ist bei BIPAP auch bei fehlender Spontanatmung ein ausreichendes Mindestatemzeitvolumen sichergestellt.

Bei APRV, einem 1987 von Stock et al. erstmals veröffentlichten Verfahren, wird die maschinelle Ventilation im Gegensatz zu BIPAP nicht durch Beatmungshübe, sondern durch periodische kurzzeitige Druckentlastungen erreicht, d.h. es existieren weder Inspirationszeiten noch Beatmungsdrücke, sondern nur noch kurzzeitige Druckentlastungen [45]. Dennoch sind BIPAP und APRV aus Sicht der Technik sehr ähnlich, da APRV als eine Form des Inversed Ratio-BIPAP (IR-BIPAP) mit sehr kurzen Expirationszeiten (ca. 0,5 bis 1,5 Sekunden) angesehen werden kann.

Da es bei dieser Arbeit um Modifikationen der BIPAP-Beatmung geht, und zwar um BIPAP mit geringerer Druckanstiegsgeschwindigkeit vom unteren auf das obere CPAP-Niveau ("BIPAP mit Rampe") bzw. um BIPAP mit geringerer Druckanstiegsgeschwindigkeit sowie langsamerem Druckabfall vom oberen auf das untere CPAP-Niveau ("Near Relaxation Ventilation"), sollen diese Beatmungsformen im folgenden ausführlich dargestellt werden.

## 1.2 Theoretische Grundlagen

### 1.2.1 Funktionsprinzip des Biphasic Positive Airway Pressure (BIPAP)

Die Idee des BIPAP wurde im Jahr 1989 von der Arbeitsgruppe um M. Baum und H. Benzer veröffentlicht [3]. BIPAP kann definiert werden entweder als druckkontrollierte Beatmung in einem System, in dem zu jeder Zeit des Atemzyklus eine Spontanatmung des Patienten möglich ist, oder als ein CPAP-System mit einem zeitgesteuerten Wechsel zwischen zwei CPAP-Niveaus [16]. Zum applizierten Atemminutenvolumen tragen sowohl die mechanische Beatmung durch das Umschalten zwischen den CPAP-Niveaus als auch die Spontanatmung bei. Ähnlich wie bei der druckkontrollierten zeitgesteuerten Beatmung können unabhängig voneinander die Zeitdauer der Phasen ( $T_{\text{high}}$  und  $T_{\text{low}}$ ) sowie die entsprechenden Druckwerte ( $P_{\text{high}}$  und  $P_{\text{low}}$ ) vom Anwender vorgegeben werden. Bei einem Atemzeitverhältnis  $T_{\text{high}} : T_{\text{low}}$  (= I:E-Ratio = Phase Time Ratio, PTR) von  $> 1:1$  spricht man von Inversed Ratio-BIPAP (IR-BIPAP). Um eine Spontanatmung zu ermöglichen, sollte die Zeitdauer der Phasen sinnvollerweise mindestens 2 Sekunden betragen [3]. Allerdings wird die "Extremform" des IR-BIPAP als BIPAP-APRV mit sehr kurzen Expirationszeiten von 0,5 bis 0,8 bzw. 1,5 Sekunden erfolgreich bei ARDS-Patienten angewandt [6, 49]. Als Erklärung der positiven Wirkung wird genannt, daß das kurzzeitige Absenken des CPAP-Niveaus

eine ausreichende Ventilation der Kompartimente mit normaler Zeitkonstante (0,5 bis 1,0 Sekunden) erlaubt, während der Druck in den Kompartimenten mit einer hohen Zeitkonstante nur gering abfällt und somit ein Kollabieren vermieden werden kann [53]. In einer Studie von 1994 [31] konnten Putensen et al. nachweisen, daß bei Hunden mit künstlich erzeugter Lungenschädigung APRV mit Spontanatmung dem druckunterstützenden Verfahren PSV überlegen ist: Bei APRV mit Spontanatmung ist sowohl die Totraumventilation vermindert, das Herzminutenvolumen und der arterielle Sauerstoffpartialdruck erhöht als auch das Ventilations-Perfusions-Verhältnis verbessert. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch die Erstbeschreiber von APRV in einem Vergleich zwischen APRV und IPPV (Intermittent Positive Pressure Ventilation) mit PEEP (häufig auch als CPPV [Continuous Positive Pressure Ventilation] bezeichnet) anhand einer Hundestudie [45]: Auch hier zeigte sich bei APRV mit Spontanatmung eine verminderte Totraumventilation sowie ein erhöhter arterieller Sauerstoffpartialdruck, ferner ein geringerer Spitzendruck in den Atemwegen.

Bei den Zeitwerten  $T_{\text{high}}$  und  $T_{\text{low}}$ , die der Anwender für die Druckniveaus vorgibt, handelt es sich nicht um feste Zeitwerte, sondern lediglich um Richtwerte. Man spricht deshalb auch von einer "weichen" Zeitsteuerung. Der Druckwechsel vom unteren auf das obere Druckniveau wird anhand eines Flowtriggers durch Einatembemühungen des Patienten ausgelöst, sofern diese in ein Triggerzeitfenster mit fester zeitlicher Lage (die letzten 25% der Phasenzeit) fallen. Wenn es nach diesem Prinzip zu einem verfrühten Wechsel der Phasen kommt, wird die Differenz zwischen eingestelltem und tatsächlichem Zeitwert  $T_{\text{low}}$  zum nächsten unteren Druckniveau addiert. Kommt es innerhalb des angesprochenen Zeitfensters zu keiner Spontanatmung, so schaltet der Respirator am Ende des Zeitfensters ungetriggert auf das obere Druckniveau. Der Wechsel vom oberen auf das untere Druckniveau erfolgt entweder bei beginnender Ausatmung des Patienten, wenn im Triggerfenster der Inspirationsflow auf Null abgefallen ist, oder, ohne Spontanatmung in diesem Zeitbereich, am Ende von  $T_{\text{high}}$ . Auch in diesem Fall wird bei einem durch den Patienten getriggerten verfrühten Phasenwechsel die "fehlende" Zeit des oberen Druckniveaus der nächstfolgenden gleichen Phase angehängt [28].

Da BIPAP den kontinuierlichen Übergang von kontrollierter Beatmung zu allen Formen der augmentierenden Beatmung erlaubt, scheint dieser Modus eine geeignete Methode für die gesamte Beatmungsdauer eines Patienten zu sein [16]. Die Invasivität der Beatmung, bestimmt durch die Parameter oberes Druckniveau und PEEP bzw. Druckdifferenz, Atemzeitverhältnis sowie Sauerstoffkonzentration der Inspirationsluft [28], kann bei BIPAP jederzeit problemlos gesteigert oder reduziert werden.

Im Gegensatz zu anderen Techniken der assistierten Beatmung ist bei BIPAP ein ausreichendes Atemzeitvolumen auch ohne Spontanatmung des Patienten sichergestellt. Somit umfaßt dieser Beatmungsmodus als gewissermaßen "universelles Beatmungsverfahren" ein breites Spektrum zwischen reiner kontrollierter Beatmung und reiner Spontanatmung. Je

nach Spontanatembeteiligung des Patienten können unterschieden werden [5, 16, 28, 49]:

1. CMV-BIPAP: BIPAP ohne Spontanatmung des Patienten, also eine druckkontrollierte zeitgesteuerte Beatmung. Die gesamte Atemarbeit wird vom Beatmungsgerät geleistet.
2. IMV-BIPAP: BIPAP mit Spontanatmung auf dem unteren Druckniveau.
3. Genuiner BIPAP ("echter" BIPAP): BIPAP mit Spontanatmung sowohl auf dem unteren als auch auf dem oberen Druckniveau.

Bei vollständiger Angleichung der beiden Druckniveaus:

4. CPAP: Die Spontanatmung ist kontinuierlich. Die gesamte Atemarbeit und Ventilation werden vom Patienten geleistet.

Weitere Einstellungen:

5. IR-BIPAP: BIPAP mit umgekehrtem Atemzeitverhältnis, d.h. die Dauer des unteren Druckniveaus ist kürzer als die des oberen.
6. BIPAP-APRV: Die Zeitdauer des unteren CPAP-Niveaus ist wesentlich kürzer als die des oberen (in der Regel 0,5 bis 1,5 Sekunden), dabei ist Spontanatmung nur auf dem oberen Druckniveau registrierbar, da die Zeitdauer des unteren CPAP-Niveaus dafür zu gering ist.

Ausgehend von den pathophysiologischen Abläufen lassen sich die Beeinträchtigungen des Gasaustausches unterteilen in Störungen der Oxygenierung (Hypoxämie durch Insuffizienz des Lungenparenchyms) und Störungen der Ventilation (Hypoventilation mit Hyperkapnie durch Schwäche der respiratorischen Muskulatur). Für beide Arten von Störungen ist BIPAP als Therapie geeignet [14, 16, 49].

Die erwiesenermaßen großen Vorteile von BIPAP gegenüber herkömmlichen Beatmungsverfahren mit vergleichbarer Invasivität sind in erster Linie durch die jederzeit mögliche Spontanatmung begründet. Aufgrund der zu jedem Zeitpunkt möglichen Atemaktivität des Patienten läßt sich darüber hinaus die Anwendung von Sedativa deutlich verringern, unter Umständen kann sogar ganz auf diese verzichtet werden [5, 6, 16, 49]. Die allgemeinen Nebenwirkungen einer tiefen Sedierung, wie z.B. Kreislaufdepression oder Darmmotilitätsprobleme, fallen so weniger ins Gewicht [49]. Eine generelle Sedierung der beatmeten Patienten erscheint nicht notwendig, da Untersuchungen gezeigt haben, daß die seelischen Belastungen, unter denen diese Patienten zu leiden haben, nicht speziell durch die Beatmung, sondern vorwiegend durch die Schwere der körperlichen Erkrankung hervorgerufen werden [15].

Kontrollierte Beatmung ohne eigene Atemmuskelaktivität führt selbst beim lungengesunden Patienten innerhalb kurzer Zeit zur Ausbildung basaler Atelektasen (d.h. intrapulmonaler Shunts) und einer relativen Überblähung von intakten Lungenarealen mit schneller Zeitkonstante mit daraus resultierender Verschlechterung des Ventilations-Perfusions-Verhältnisses

[49]. Dagegen bewirken aktive Zwerchfellkontraktionen ein günstigeres Ventilations-Perfusions-Verhältnis mit verbesserter Oxygenierung und durch bessere Belüftung basaler Lungenpartien eine Prophylaxe der Atelektasenbildung bzw. eine Eröffnung bestehender Atelektasen [5, 21, 49, 53]. Bei Patienten mit schwerem Lungenversagen konnte im Vergleich zur konventionellen Beatmung als Vorteil der jederzeit möglichen Spontanatmung eine verbesserte Oxygenierung nachgewiesen werden [48]. Ausgehend von Beobachtungen an ARDS-Patienten [17] kamen Hörmann und Kollegen zu der Erkenntnis, daß bei BIPAP im Gegensatz zu anderen Beatmungsverfahren selbst geringe Patientenatemzüge mit einem Volumen von 70 ml bis 150 ml zu einer Oxygenierung und Kohlendioxid-Eliminierung beitragen. Begründet wird dieses Phänomen mit dem regelmäßigen Auftreten von Patienten-Inspirationen im Anschluß an einen Wechsel vom unteren auf das obere CPAP-Niveau. Dieser Druckanstieg hat zur Folge, daß der gesamte anatomische Totraum mit Frischgas gefüllt ist und somit auch sehr kleine Atemzüge des Patienten zu einer effektiven Ventilation beitragen.

Ein weiterer Vorteil gegenüber der kontrollierten Beatmung liegt darin, daß die eigene Atemarbeit des Patienten einer Atrophie und Kontraktilitätseinbuße der Atemmuskulatur entgegenwirkt, die bei länger dauernder Entlastung der respiratorischen Muskulatur, also v.a. des Diaphragmas als wichtigstem Atemmuskel, zu beobachten sind [14]. Anders formuliert kann von einer geringeren Gesamtinvasivität der Beatmung gesprochen werden, da durch die Spontanatmung des Patienten zusätzliche Volumina ventiliert werden und somit der Anteil der maschinellen Beatmung reduziert werden kann [49].

Durch die jederzeit mögliche Spontanatmung wird ein Teil der Gesamtventilation durch den Patienten selbst geleistet. Aufgrund des kleineren maschinellen Volumenanteils läßt sich der Atemwegsdruck niedriger halten, was eine geringere Beeinträchtigung der Hämodynamik zur Folge hat. Zudem wird durch die Spontanatmungsaktivität der venöse Rückfluß und somit das Herzzeitvolumen verbessert [49]. Eine bessere Herzauswurfleistung erhöht das Sauerstoffangebot, das letztlich die wichtigste Zielgröße des pulmonalen Gasaustausches ist [6]. Nach einer Studie von Putensen et al. [29] führt die Anwendung von BIPAP mit Spontanatmung im Vergleich zu ASB unter experimenteller Bronchokonstriktion sowohl zu einem signifikant höheren Herzzeitvolumen als auch zu einem signifikant höheren arteriellen Sauerstoffpartialdruck und einer signifikant höheren alveolo-arteriellen Sauerstoffdifferenz. Außerdem konnte in dieser Studie bei BIPAP mit Spontanatmung ein verbesserter Gasaustausch aufgrund eines besseren Ventilations-Perfusions-Verhältnisses nachgewiesen werden. In einer anderen Studie mit COPD-Patienten [52] kommen Viale und Kollegen zu dem Schluß, daß bei BIPAP im Vergleich mit PSV von einer gesteigerten inspiratorischen Effizienz gesprochen werden kann, da es bei BIPAP im Gegensatz zu PSV zu einem deutlich gesteigerten Tidalvolumen (d.h. Zug- bzw. Hubvolumen) bei einer mit der Spontanatmung vergleichbaren Atemarbeit kommt.

Eine sehr große Bedeutung besitzt das BIPAP-Verfahren bei der Respiratorentwöhnung. Das Weaning wird in der Literatur als eine systematische Rücknahme der Invasivität der Beat-

mung beschrieben [5], wobei die Invasivität sukzessive von der reinen mandatorischen Beatmung über augmentierende Beatmungsverfahren bis zur Spontanatmung reduziert werden muß. Dies beinhaltet bei konventionellen Beatmungsverfahren die Schwierigkeit, daß der Zeitpunkt der Umschaltung vom Therapeuten bestimmt werden muß. Bei BIPAP hingegen kann die gesamte Entwöhnung theoretisch in einem Beatmungsmodus durchgeführt und damit zügiger an die jeweiligen Verhältnisse angepaßt werden, da die Entscheidung zum Umschalten entfällt. Darüber hinaus ergibt sich bei BIPAP sowohl durch die aufgrund der ständig möglichen Spontanatmung früher einsetzende eigene Atemarbeit des Patienten als auch durch die geringere Sedierung im Vergleich zu anderen Verfahren ein beschleunigtes Weaning [5, 6, 21]. Rathgeber et al. kamen in einer Studie zur Kurzzeitbeatmung an 596 Patienten nach Bypass-Operation [35] bei einem Vergleich von CMV, SIMV und BIPAP zu folgenden Ergebnissen: Die mit CMV beatmeten Patienten hatten einen signifikant größeren Bedarf an Sedativa als die mit SIMV oder BIPAP ventilierten Patienten. In bezug auf den Analgetika-Bedarf zeigte sich folgendes Bild: Bei den Patienten aus der BIPAP-Gruppe war die erforderliche Analgetika-Dosis signifikant geringer als bei den Patienten aus den beiden anderen Gruppen. Darüber hinaus ergab sich bei BIPAP eine signifikant kürzere Beatmungsdauer als bei SIMV und CMV.

In einer 1998 veröffentlichten Studie von Staudinger et al. an 20 beatmeten Intensivpatienten [44] kamen die Autoren zu dem Ergebnis, daß sich bei suffizient spontanatmenden Patienten keine signifikanten Unterschiede zwischen BIPAP und PSV in bezug auf Energieverbrauch, Sauerstoffverbrauch, Kohlendioxidproduktion, Atemfrequenz, Atemminutenvolumen und Blutgase ergeben. Ebenso zeigten sich bei keinem der beiden Beatmungsverfahren Anzeichen für einen Patientendyskomfort. Staudinger et al. bezeichnen daher sowohl PSV als auch BIPAP als gute Weaning-Verfahren, wobei sie den BIPAP-Modus bei unter PSV insuffizient atmenden Patienten als vorteilhaft beschreiben, da hier nicht notwendigerweise eine Patientenanstrengung erforderlich ist.

Im Rahmen einer Dissertation von Keller [19] ergab ein Vergleich der Spontanatemformen BIPAP und CPAP in der postoperativen Weaningphase nach kardiochirurgischen Eingriffen in bezug auf die pulmonale Hämodynamik Vorteile für BIPAP gegenüber CPAP (geringerer pulmonalvaskulärer Widerstand und niedrigere pulmonalarterielle Drücke), während sich die beiden Verfahren hinsichtlich systemischer Hämodynamik und Gasaustausch nicht signifikant unterschieden. Als Erklärung für die genannten Differenzen vermutet der Autor ein "Recruitment zuvor nicht belüfteter Alveolen" durch die zyklisch wechselnden intrathorakalen Drücke bei BIPAP.

Wenngleich die Erstbeschreiber von BIPAP dieses Verfahren nicht als einen "Universal-Modus" ansahen [3], so wurde und wird BIPAP doch zunehmend als Standardverfahren eingesetzt [20] (beispielsweise wurden 1994 ca. 90% der beatmungspflichtigen Patienten der Universitätsklinik Innsbruck mit BIPAP beatmet [16]). Neben dem Einsatz beim Weaning, in der Langzeitbeatmung und bei ARDS gibt es auch positive Erfahrungen mit BIPAP in der

Kurzzeitbeatmung sowie in der postoperativen Nachbeatmung [34]. Allerdings ergeben sich aufgrund der "Druckkontrolle" bei BIPAP für diesen Modus auch Kontraindikationen: Im Gegensatz zu volumenkontrollierten Verfahren - wie beispielsweise SIMV - lassen sich zwar die Drücke vorgeben, nicht jedoch das Minutenvolumen. Daraus resultiert bei einer Beatmungsindikation, die eine kontrollierte Minutenventilation erfordert - z.B. ein Patient mit Schädel-Hirn-Trauma -, daß sich BIPAP nicht als Beatmungsmodus eignet.

In nahezu allen Veröffentlichungen zu BIPAP seit 1989 wird dieses Konzept als modern und zukunftsweisend beurteilt. Nur in wenigen dieser Veröffentlichungen werden mögliche Nachteile angesprochen. Zwar ergab eine Studie von Calzia et al. aus dem Jahr 1994 [10], daß der Patient bei BIPAP im Vergleich zu ASB eine signifikant größere Atemarbeit leisten muß, die für ihn folglich eine größere Anstrengung bedeutet. Diese Ergebnisse wurden allerdings durch die bereits erwähnte Studie von Staudinger und Kollegen aus dem Jahr 1998 [44] relativiert, in der keine signifikanten Unterschiede zwischen BIPAP und PSV (entspricht ASB) in bezug auf Energie- und Sauerstoffverbrauch, Kohlendioxidproduktion, Blutgase, Atemfrequenz sowie Minutenventilation festgestellt werden konnten. Verglichen mit PSV werden von Staudinger et al. als mögliche Erklärung für den entgegen ihren Erwartungen nicht erhöhten Sauerstoffverbrauch bei BIPAP folgende Argumente genannt: Erstens ergaben sich bezogen auf die Atemfrequenz des Patienten (d.h. ohne die reinen Maschinenhübe) bei BIPAP in Relation zu PSV deutlich geringere Werte, zweitens fanden die Patientenatemhübe vornehmlich auf dem unteren CPAP-Level statt, und drittens war für ein gleiches Atemminutenvolumen das erforderliche obere BIPAP-Niveau geringer als der benötigte PSV-Level.

Bei BIPAP sind aber auch für den Patienten nachteilige Konstellationen möglich. Einige dieser Probleme des BIPAP-Beatmungsverfahrens werden besonders deutlich durch eine Arbeit von Katzenstein aus dem Jahre 1998, bei der es sich u.a. um eine ausführliche Untersuchung des herkömmlichen BIPAP mit der gleichen Methodik wie in der vorliegenden Arbeit handelt [18]. Katzenstein stellte in bezug auf BIPAP fest, daß zwar zu jedem Zeitpunkt des Atemzyklus ein freies Durchatmen des Patienten möglich ist, daß dabei jedoch nicht jeder Atemzug auch tatsächlich eine alveoläre Ventilation bewirkt. Bei seiner Analyse von einzelnen Atemhüben ergaben sich folgende Sachverhalte:

1. Eine Patientenaktivität auf dem oberen oder unteren Druckniveau ohne Differenz zwischen Lungenvolumen und druckspezifischem Relaxationsvolumen führt zu einem Inspirations-Flow mit dem in Abhängigkeit von der Muskelaktivität maximal möglichen Volumenzuwachs (in Abb. 1.1 mit A markiert). Im Falle einer Patienten-Inspiration auf dem oberen CPAP-Level im Anschluß an den Druckanstieg tragen durch die Füllung der Atemwege mit Frischgas selbst geringe Atemzüge des Patienten zu einer effektiven Ventilation bei [17].
2. Fällt die Atemanstrengung des Patienten in den Zeitraum des Druckanstiegs vom unteren auf das obere Niveau oder in die Zeit danach, in der sich das tatsächliche Lungenvolumen

noch nicht dem für den vorliegenden Atemwegsöffnungsdruck spezifischen Relaxationsvolumen angeglichen hat, so kommt es zu einer im Vergleich zu 1. verringerten Volumenzunahme oder lediglich zu einer Beschleunigung der Inspiration (in Abb. 1.1 mit B markiert).

3. Findet eine Patientenaktivität während des Druckabfalls vom oberen auf das untere Druck-Niveau und der Phase einer Differenz zwischen Lungen- und Relaxationsvolumen statt, liegt auch in diesem Fall entweder ein verglichen mit 1. verringertes Atemzugvolumen oder nur eine verzögerte Expiration vor. Hierbei können sich Zustände der dynamischen Überblähung ergeben (in Abb. 1.1 mit C markiert). Außerdem führen v.a. zu diesem Zeitpunkt schwache Atemzüge des Patienten eventuell nur zu einer Totraumventilation.

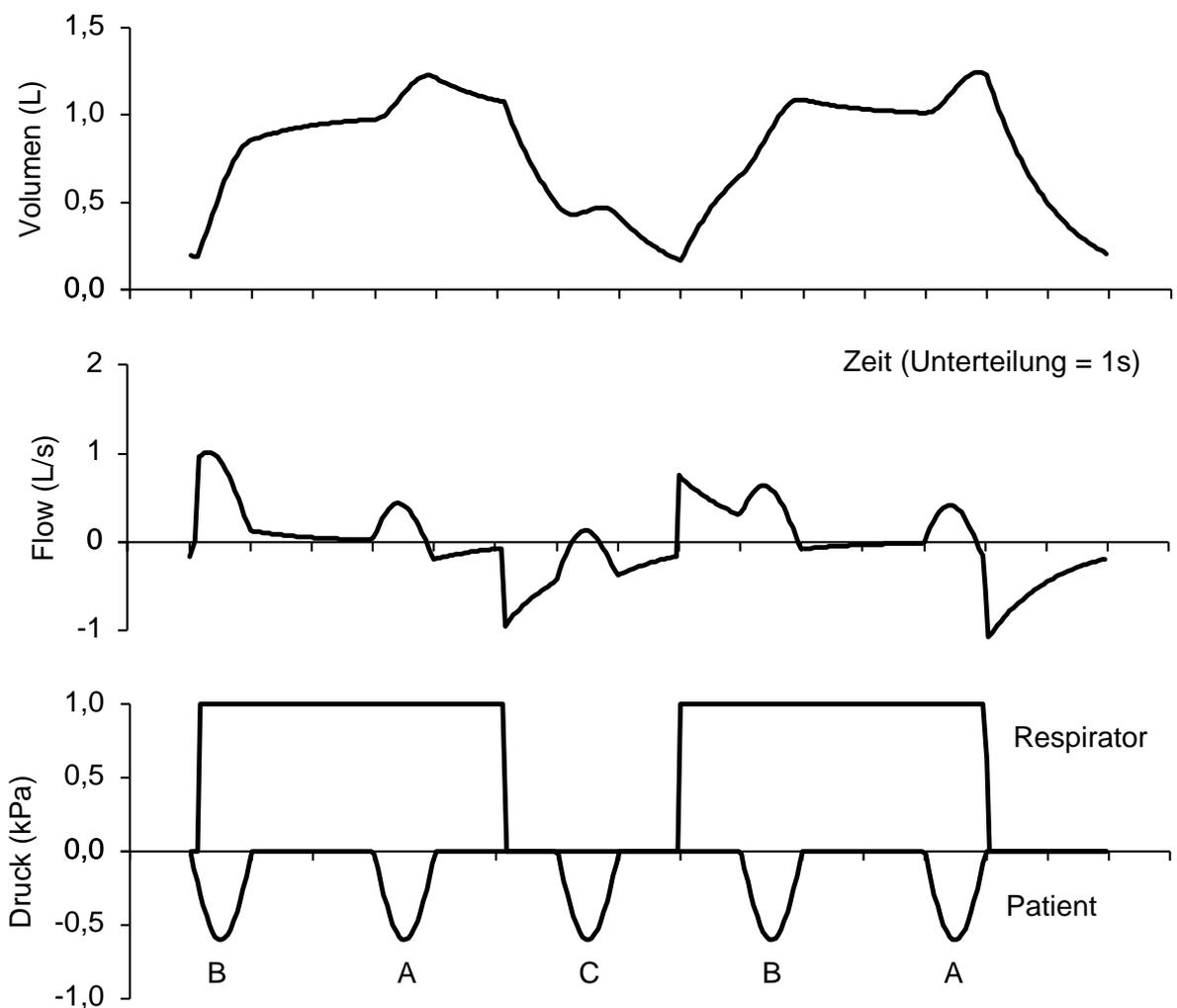


Abb. 1.1: In dieser exemplarisch ausgewählten BIPAP-Einstellung ( $P_{Hi} = 10 \text{ mbar} = 1 \text{ kPa}$ ;  $T_{Hi} = 5,0 \text{ s}$ ;  $T_{Lo} = 2,5 \text{ s}$ ;  $P_{Mus} = 6 \text{ mbar} = 0,6 \text{ kPa}$ ;  $T_{Mus} = 1,0 \text{ s}$ ; AO/AO) werden die drei im Text erwähnten grundsätzlich verschiedenen Sachverhalte deutlich: Eine Inspirationsbemühung des Patienten auf dem oberen Druckniveau bei nur geringer oder keiner Differenz zwischen Lungen- und Relaxationsvolumen ergibt einen maximalen Volumenzuwachs (A). Eine Patientenaktivität während eines Druckanstiegs mit einem Lungenvolumen deutlich unter dem Relaxationsvolumen führt zu einer beschleunigten Inspiration bzw. einer verringerten Volumenzunahme (B). Bei einer Muskelaktivität während eines Druckabfalls mit einem Lungenvolumen deutlich über dem Relaxationsvolumen (Zustand der dynamischen Überblähung) kommt es zu einer verzögerten Expiration (C).

Aus den obigen Sachverhalten zieht Katzenstein den Schluß, "daß die Durchsetzung der Atemaktivität im wesentlichen von der Differenz zwischen Ausgangsvolumen innerhalb der Alveolen und dem druckspezifischen Relaxationsvolumen zu Beginn der Inspiration abhängig ist". Anders ausgedrückt ist die Differenz zwischen tatsächlichem Lungen- und druckspezifischem Relaxationsvolumen ein Anhaltspunkt für die Probleme, die sich bei BIPAP ergeben können, so z.B. die dynamische Hyperinflation. Katzenstein schlägt als einen möglichen Lösungsansatz zur Verkleinerung dieser problematischen Differenz zwischen Lungen- und Relaxationsvolumen die Einführung von "Rampen" - einem "zeitlich abgestimmten Anstieg bzw. Abfall der Druckniveaus" - vor, also genau das, was im NRV-Modus (siehe Abschnitt 1.2.3) seine Anwendung findet.

Die serienmäßige Umsetzung des BIPAP-Verfahrens konnte bereits im Jahr der ersten Veröffentlichung der Idee des BIPAP (1989) realisiert werden (EVITA 1, Firma Dräger, Lübeck). Die technische Verwirklichung des BIPAP erfolgt ausgehend von einem Demand-Flow-CPAP-System, bei dem am Expirationsschenkel durch einen Taktgenerator wechselweise  $P_{\text{high}}$  und  $P_{\text{low}}$  geschaltet werden. Diese vom Anwender bestimmten Druckwerte dienen als Referenzdrücke für das Demandventil, durch das der jeweilige CPAP-Druck auch im Patientensystem eingestellt und gleichzeitig eine Spontanatmung zu jedem Zeitpunkt erlaubt wird. Alternativ dazu läßt sich das BIPAP-Verfahren auch in einem Continuous-Flow-CPAP-System realisieren [3, 54]. Inzwischen ist der BIPAP-Modus auch in Beatmungsgeräten anderer Hersteller implementiert.

### 1.2.2 Funktionsprinzip des BIPAP mit Rampe aufwärts

Da Atemzüge des Patienten während der "abrupten" Wechsel der CPAP-Niveaus wenig oder gar nicht zur Ventilation beitragen und evtl. sogar zu einer Überblähung führen können, entstand die Idee eines langsamen Übergangs zwischen den beiden Druckniveaus. Zunächst wurde nur an eine geringere Druckanstiegsgeschwindigkeit bei nach wie vor schnellem Druckabfall gedacht. Dabei steigt der Druck vom unteren zum oberen CPAP-Level langsam kontinuierlich an, so daß sich bildlich eine Rampe ergibt. In den vorliegenden Untersuchungen zu BIPAP mit Rampe aufwärts wurden für die "Rampenzeit" zum einen die halbe und zum anderen die gesamte Zeit des oberen Drucklevels gewählt. Die erste Einstellung ergibt

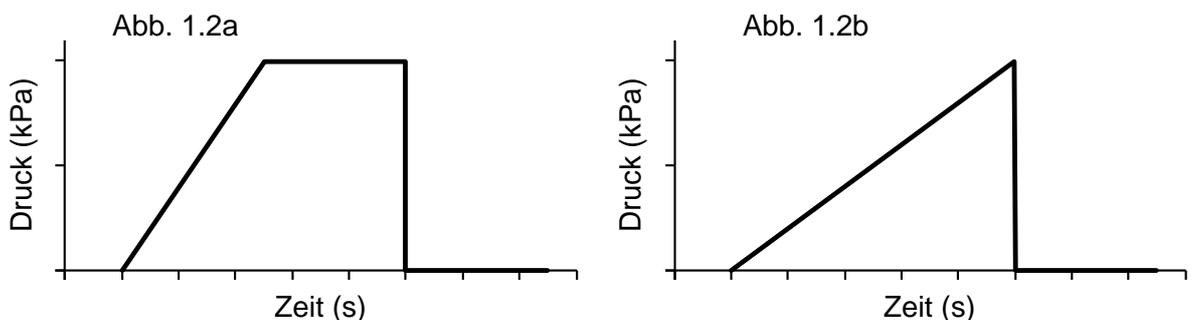


Abb. 1.2a und 1.2b: Anschauliche Darstellung des Drucks bei BIPAP mit Rampe aufwärts: In 1.2a ist die Zeit des oberen Druckniveaus halbiert in Rampe und Plateau ("halbe Rampenzeit"), während es sich in 1.2b um eine "ganze Rampenzeit" ohne Plateau handelt.

in der zweiten Hälfte des oberen Druckniveaus wie bisher ein Plateau, bei der zweiten Einstellung fällt das obere Plateau vollständig weg.

Obwohl die Druckanstiegsgeschwindigkeit ebenfalls seit Beginn der serienmäßigen Umsetzung 1989 manuell eingestellt werden kann und davon heute in der Praxis auch teilweise Gebrauch gemacht wird, gibt es dennoch bisher keine veröffentlichten Untersuchungen zu Vor- und Nachteilen dieses BIPAP mit Rampe aufwärts.

### 1.2.3 Funktionsprinzip der Near Relaxation Ventilation (NRV)

Als konsequente Weiterentwicklung der Idee des BIPAP mit Rampe aufwärts ergab sich die BIPAP-Modifikation mit geringerer Druckanstiegsgeschwindigkeit sowie langsamerem Druckabfall vom oberen auf das untere CPAP-Niveau, die von seinen Erstbeschreibern Reißmann et al. als "Near Relaxation Ventilation" (NRV) bezeichnet wurde [37]. Diese Namensgebung erfolgte unter der Vorstellung, daß sich im NRV-Modus im respiratorischen System geringere Unterschiede zwischen tatsächlichem Lungenvolumen und druckspezifischem Relaxationsvolumen zeigen als in anderen Modi. Bei dieser Beatmungsform ergeben sich keine Plateaus mehr, sondern nur noch Rampen. Die gesamte Zeit des oberen CPAP-Levels entspricht nun der Rampe aufwärts, während die gesamte Zeit des unteren Druckniveaus die Rampe abwärts darstellt. In der vorliegenden Arbeit wurden zwei unterschiedliche Zeitverhältnisse der Rampen untersucht: erstens ein Verhältnis von Rampe aufwärts zu Rampe abwärts von 1:2 und zweitens ein Verhältnis von 2:1.

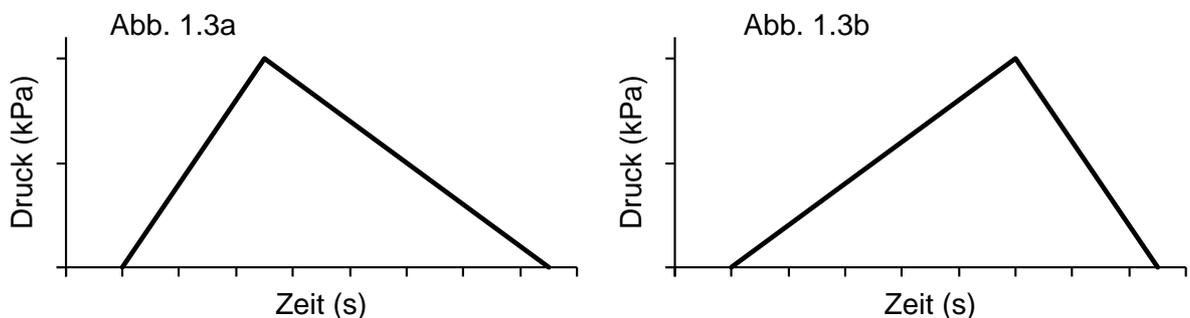


Abb. 1.3a und 1.3b: Graphische Darstellung des Drucks bei NRV in den unterschiedlichen Zeitverhältnissen: In 1.3a beträgt das Zeitverhältnis von Assistenzdruck-Anstieg zu -Abnahme 1:2, bei 1.3b handelt es sich um das umgekehrte Zeitverhältnis.

### 1.2.4 Funktionsprinzip der automatischen Tubuskompensation (ATC)

Da die automatische Tubuskompensation (ATC) eine wichtige Rolle in der vorliegenden Arbeit spielt, soll dieses Verfahren bereits hier Erwähnung finden. Das Funktionsprinzip der ATC besteht darin, daß die durch den Endotrachealtubus (ETT) entstehenden Widerstände durch zusätzliche Arbeit des Respirators ausgeglichen werden und somit der Trachealdruck des Patienten während des gesamten Atemzyklus, also sowohl der In- als auch der Expiration, auf einen konstanten Wert geregelt wird. Bei Kenntnis der Tubuskoeffizienten Tubusdurchmesser und Tubuslänge ist eine exakte Berechnung der ATC möglich, so daß der Tubus in bezug auf die vom Patienten zu leistende Atemarbeit keine Rolle spielt. Deshalb wird

bei ATC auch von "elektronischer Extubation" oder "Tracheal-CPAP" gesprochen [46, 55].

Zu allen Zeitpunkten, zu denen Atemgase fließen, unterscheidet sich beim intubierten Patienten der Atemwegsdruck ( $P_{Aw}$ ) oder exakter Atemwegsöffnungsdruck ( $P_{AO}$ ) vom Trachealdruck ( $P_{trach}$  bzw.  $P_{Tr}$ ), da ein Druckgradient über dem ETT besteht. Für den Patienten entscheidend ist aber nicht der gemessene Atemwegsdruck, sondern der nur unter Schwierigkeiten zu messende Trachealdruck, da dieser mit dem Druck im Bronchial- und Alveolarsystem korreliert. Für den Trachealdruck gilt:  $P_{trach}(t) = P_{Aw}(t) - \Delta P_{ETT}(V'(t))$ , wobei die Druckdifferenz  $\Delta P_{ETT}$  aufgrund der turbulenten Strömung im Tubus und im intratrachealen Übergang des ETT nicht linear, sondern abhängig vom Flow ( $V'$ ) exponentiell ansteigt. Diese flußabhängigen Strömungswiderstände können mehr als 50% der gesamten Atemarbeit verursachen [55]. Ausführliche Untersuchungen von Guttmann und Kollegen ergaben, daß der Druckabfall über dem ETT beschrieben werden kann durch die Beziehung  $\Delta P_{ETT}(t) = K1 * V'(t)^{K2}$ , wobei die Koeffizienten erstens von Tubusdurchmesser und -länge abhängen und sich zweitens bei In- und Expiration unterscheiden [13, 46, 55]. Durch fortlaufende Messung des Atemwegsdrucks und des Flows sowie automatische Berechnung des Druckabfalls über dem ETT kann das Beatmungsgerät so gesteuert werden, daß derjenige  $P_{Aw}$  generiert wird, der den gewünschten  $P_{trach}$  jeweils um den Betrag von  $\Delta P_{ETT}$  übersteigt. Daraus resultiert tatsächlich der gewünschte Trachealdruck, was sich durch direkte Messungen in der Trachea verifizieren läßt. Somit befindet sich der Patient im selben funktionellen Zustand, als wäre er extubiert ("elektronische Extubation"), d.h. daß das unter ATC beobachtete Atemmuster dem ähnlich ist, welches sich nach der Extubation einstellt [46]. Verschiedene klinische Studien haben gezeigt, daß mit ATC eine dynamische Überblähung der Lunge vermieden und die expiratorische Zeitkonstante verkürzt werden kann [14].

Wie erwähnt umfaßt die eben genannte Form der ATC sowohl eine in- als auch eine expiratorische Komponente. Im Gegensatz dazu kam in der vorliegenden Arbeit bei der mechanischen wie auch bei der digitalen Simulation nur eine inspiratorische ATC zur Anwendung. Das bedeutet, daß eine Kompensation der Tubuswiderstände nur während der Inspirationsphasen erfolgte, ein Ausgleich der Druckdifferenzen aufgrund der Strömungswiderstände des Tubus während der Expirationsphasen aber nicht stattfand. Als Begründung für die fehlende expiratorische ATC lassen sich zwei Punkte anführen: Erstens birgt eine Verringerung des Atemwegsöffnungsdrucks durch einen "expiratory flow assist", der ja im Extremfall zu subatmosphärischen Drücken und damit einem "Sog" durch das Beatmungsgerät führen kann, das Risiko des Kollabierens der Atemwege mit dem nachteiligen Phänomen des "Air-Trapping". Auch aufgrund einer unphysiologischen Ausatmung ist eine solche forcierte Expiration von zweifelhaftem klinischen Nutzen. Zweitens wäre eine solche expiratorische ATC in der mechanischen Simulation mit der zur Verfügung stehenden Ausrüstung nicht zu realisieren gewesen; somit hätte kein Vergleich von digitaler und mechanischer Simulation erfolgen können.

### 1.3 Idee, Problemstellung und Ziel der Arbeit

Die Idee des BIPAP mit Rampe und der NRV haben als Grundgedanken eine möglichst optimale Abstimmung zwischen Beatmungsgerät und Patient. Das Ziel ist die Verringerung der möglichen Nachteile von BIPAP, wie beispielsweise hohe Spitzenflüsse, erfolglose Atemanstrengungen während der Druckwechsel und dynamische Überblähung, sowie die Beibehaltung der großen Vorteile von BIPAP gegenüber anderen Beatmungsverfahren. Die Idee zu dieser Arbeit ergab sich zum einen aus der Frage, ob sich bei den beiden untersuchten BIPAP-Modifikationen tatsächlich eine Verminderung der angesprochenen Nachteile des herkömmlichen BIPAP nachweisen läßt. Zum anderen resultierte aus dem Bestreben der Kombination von ATC mit den Vorteilen von BIPAP die Suche nach sinnvollen BIPAP-Alternativen, da eine Mischung aus klassischem BIPAP und automatischer Tubuskompensation v.a. aufgrund der hohen Spitzenflüsse ungünstig erscheint. Diese hohen Spitzenflüsse ergeben sich aus den "Assistenzdruck-Sprüngen" bei BIPAP sowie dem gleichzeitigen Wegfall der "Modulationsfunktion" des Tubus aufgrund der Tubuskompensation. Bei BIPAP ohne ATC werden die Spitzenflüsse durch eine verlängerte Zeitkonstante aufgrund der - durch den Tubus - erhöhten Resistance reduziert. Der Tubus besitzt also gewissermaßen eine "Modulationsfunktion", deren Wegfall bei BIPAP ungünstige Folgen hat. Werden nun - wie bei NRV - die "Assistenzdruck-Sprünge" mitsamt den daraus resultierenden hohen Spitzenflüssen vermieden, so scheint eine Kombination mit ATC vorteilhaft zu sein. Diese Hypothese soll ebenfalls in der vorliegenden Arbeit überprüft werden.

Aus den eingangs erwähnten Überlegungen ergibt sich die Fragestellung, welche Parameter sich zu der vergleichenden Analyse verschiedener Einstellungen und Konstellationen dieser BIPAP-Modifikationen eignen und wie sich diese Parameter ermitteln lassen.

Weiler und Heinrichs schreiben [53]: "Die Auswahl der für einen individuellen Patienten in seiner speziellen Situation optimalen Beatmungsform stellt heute nach wie vor ein großes Problem dar. Auf der einen Seite lassen sich mit Hilfe der modernen Beatmungsgeräte theoretisch beliebige Beatmungsformen generieren. Auf der anderen Seite lassen sich die komplexen Auswirkungen einer bestimmten Form der Beatmung im konkreten Fall mit den bisherigen Möglichkeiten der Funktionsanalyse nur sehr ungenau vorhersagen oder überschauen."

In der vorliegenden Arbeit wird der Versuch unternommen, die Auswirkungen von BIPAP mit Rampe und NRV anhand verschiedener Parameter, wie beispielsweise Atemfrequenzen, Hubvolumina, Atemminutentventilation, Gesamtarbeit, Patienten- und Maschinenarbeit sowie Spitzenflüsse, zu analysieren.

Durch Variation der Ausgangsbedingungen (unterschiedliche Compliance- und Resistancewerte, verschiedene Inspirationszeiten des Patienten, Regulation der Beatmung auf die Atemwegsöffnung und die Trachea, unterschiedliches Atemzeitverhältnis, verschiedene obere Druckniveaus, unterschiedliche Rampenzeiten bei BIPAP mit Rampe sowie diverse Inspi-

rationsstärken des Patienten) wird versucht, möglichst viele Situationen mit sehr unterschiedlichen Konstellationen im Zusammenspiel von Patient und Respirator zu simulieren.

Bezüglich dieser Interaktion zwischen Patient und Respirator ergeben sich zahlreiche Fragen, von denen einige beispielhaft genannt seien: Wie verhält sich die Patientenventilation unter verschiedenen Bedingungen? Welche Unterschiede hinsichtlich der Ventilation ergeben sich mit verschiedenen Rampenzeiten bei BIPAP mit Rampe und bei NRV? Welche Rolle spielt die dynamische Überblähung bei den untersuchten Beatmungsmodi? Wodurch wird die Patientenkontrolle über die Ventilation beeinflusst? Ist bei den untersuchten Verfahren eine ausreichende Mindestventilation sichergestellt? Wie verhalten sich die Spitzenflüsse bei den untersuchten Verfahren?

Das Ziel der Arbeit besteht darin, durch Untersuchung von verschiedenen Einstellungen und Konstellationen in den BIPAP-Modifikationen BIPAP mit Rampe aufwärts und NRV Erkenntnisse über die Charakteristika von BIPAP, BIPAP mit Rampe und NRV sowie über die Unterschiede zwischen diesen Modi zu erhalten. Diese spezifischen Merkmale sowie mögliche Unterschiede werden durch verschiedene atemmechanische bzw. beatmungstechnische Parameter erfaßt, die mit Hilfe von Simulationen ermittelt werden.

#### **1.4 Gliederung der Arbeit**

Der experimentelle Teil der Arbeit gliedert sich in zwei Teile: die digitale Simulation am Computer und die mechanische Simulation am Lungenmodell. Während es bei der digitalen Simulation um die Betrachtung der reinen Theorie unter idealen Bedingungen geht, entspricht die mechanische Simulation durch Einsatz des Beatmungsgerätes am Lungenmodell annähernd den praktischen Gegebenheiten.

## 2 Methoden

### 2.1 Digitale Simulation am Computer

Die digitale Simulation erfolgte mit Hilfe eines speziell für die aufgeführten Untersuchungen geschriebenen Programms auf Basis der Entwicklungsumgebung LabVIEW (Fa. National Instruments). Die mit einer Frequenz von 100 Hz digitalisierten Daten für Flow, Volumen und Druck wurden anhand der Differentialgleichung eines gedämpften harmonischen Oszillators mit einer von außen angreifenden Zwangskraft generiert. Hierbei stellt die Lösung dieser Differentialgleichung die Bewegungsgleichung eines Ein-Kompartiment-Modells des respiratorischen Systems dar. Zur Vereinfachung wurden die Steifheit und der Widerstand des Systems als konstant angenommen.

In dem der Simulation zugrunde liegenden Modell kann zwischen passiven und aktiven Kräften des respiratorischen Systems (RS) unterschieden werden. Als passive Komponenten sind die Compliance als Maß für die Volumendehnbarkeit der Lunge und des Thorax (anders ausgedrückt als Verhältnis von Lungenvolumen und Rückstellkräften [ $C = \Delta V / \Delta p$ ]) sowie die Resistance als Maß für die Strömungswiderstände des RS ( $R = \Delta p / \dot{V}$ ) zu nennen. Bei der Elastance als Reziprokwert der Compliance handelt es sich um ein Maß für den elastischen Lungenwiderstand ( $E = \Delta p / \Delta V$ ). Die aktiven Kräfte sind der Atemwegsdruck ( $P_{AW}$ ), im folgenden exakter als Atemwegsöffnungsdruck ( $P_{AO}$ ) bezeichnet, und die Muskelspannung (= Muskeldruck,  $P_{Mus}$ ).

In bezug auf die Resistance wird vereinfachend angenommen, daß sich der flußresistive Druckabfall über dem Tubus linear verhält, damit das "Abklingen" des RS mit einer Exponentialfunktion beschrieben werden kann. Daraus folgt, daß für die in der Einleitung (im Abschnitt 1.2.4) erwähnte Gleichung  $\Delta P_{ETT}(t) = K1 * \dot{V}(t)^{K2}$  gilt:  $K2 = 1$ . Diese Gleichsetzung trifft - wie angesprochen - nur unter besonderen Bedingungen zu. Bei der digitalen Simulation wurden für Compliance und Resistance jeweils ein physiologischer sowie ein pathologisch veränderter Wert gewählt. So betragen in der Basiseinstellung die Gesamtcompliance 0,1 l/cm H<sub>2</sub>O (d.h.  $C_{Lunge} = 0,2$  l/cm H<sub>2</sub>O und  $C_{Thorax} = 0,2$  l/cm H<sub>2</sub>O) und die Resistance des gesamten RS 11 mbar/l/s. Die Resistance läßt sich aufschlüsseln in Reibungswiderstände erstens in den Atemwegen ( $R_{Airways} = R_{AW} = 3$  mbar/l/s), zweitens in der Thoraxwand ( $R_{Chestwall} = R_{Cw} = 2$  mbar/l/s) und drittens im Tubus ( $R_{ETT} = 6$  mbar/l/s). Bei den pathologischen Werten, deren Simulation sowohl einzeln als auch in Kombination erfolgte, wurden eine verminderte Compliance von 0,05 l/cm H<sub>2</sub>O (d.h.  $C_{Lunge} = 0,1$  l/cm H<sub>2</sub>O und  $C_{Thorax} = 0,1$  l/cm H<sub>2</sub>O) und eine erhöhte Resistance im gesamten RS von 22 mbar/l/s gewählt. Bei dieser erhöhten Resistance betragen die Reibungswiderstände in den Atemwegen ( $R_{AW}$ ) nun 14 mbar/l/s bei gleichbleibenden Werten für  $R_{Cw}$  und  $R_{ETT}$ .

Der Atemwegsöffnungsdruck ( $P_{AO}$ ) fungiert als Indikator für den Assistenzdruck. Sowohl im Modus BIPAP mit Rampe als auch im NRV-Modus variierte der obere Assistenzdruckwert ( $P_{Hi} = P_{AOHi}$ ) zwischen 0, 5, 10, 15 und 20 mbar, während der untere Wert des Assi-

stanzdrucks ( $P_{Lo} = P_{AOLo}$ ) stets 0 mbar betrug. Ein Zyklus der beiden Assistenzniveaus dauerte in allen Fällen 7,5 s, wobei zwei unterschiedliche Atemzeitverhältnisse untersucht wurden. Erstens galt  $I : E = 1 : 2$ , d.h.  $THi = 2,5$  s und  $TLo = 5,0$  s, und zweitens betrug das Verhältnis  $I : E = 2 : 1$ , also  $THi = 5,0$  s und  $TLo = 2,5$  s. Bei BIPAP mit Rampe wurden außerdem noch zwei unterschiedliche Rampenzeiten simuliert: halbe und ganze Rampe. Dies ergab vier verschiedene Möglichkeiten der Rampenzeiten:  $TRamp$  betrug  $2,5/2$ ,  $2,5/1$ ,  $5,0/2$  und  $5,0/1$ . Der Wechsel zwischen den beiden Assistenzphasen erfolgte nach dem gleichen Prinzip wie bei der BIPAP-Implementierung in der EVITA 1: Erfolgt in den letzten 25% der unteren bzw. oberen Phasenzeit eine in- bzw. expiratorische Atemanstrengung des Patienten, und zwar mit einem Flow größer als 0,1 ml/s, dann schaltet der Respirator in die folgende Phase um. Die "fehlende" Phasenzeit wird im nächsten Zyklus an die Zeit der gleichen Phase angehängt. Kommt es in dem erwähnten Triggerzeitfenster zu keiner Spontanatmung, so wechselt das Beatmungsgerät am Ende von  $TLo$  bzw.  $THi$  auf das entsprechend andere Assistenzniveau. Bei dem Modus BIPAP mit Rampe erfolgt der Sprung vom oberen auf das untere Druckniveau sofort, das heißt unmittelbar im nächsten Sample.

Aufgrund der (vereinfachten) Annahme, daß sich der Druckabfall über dem ETT linear verhält, und der Kenntnis der Resistance des Tubus ist es möglich, diesen Druckabfall zu berechnen. Somit konnte neben der Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck (AO/AO) auch in jeder der vorgenommenen Einstellungen eine Regelung auf den Trachealdruck ( $Tr/AO$ ) simuliert werden. Diese Simulation entspricht also dem direkten Verfahren der Trachealdruckmessung mit entsprechender Regelung und somit auch dem indirekten Verfahren der Anwendung der automatischen Tubuskompensation (ATC).

Die Muskelkraft des Patienten wurde simuliert als Sinushalbwellen, die relativ genau der physiologischen Wellenform eines wachen Patienten entspricht. Damit ergibt sich aus der maximalen Muskelkraft des Patienten ( $PMusMax$ ) auch die entsprechende mittlere Muskelkraft des Patienten ( $PMus$ ). Es gilt:  $PMus = PMusMax / (2 * \pi)$ . Die simulierten Werte für  $PMusMax$  lagen bei 0, 0,2, 2, 4, 6, 8, 10, 12, 16 und 20 mbar, woraus sich  $PMus$ -Werte zwischen 0 und 12,7 mbar ergeben. Für die Muskelanspannungszeit ( $TMus = TMusOn$ ) wurden zwei verschiedene Werte gewählt: 0,5 s und 1,0 s. Da die Zyklusdauer von Patientenin- und -expiration stets 3 s betragen sollte, ergaben sich aus den genannten Werten für den Zeitraum zwischen zwei Atemanstrengungen ( $TMusOff$ ) 2,5 s und 2,0 s. Die maximal möglichen inspiratorischen Flüsse betragen in dieser digitalen Simulation 3 l/s, da größere inspiratorische Flüsse auch bei realen Respiratoren nicht entstehen können.

Um eine Periodik in einem überschaubaren Zeitraum zu erreichen, wurden willkürlich folgende Atemfrequenzen gewählt: Einer Patienten-Atemfrequenz von 20 Hüben pro Minute steht eine Respiratorfrequenz von 8 Hüben pro Minute gegenüber. Daraus ergibt sich eine 15-Sekunden-Periodik, in der 5 "Patientenzyklen" (Zyklusdauer 3,0 s) und 2 Respiratorzyklen (Zyklusdauer 7,5 s) ablaufen. In jeder der durchgeführten Einstellungen (siehe Tabellen 1 und 2) wurde eine solche 15-Sekunden-Periode analysiert. Diese Analyse erfolgte durch

das Computerprogramm auf Grundlage der definierten Eigenschaften von Endotrachealtubus, Atemwegen, Lunge und Thorax. Sie ergab Daten für Atemwegsöffnungsdruck, Trachealdruck, Flow, in- und expirierete Volumina, Muskelarbeit des Patienten, Atemfrequenz, Atemminutenvolumen sowie Gesamtarbeit und verschiedene Arbeitsanteile. Die Berechnung der Atemarbeit (W) erfolgte anhand der Integration des Produkts aus Druckdifferenz und Fluß über die Zeit ( $W = \int pV' dt$ ). Zuletzt erfolgte der besseren Anschaulichkeit halber eine grafische Darstellung der unterschiedlichen ermittelten Daten.

Tab. 2.1: Die untersuchten Einstellungen der digitalen Simulation von NRV sind in der folgenden Tabelle mit "x" gekennzeichnet.

<b>PHi</b>		<b>0</b>		<b>5</b>		<b>10</b>		<b>15</b>		<b>20</b>	
<b>TMus</b>		<b>0,5</b>	<b>1,0</b>								
<b>THi 2,5 TLo 5,0</b>											
Basiseinstellung											
	AO/AO	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
	Tr/AO	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
verminderte Compliance											
	AO/AO	x	x			x	x			x	x
	Tr/AO	x	x			x	x			x	x
erhöhte Resistance											
	AO/AO	x	x			x	x			x	x
	Tr/AO	x	x			x	x			x	x
verminderte C und erhöhte R											
	AO/AO	x	x			x	x			x	x
	Tr/AO	x	x			x	x			x	x
<b>THi 5,0 TLo 2,5</b>											
Basiseinstellung											
	AO/AO	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
	Tr/AO	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
verminderte Compliance											
	AO/AO	x	x			x	x			x	x
	Tr/AO	x	x			x	x			x	x
erhöhte Resistance											
	AO/AO	x	x			x	x			x	x
	Tr/AO	x	x			x	x			x	x
verminderte C und erhöhte R											
	AO/AO	x	x			x	x			x	x
	Tr/AO	x	x			x	x			x	x

Tab. 2.2: Die untersuchten Einstellungen der digitalen Simulation von BIPAP mit Rampe sind in der folgenden Tabelle mit "x" gekennzeichnet.

P Hi		0		5		10		15		20	
T Mus		0,5	1,0	0,5	1,0	0,5	1,0	0,5	1,0	0,5	1,0
<b>THi 2,5 TLo 5,0 TRamp 2,5/2</b>											
Basiseinstellung											
	AO/AO	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
	Tr/AO	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
verminderte Compliance											
	AO/AO	x	x			x	x			x	x
	Tr/AO	x	x			x	x			x	x
erhöhte Resistance											
	AO/AO	x	x			x	x			x	x
	Tr/AO	x	x			x	x			x	x
verminderte C und erhöhte R											
	AO/AO	x	x			x	x			x	x
	Tr/AO	x	x			x	x			x	x
<b>THi 2,5 TLo 5,0 TRamp 2,5/1</b>											
Basiseinstellung											
	AO/AO	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
	Tr/AO	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
verminderte Compliance											
	AO/AO	x	x			x	x			x	x
	Tr/AO	x	x			x	x			x	x
erhöhte Resistance											
	AO/AO	x	x			x	x			x	x
	Tr/AO	x	x			x	x			x	x
verminderte C und erhöhte R											
	AO/AO	x	x			x	x			x	x
	Tr/AO	x	x			x	x			x	x
<b>THi 5,0 TLo 2,5 TRamp 5,0/2</b>											
Basiseinstellung											
	AO/AO	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
	Tr/AO	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
verminderte Compliance											
	AO/AO	x	x			x	x			x	x
	Tr/AO	x	x			x	x			x	x
erhöhte Resistance											
	AO/AO	x	x			x	x			x	x
	Tr/AO	x	x			x	x			x	x
verminderte C und erhöhte R											
	AO/AO	x	x			x	x			x	x
	Tr/AO	x	x			x	x			x	x
<b>THi 5,0 TLo 2,5 TRamp 5,0/1</b>											
Basiseinstellung											
	AO/AO	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
	Tr/AO	x	x	x	x	x	x	x	x	x	x
verminderte Compliance											
	AO/AO	x	x			x	x			x	x
	Tr/AO	x	x			x	x			x	x
erhöhte Resistance											
	AO/AO	x	x			x	x			x	x
	Tr/AO	x	x			x	x			x	x
verminderte C und erhöhte R											
	AO/AO	x	x			x	x			x	x
	Tr/AO	x	x			x	x			x	x

## 2.2 Mechanische Simulation am Lungenmodell

Der Versuchsaufbau der mechanischen Simulation bestand aus einem Lungenmodell, bei dem einerseits die Atemmuskulatur durch ein Beatmungsgerät im druckkontrollierten Modus simuliert und andererseits die Lunge von einem weiteren Beatmungsgerät im BIPAP- bzw. NRV-Modus ventiliert wurde.

Als Lungenmodell diente eine "Vent Aid Training/Test Lung" der Firma Michigan Instruments. Dieses Modell besteht aus zwei Bälgen, die Lunge und Atemmuskulatur darstellen und durch ein starres Metallstück fest miteinander verbunden sind. Aufgrund dieser starren Verbindung folgt der "Lungenbalg" zwangsläufig den Bewegungen des "Muskelbalgs" bei der Simulation von Atemhüben. Für den "Lungenbalg" wurden bei den verschiedenen Simulationen zwei unterschiedliche Compliancewerte eingestellt: In der Basiseinstellung betrug die Gesamtcompliance 0,05 l/cm H<sub>2</sub>O, bei der verminderten Compliance handelte es sich um eine Gesamtcompliance von 0,025 l/cm H<sub>2</sub>O. Bei der mechanischen Simulation wurden im Gegensatz zur digitalen Simulation nur halb so große Compliancewerte gewählt, damit die Dehnung der Federn in jedem Fall noch innerhalb des linearen Dehnungsbereichs (Proportionalitätsbereich) lag.

Zur Simulation der spontanen Atemanstrengungen, also zur Generierung eines PMus, wurde an den "Muskelbalg" eine EVITA 1 (Fa. Dräger) angeschlossen, die in einem druckkontrollierten Beatmungsmodus (BIPAP mit P<sub>low</sub> = 0 mbar) verschiedene Muskeldrücke simulierte (P<sub>high</sub> = PMusMax = 0, 4, 6, 8, 10, 12, 16 und 20 mbar). Die Simulation des Muskeldrucks erfolgte in Rechteck-Form, wobei sich aber aufgrund der Zeitverzögerung der "Druckbereitstellung" nur eine angenäherte Rechteck-Form ergab. Daraus resultierte eine Differenz zwischen PMusMax und den mittleren Muskeldrücken (PMus) mit PMus-Werten zwischen 0 und 16,4 bis 18,9. Die Inspirationszeit (TMus) betrug entweder 0,5 s oder 1,0 s, woraus sich bei einem 3-Sekunden-Zyklus als Expirationszeit 2,5 s bzw. 2,0 s ergeben. Als konstante Einstellungen wurden gewählt: ein FiO<sub>2</sub> von 0,21, ein Flowtrigger von 15 l/min sowie ein P<sub>max</sub> > 40 mbar.

Der "Lungenbalg" wurde mit einem Respirator-Prototypen verbunden, bei dem es sich um eine modifizierte EVITA 1 (Fa. Dräger) handelte, mit der neben BIPAP und BIPAP mit Rampe auch NRV generiert werden kann. Der obere Druck war variabel (PHi = 0, 10, 15 oder 20 mbar), als konstante Parameter wurden gewählt: ein T<sub>high</sub> von 2,5 s und ein T<sub>low</sub> von 5,0 s, d.h. I:E = 1:2, ein CPAP von 0 mbar sowie ein FiO<sub>2</sub> von 0,21.

Dem "Lungenbalg" vorgeschaltet war ein Luftröhrenmodell, dargestellt durch ein Plexiglasrohr mit einem Innendurchmesser von 23 mm, einer Länge von 25 cm und einem Ringkanal zur Lateraldruckmessung. Diese "Luftröhre" war intubiert mit einem 41-Charrière-Doppellumen-Endotrachealtubus (ETT, Typ Bronchocath der Firma Malinckrodt). Der bronchiale Schenkel wurde auf Länge des trachealen Schenkels gekürzt. Als Resistancewerte des Tubus wurden 0,55 kPa/l/s bei Durchströmung beider Lumina und 0,9 kPa/l/s für die Passage je ei-

nes Lumens, jeweils bei einem Flow von 1 l/s, ermittelt. "Lungenbalg" und Luftröhrenmodell waren über einen Pneumotachographen (Typ "variable orifice" der Fa. Hamilton Medical) verbunden.

Die Verbindung zwischen Respirator mit angeschlossenen steifen Plastik-Beatmungsschläuchen (non-compliant) und Doppellumen-Tubus erfolgte in drei unterschiedlichen Versionen. Im ersten Aufbau wurden In- und Expirationsschlauch des Beatmungsgerätes über ein Y-Stück zusammengeschlossen und über ein weiteres "umgekehrtes" Y-Stück mit beiden Lumina des ETT verbunden ("Doppellumen-Tubus, in/ex gemeinsam"). Der zweite Aufbau bestand aus einem getrennten Verlauf von In- und Expirationsschenkel über die einzelnen Lumina des Tubus bis zum Ende des ETT im Luftröhrenmodell ("Doppellumen-Tubus, in/ex getrennt"). Im dritten Aufbau wurden In- und Expirationsschlauch über ein Y-Stück gemeinsam an ein Lumen des Tubus angeschlossen, während das zweite Lumen mit einem Gummistopfen verschlossen wurde ("Tubus mit 1 Lumen, in/ex gemeinsam"). Während in Anordnung eins und drei eine Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck vor dem Tubus erfolgte, entsprach die Anordnung zwei einer Regelung auf den Trachealdruck. Die Begründung dafür ist, daß der Respirator bei diesem Aufbau während der Inspiration den Trachealdruck über den Expirationsschenkel direkt messen kann. Da die Anordnungen eins und drei auch mit automatischer Tubuskompensation (ATC), d.h. mit einem rechnerischen Ausgleich des flußabhängigen Tubuswiderstandes, durchgeführt wurden, ist somit ein Vergleich zwischen dieser indirekten Methode der Regelung auf den Trachealdruck und der eben beschriebenen direkten Methode möglich.

Die untersuchten verschiedenen Druckeinstellungen in Verbindung mit den unterschiedlichen Tubuskonfigurationen in den Beatmungsmodi BIPAP ohne Rampe, BIPAP mit Rampe sowie NRV sind in Tabelle 3 aufgeführt. Aus der willkürlich gewählten Patienten-Atemfrequenz (20 Hübe pro Minute) bzw. Respiratorfrequenz (8 Hübe pro Minute) resultiert eine 15-Sekunden-Periodik, in der folglich 5 "Patientenzyklen" und 2 Respiratorzyklen ablaufen. Im Hinblick auf die Dauer dieser Zyklen wurden auch die folgenden Zeiten bestimmt: Die Maschinen-Zyklusdauer von 7,5 s beinhaltet eine Inspirationszeit von 2,5 s sowie eine Expirationszeit von 5,0 s und umgekehrt. Die "Patienten"-Zyklusdauer von 3 s setzt sich zusammen aus einer Muskelanspannungszeit ( $T_{Mus}$  = Inspirationszeit) von 0,5 s bzw. 1,0 s und einer Expirationszeit von 2,5 s bzw. 2,0 s.

Neben dem Flowsensor zwischen "Lungenbalg" und "Luftröhre" waren Drucksensoren mit folgenden Komponenten des Aufbaus verbunden: dem Lumen des Luftröhrenmodells (Messung des Trachealdrucks), dem "Lungenbalg" und dem "Muskelbalg" (Messung des "Alveolar-" und des "Muskeldrucks") sowie der Verbindungsstelle zwischen Beatmungsschläuchen und ETT (Messung des Atemwegsöffnungsdrucks). Der Atemwegsöffnungsdruck ( $P_{AO}$ ) wurde je nach Aufbau an einem Konnektionsstück zwischen Y-Stück und beiden Lumina des ETT (bei "Doppellumen-Tubus, in/ex gemeinsam") bzw. einem Lumen des Tubus (bei "Tubus mit 1 Lumen, in/ex gemeinsam") oder an zwei Konnektionsstücken zwischen Inspi-

rationsschenkel und dem einen Lumen sowie Expirationsschenkel und dem anderen Lumen des ETT (bei "Doppellumen-Tubus, in/ex getrennt") gemessen. Der Flowsensor und die Drucksensoren wurden vor jeder Meßreihe mit definiertem Volumen (1 Liter) bzw. definiertem Druck (+/- 20 mbar) kalibriert.

Die mit einem Drucktransducer gemessenen Drücke sowie der mit dem Pneumotachographen ermittelte Flow wurden digitalisiert und mit einer Frequenz von 100 Hz abgespeichert. Anschließend erfolgte die Auswertung der digitalisierten Daten mit Hilfe eines speziell darauf abgestimmten Computerprogramms. Bei dieser Auswertung wurden aus Gründen der Genauigkeit in jeder untersuchten Einstellung (siehe Tabelle 3) zwei 15-Sekunden-Perioden hinsichtlich verschiedener Parameter - z.B. Ventilation pro Zeit, Hubvolumen, Gesamtarbeit sowie verschiedene Arbeitsanteile - analysiert und diese Daten graphisch dargestellt.

Tab. 2.3: Die untersuchten Einstellungen der mechanischen Simulation sind in der folgenden Tabelle mit "x" gekennzeichnet.

P Hi	0		1 0		1 5		2 0	
	0, 5	1, 0	0, 5	1, 0	0, 5	1, 0	0, 5	1, 0
<b>T Mus</b>								
<b>BIPAP ohne Rampe</b>								
Basiseinstellung (Compliance 0,1/2)								
Doppellumen-Tubus, in/ex gemeinsam, ohne	A $\bar{T}$ C	x	x	x	x	x	x	x
<b>BIPAP mit Rampe (2,5/2)</b>								
Basiseinstellung (Compliance 0,1/2)								
Doppellumen-Tubus, in/ex gemeinsam, ohne	A $\bar{T}$ C	x	x	x	x	x	x	x
Doppellumen-Tubus, in/ex gemeinsam, mit	A $\bar{T}$ C	x	x	x			x	x
Doppellumen-Tubus, in/ex getrennt	x	x	x	x			x	x
Tubus mit 1 Lumen, in/ex gemeinsam, ohne	A $\bar{T}$ C	x	x	x			x	x
Tubus mit 1 Lumen, in/ex gemeinsam, mit	A $\bar{T}$ C	x	x	x			x	x
verminderte Compliance (0,05/2)								
Doppellumen-Tubus, in/ex gemeinsam, ohne	A $\bar{T}$ C	x					x	x
Doppellumen-Tubus, in/ex gemeinsam, mit	A $\bar{T}$ C	x					x	x
Doppellumen-Tubus, in/ex getrennt	x	x					x	x
Tubus mit 1 Lumen, in/ex gemeinsam, ohne	A $\bar{T}$ C	x					x	x
Tubus mit 1 Lumen, in/ex gemeinsam, mit	A $\bar{T}$ C	x					x	x
<b>NRV</b>								
Basiseinstellung (Compliance 0,1/2)								
Doppellumen-Tubus, in/ex gemeinsam, ohne	A $\bar{T}$ C	x	x	x	x	x	x	x
Doppellumen-Tubus, in/ex gemeinsam, mit	A $\bar{T}$ C	x	x	x			x	x
Doppellumen-Tubus, in/ex getrennt	x	x	x	x			x	x
Tubus mit 1 Lumen, in/ex gemeinsam, ohne	A $\bar{T}$ C	x	x	x			x	x
Tubus mit 1 Lumen, in/ex gemeinsam, mit	A $\bar{T}$ C	x	x	x			x	x
verminderte Compliance (0,05/2)								
Doppellumen-Tubus, in/ex gemeinsam, ohne	A $\bar{T}$ C	x					x	x
Doppellumen-Tubus, in/ex gemeinsam, mit	A $\bar{T}$ C	x					x	x
Doppellumen-Tubus, in/ex getrennt	x	x					x	x
Tubus mit 1 Lumen, in/ex gemeinsam, ohne	A $\bar{T}$ C	x					x	x
Tubus mit 1 Lumen, in/ex gemeinsam, mit	A $\bar{T}$ C	x					x	x

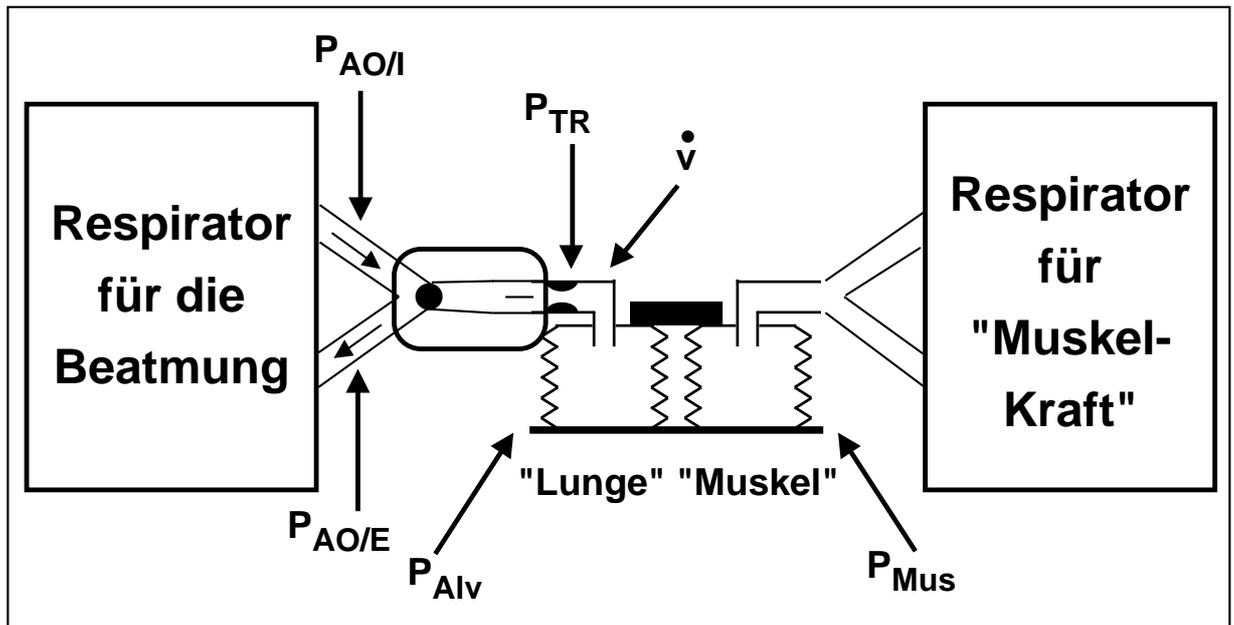


Abb. 2.1: Schematische Darstellung des Prinzips der mechanischen Simulation (Abkürzungen siehe Abkürzungsverzeichnis).

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Einführung

Da es sich bei BIPAP sowie seinen Modifikationen BIPAP mit Rampe und NRV um eine unabhängige, ungetriggerte Abfolge von Spontanatmung und maschineller Unterstützung handelt, ergeben sich bei Variation von Spontanatmungs- und Respiratorfrequenz theoretisch unzählbar viele verschiedene Möglichkeiten des Zusammentreffens unterschiedlicher Zustände, die durch diverse beatmungstechnische Parameter gemessen werden können. Neben den in den vorliegenden Simulationen gewählten Atemfrequenzen von Patient und Maschine handelt es sich auch bei den anderen Variablen wie Muskeldrücken und -anspannungszeiten, oberen Assistenzdruckniveaus, Assistenzzeitverhältnissen, Rampenzeiten bei BIPAP mit Rampe sowie Compliance und Resistance um willkürlich gewählte Werte. V.a. das aufgrund dieser willkürlichen Wahl der genannten Variablen zufällige zeitliche Zusammentreffen von Patienten- und Maschinenaktivitäten kann bei Betrachtung von kurzen Abschnitten - z.B. von Einzelhuben - bei geringer Veränderung einzelner Ausgangswerte zu ganz verschiedenen Ergebnissen führen. Um diese "Zufälligkeit" zu reduzieren und aussagekräftige sowie vergleichbare Daten zu erhalten, wurden für die meisten Analysen dieser Arbeit Mittelwerte aus allen Einzelhuben eines bestimmten Zeitraumes (15 Sekunden bzw. 30 Sekunden) gebildet. Diese Analyse mittels Durchschnittswertbildung aus Einzelhuben (siehe auch Abschnitt 3.3) wird im folgenden als "Gesamtanalyse" bezeichnet.

Zum besseren Verständnis dieser Gesamtanalyse (Abschnitt 3.3 bis 3.6) sollen in Abschnitt 3.2 zuerst einzelne Atemhübe in den Beatmungsverfahren BIPAP mit Rampe und NRV analysiert werden. Diese Einzelhub-Analysen sind auch im Zusammenhang mit den in der Einleitung unter 1.2.1 vorgestellten Analysen Katzensteins von einzelnen BIPAP-Atemhüben zu sehen. Die Betrachtung einzelner Patienten-Atemanstrengungen kann dazu beitragen, die Wechselwirkungen zwischen Patient und Respirator besser zu verstehen und somit helfen, verschiedene Ergebnisse der Gesamtauswertung nach Mittelwertbildung zu erklären. Außerdem werden einige interessante Einzelphänomene deutlich, die sonst aufgrund der Zusammenfassung der Einzeldaten zu Durchschnittswerten in der Gesamtanalyse "untergehen".

Als grundsätzliche Vorbemerkung zu den Abbildungen in Kapitel 3 und Kapitel 4 sei an dieser Stelle erwähnt, daß für diese Abbildungen "repräsentative" Variablenwerte gewählt wurden und es sich somit um "typische" Grafiken der verschiedenen Sachverhalte von BIPAP mit Rampe bzw. NRV handelt. Sofern in den Abbildungs-Legenden keine anderen Werte hervorgehoben werden, liegen den jeweiligen Abbildungen folgende Variableneinstellungen zugrunde: Bei BIPAP mit Rampe sind  $T_{Hi} = 5,0$  s,  $T_{Lo} = 2,5$  s,  $T_{Ramp} = 5,0/2$  s sowie  $T_{Mus} = 0,5$  s. Für NRV gilt:  $T_{Hi} = 2,5$  s,  $T_{Lo} = 5,0$  s und  $T_{Mus} = 0,5$  s. Sowohl bei BIPAP mit Rampe als auch bei NRV beziehen sich die Abbildungen auf eine Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck sowie auf die Basiseinstellungen bezüglich der Resistance und Compliance (siehe Kapitel 2).

## 3.2 Einzelhub-Analysen

Zur Analyse von Einzelhüben eignen sich die Parameter Volumen, Flow und Druck in ihrem zeitlichen Verlauf. Für die Wechselwirkungen zwischen Patient und Beatmungsgerät sind dabei die zeitlichen Abstände zwischen Patienten- und Respiratoraktivität sowie das Druckverhältnis von Patient zu Beatmungsgerät von entscheidender Bedeutung, da hierdurch die Effektivität der Ventilation bestimmt wird. Während sich bei reinem BIPAP und bei BIPAP mit Rampe drei Zustände unterscheiden lassen - erstens Patientenaktivitäten auf konstantem unteren und (soweit vorhanden) oberem Druckniveau, zweitens Patientenaktivitäten während des Druckanstiegs und drittens Patientenaktivitäten während des Druckabfalls -, so kommen bei NRV nur noch zwei unterschiedliche Zustände vor - zum einen Patientenaktivitäten während des Druckanstiegs und zum anderen Patientenaktivitäten während der Druckabnahme. Diese Zustände sollen im folgenden genauer betrachtet werden.

### 3.2.1 BIPAP mit Rampe

#### 1.) Patientenaktivität auf einem konstanten Assistenzdruck-Niveau

Wenn das tatsächliche Lungenvolumen bei vorliegendem Atemwegsöffnungsdruck dem zugehörigen Relaxationsvolumen entspricht, so führt jede Patientenaktivität zum größtmöglichen Hubvolumen bei einem gegebenen Muskeldruck. Die Annäherung des Lungen- an das Relaxationsvolumen ist um so größer, je länger die Phase des oberen Assistenzdruck-Niveaus dauert. Bei BIPAP mit Rampe kommt es zwar zugunsten der Rampe zu einer Verkürzung des oberen konstanten Assistenzdruck-Niveaus (in den vorliegenden Simulationen beträgt die Rampendauer die halbe oder die gesamte Zeit des oberen Assistenzdruck-Levels), doch trotz dieses kürzeren oberen Assistenzdruck-Niveaus ergibt sich als großer Vorteil bei BIPAP mit Rampe, daß es aufgrund der Rampe zu einer deutlichen Verminderung der Differenz zwischen Lungen- und Relaxationsvolumen verglichen mit der Differenz dieser Volumina zu den Zeitpunkten nach dem Assistenzdruck-"Sprung" beim herkömmlichen BIPAP kommt.

Da sich das betrachtete respiratorische System im untersuchten Bereich linear verhält, ergeben sich unabhängig von der absoluten Größe des Relaxationsvolumens bei bestimmten Muskelaktivitäten stets die gleichen Flüsse, so daß die Höhe des Druckniveaus keine Rolle spielt. Aus diesem Grund wurde bei allen Simulationen für den unteren Drucklevel nur der Wert Null untersucht. Eine Bedeutung hat das Druckniveau nur in bezug auf eine Totraumventilation. Geringe Muskelaktivitäten des Patienten am Beginn des oberen Drucklevels führen zu einer effektiven Ventilation, während aus einem Patientenatemhub mit gleichem Muskeldruck auf dem unteren Druckniveau nur eine Totraumventilation resultiert.

## 2.) Patientenaktivität während des Assistenzdruck-Anstiegs

Fällt der Beginn einer Patientenaktivität in eine Phase, in der aufgrund des Assistenzdruck-Anstiegs mit entsprechend höherem Atemwegsöffnungsdruck das tatsächliche Lungenvolumen unter dem druckspezifischen Relaxationsvolumen liegt, so führt diese Konstellation entweder zu einer - im Vergleich zu dem unter 1.) beschriebenen Zustand - verminderten Volumenzunahme oder lediglich zu einer Beschleunigung der Inspiration. Eine verringerte Volumenzunahme kommt dann zustande, wenn eine relativ starke Muskelaktivität einer recht kleinen Differenz zwischen tatsächlichem Lungen- und druckniveauspezifischem Relaxationsvolumen gegenübersteht. Diese Differenz ist um so geringer, je länger die Rampenzeit ausfällt, da das tatsächliche Lungenvolumen bei einem langsameren Druckanstieg mehr Zeit zur Verfügung hat, sich dem Relaxationsvolumen anzugleichen. Das bedeutet, daß der Unterschied zwischen BIPAP und BIPAP mit Rampe bei einer Rampenzeit, die der gesamten Zeit des oberen Druckniveaus entspricht, deutlich größer ausfällt als z.B. bei halber Rampe. Eine Beschleunigung der Inspiration ergibt sich bei einer geringeren Muskelaktivität und einer größeren Volumendifferenz. Damit wird auch deutlich, daß dem Zeitpunkt des Beginns der Patientenaktivität eine entscheidende Bedeutung zukommt, denn von diesem hängt die Differenz zwischen Lungen- und Relaxationsvolumen ab. Somit ergeben sich - in Abhängigkeit vom Patientenaktivitätsbeginn - eine Vielzahl unterschiedlicher Konstellationen, von denen in den durchgeführten Simulationen nur einige betrachtet werden konnten.

## 3.) Patientenaktivität während des Assistenzdruck-Abfalls

Liegt der Beginn der Muskelaktivität in einer Phase, in der wegen des Assistenzdruck-Abfalls ein Ungleichgewicht zwischen tatsächlichem Lungenvolumen und druckniveauspezifischem Relaxationsvolumen besteht, und zwar mit einem Lungenvolumen oberhalb des Relaxationsvolumens, so ergibt sich daraus der Zustand der dynamischen Überblähung. Dies ist der Fall bei einer Inspirationsbemühung des Patienten bei noch unvollständiger Expiration nach Assistenzdruck-Abnahme. Da dieser Assistenzdruck-Abfall bei BIPAP mit Rampe immer schlagartig vonstatten geht, ist stets eine gewisse Zeitspanne erforderlich, bis sich das tatsächliche Lungenvolumen dem Relaxationsvolumen angenähert hat. Daraus ergibt sich, daß solche Zustände der dynamischen Hyperinflation während des Assistenzdruck-Abfalls relativ häufig vorkommen. Aus der dynamischen Überblähung resultiert eine Behinderung der Spontanatmung des Patienten, so daß es entweder zu geringeren Atemhüben als bei entsprechender Muskelaktivität ohne Überblähung kommt oder eine Patientenaktivität aufgrund von starken elastischen Rückstellkräften bei einem großen Hyperinflations-Volumen zu keiner Inspiration führt. Der zuletzt beschriebene Zustand bewirkt in der Regel eine Verzögerung der (vom Assistenzdruck-Wechsel verursachten) Expiration. Ob es also zu einer Inspiration oder lediglich zu einer verzögerten Expiration kommt, hängt erstens von der Höhe des Muskeldrucks und zweitens von dem in der Lunge vorhandenen Volumen und damit von den daraus resultierenden elastischen Rückstellkräften ab. Doch selbst wenn die Muskelaktivität eine Inspiration bewirkt, so muß das Inspirationsvolumen größer sein als das bis-

her expirierte Volumen bzw. als das Totraumvolumen, um eine über die reine Totraumventilation hinausgehende Volumenverschiebung zu erreichen. Auch durch diese Ausführungen wird deutlich, daß abhängig von Zeitpunkt und Stärke der Patientenaktivität sowie von den in diesem Moment bestehenden Rückstellkräften sehr viele verschiedene Konstellationen möglich sind, die längst nicht alle simuliert werden konnten.

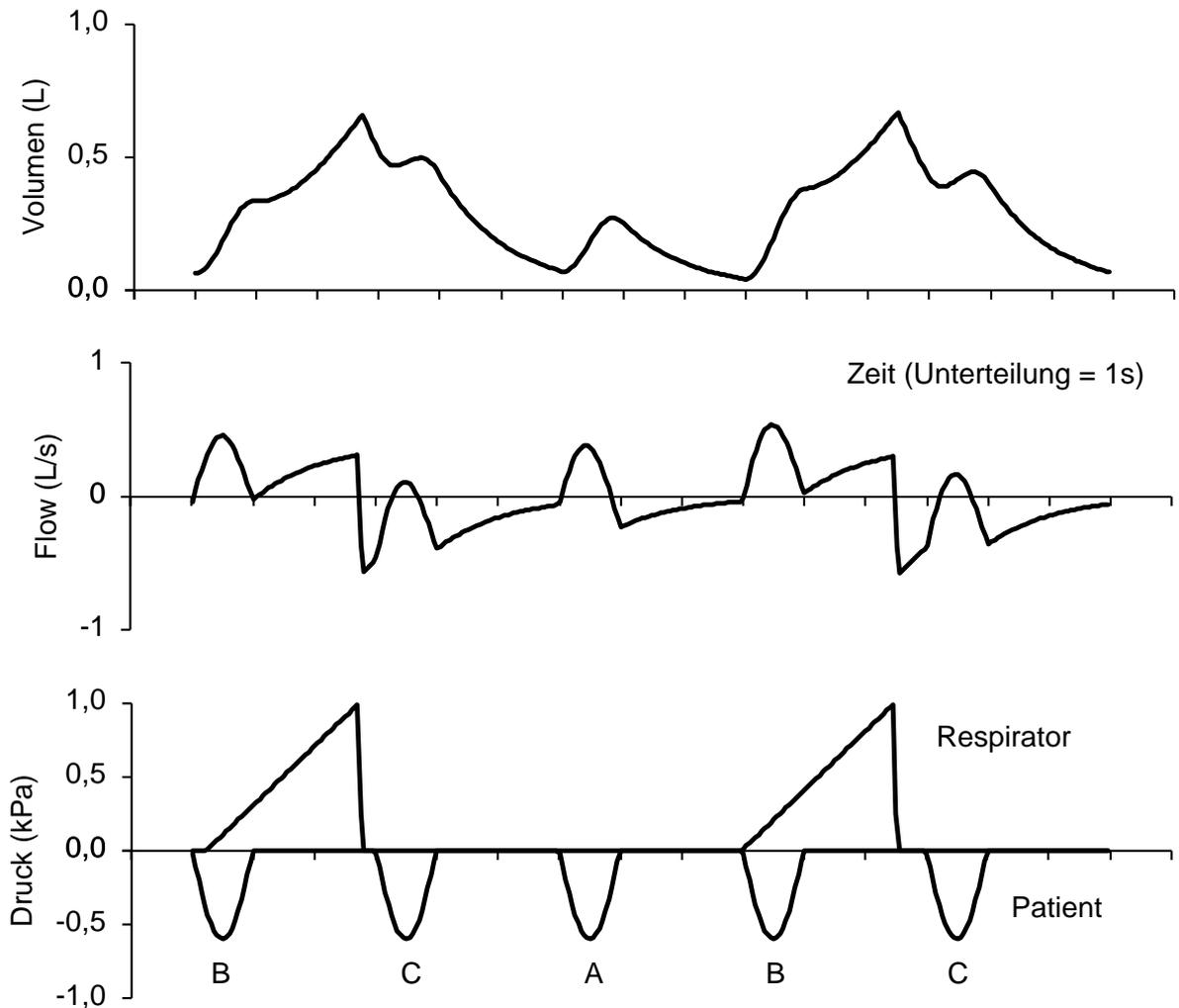


Abb. 3.1: An diesem Beispiel einer Einstellung im Modus BIPAP mit Rampe ( $P_{Hi} = 10 \text{ mbar} = 1 \text{ kPa}$ ;  $T_{Hi} = 2,5 \text{ s}$ ;  $T_{Lo} = 5,0 \text{ s}$ ;  $T_{Ramp} = 2,5/1$ ;  $P_{Mus} = 6 \text{ mbar} = 0,6 \text{ kPa}$ ;  $T_{Mus} = 1,0 \text{ s}$ ; AO/AO) lassen sich die im Text erwähnten Zustände verdeutlichen: Eine Patientenaktivität auf dem unteren Druckplateau führt zu maximaler Volumenzunahme (A). Findet die Einatemanstrengung während des Druckanstiegs statt, so ergibt sich lediglich eine Beschleunigung der Inspiration (B). Aus einer Muskelaktivität während des Druckabfalls resultiert nur ein sehr geringer Volumenzuwachs (C).

### 3.2.2 NRV

Da sich bei NRV der Assistenzdruck ständig ändert, besteht mit Ausnahme eines kurzen Moments in der Anfangsphase des Assistenzdruck-Anstiegs sowie der Assistenzdruck-Abnahme zu jeder Zeit eine - wenn auch im Vergleich zu BIPAP und BIPAP mit Rampe relativ geringe - Differenz zwischen dem tatsächlichen Lungen- und dem druckniveauspezifischen Relaxationsvolumen. Diese Tatsache führt dazu, daß bei gegebenem Muskeldruck das Hubvolumen eines beliebigen Atemhubes stets unter dem maximal möglichen Hubvolumen bei angeglichenem Lungen- und Relaxationsvolumen bleibt. Die Größe dieser Differenz zwischen Lungen- und Relaxationsvolumen hängt von der Geschwindigkeit des Assistenzdruck-Anstiegs bzw. der Assistenzdruck-Abnahme ab. Entscheidend bei einem Vergleich von BIPAP und NRV ist, daß die eben angesprochene Differenz zwischen Lungen- und Relaxationsvolumen bei NRV zwar beständig vorhanden ist, dafür aber auch nur sehr gering ausfällt im Unterschied zu den Zeitpunkten direkt nach den "Drucksprüngen" bei BIPAP.

#### 1.) Patientenaktivität während des Assistenzdruck-Anstiegs

Abhängig von der Muskelkraft, dem Zeitpunkt der Patientenaktivität und der Differenz zwischen Lungen- und Relaxationsvolumen als Resultat der Assistenzdruck-Anstiegs-Geschwindigkeit kommt es während des Assistenzdruck-Anstiegs entweder zu einer verringerten Volumenzunahme (bei hohem Muskeldruck und relativ geringer Volumen-Differenz) oder lediglich zu einer Beschleunigung der Inspiration (bei niedrigem Muskeldruck und relativ großer Volumen-Differenz).

#### 2.) Patientenaktivität während der Assistenzdruck-Abnahme

Aus der Stärke und dem Zeitpunkt der Patientenaktivität sowie der Größe der elastischen Rückstellkräfte resultieren entweder eine verminderte Inspiration oder eine verzögerte Expiration. Die elastischen Rückstellkräfte ergeben sich aus dem Unterschied zwischen Lungen- und Relaxationsvolumen, wobei der Unterschied wiederum beeinflußt wird durch die Geschwindigkeit der Assistenzdruck-Abnahme. Diese Geschwindigkeit ist bei NRV bedeutend geringer als bei BIPAP mit und ohne Rampe. Daher kommt es im NRV-Modus bei einem Assistenzdruck-Abfall (und daraus resultierender Differenz zwischen Relaxations- und Lungenvolumen) mit gleich darauf folgendem Muskel-"Zug" des Patienten zu deutlich geringeren Zuständen mit dynamischer Überblähung als in den beiden anderen Modi. Bei großer Muskelaktivität sowie geringen Rückstellkräften kommt es zu einer - im Vergleich zum maximalen Hubvolumen bei gegebenem Muskeldruck und einem Zustand ohne Differenz zwischen Lungen- und Relaxationsvolumen - verminderten Inspiration, während geringe Muskeldrücke und vergrößerte Rückstellkräfte lediglich zu einer Verzögerung der Expiration führen.

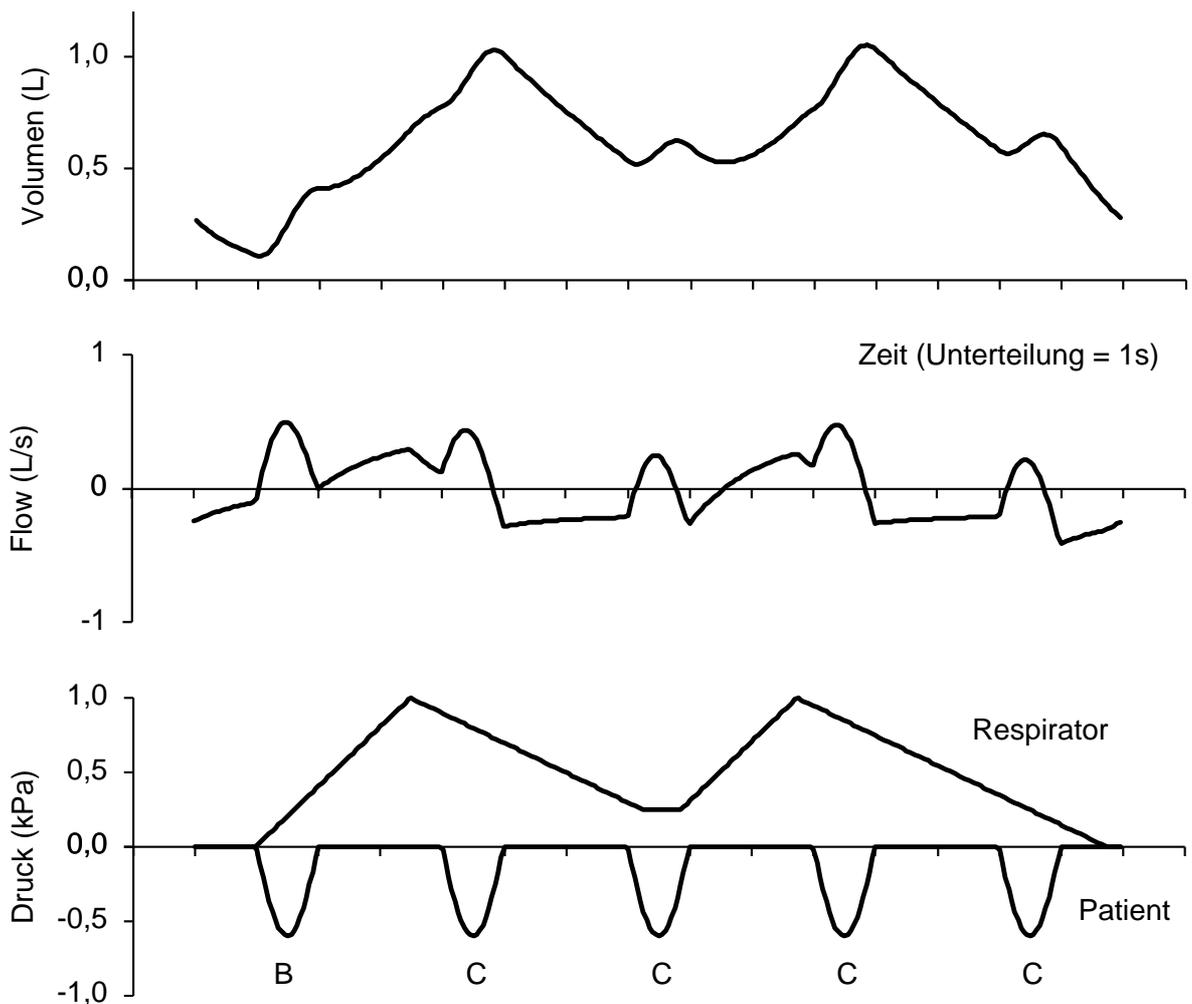


Abb. 3.2: Diese exemplarische Einstellung im NRV-Modus ( $P_{Hi} = 10 \text{ mbar} = 1 \text{ kPa}$ ;  $T_{Hi} = 2,5 \text{ s}$ ;  $T_{Lo} = 5,0 \text{ s}$ ;  $P_{Mus} = 6 \text{ mbar} = 0,6 \text{ kPa}$ ;  $T_{Mus} = 1,0 \text{ s}$ ; AO/AO) zeigt die im Text erwähnten Zustände: Aus einer Muskelaktivität während der Druckanstiegsphase resultiert eine beschleunigte Inspiration (B). Bei einer Muskelaktivität während des Druckabfalls ergibt sich eine unterschiedliche, z.T. nur geringe Volumenzunahme (C).

### 3.2.3 Gegenüberstellung von Regelung auf Atemwegsöffnungs- und Trachealdruck

Wie bereits in Abschnitt 1.2.4 erwähnt, ist für die Druckbelastung der Patientenlunge weniger der Atemwegsöffnungsdruck, sondern vielmehr der Trachealdruck die entscheidende Größe. Da es mit einer Regelung auf den Trachealdruck eher möglich ist, eine Übereinstimmung der "gewünschten" Drücke mit den tatsächlichen Drücken in der Lunge zu erreichen, ist dieses Verfahren besonders dann hilfreich, wenn die Differenz zwischen minimal erforderlichen (zum Erreichen einer Mindestventilation) und maximal möglichen Drücken (begrenzt durch eine drohende Lungenschädigung) gering ist. In allen untersuchten Einstellungen wurde nicht nur der Trachealdruck ermittelt, sondern es wurde stets auch eine Regelung auf den Trachealdruck simuliert. Hierbei beschränkte sich die Trachealdruckregelung allerdings auf eine inspiratorische ATC (siehe auch Abschnitt 1.2.4). Die Ergebnisse dieser Simulationen machen deutlich, daß die Größe der Differenz zwischen Atemwegsöffnungs-

und Trachealdruck von der Geschwindigkeit der Druckänderung abhängen. So ist diese Differenz bei NRV geringer als bei BIPAP mit Rampe und dabei wiederum geringer als bei BIPAP ohne Rampe.

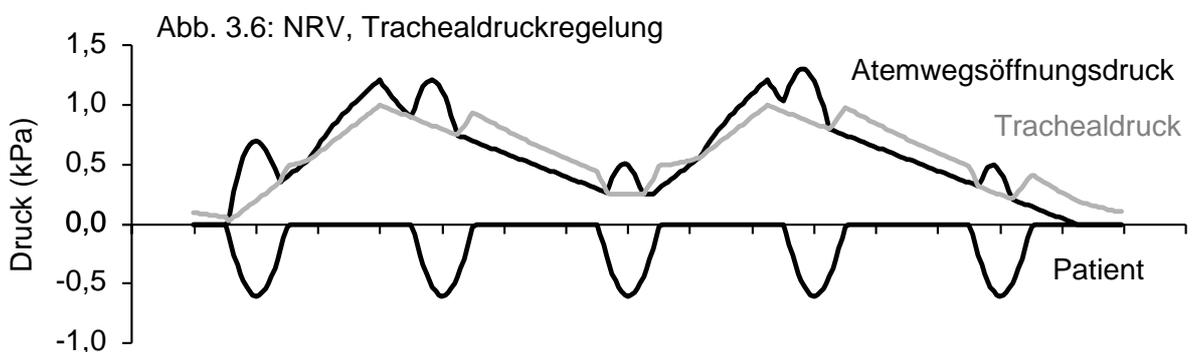
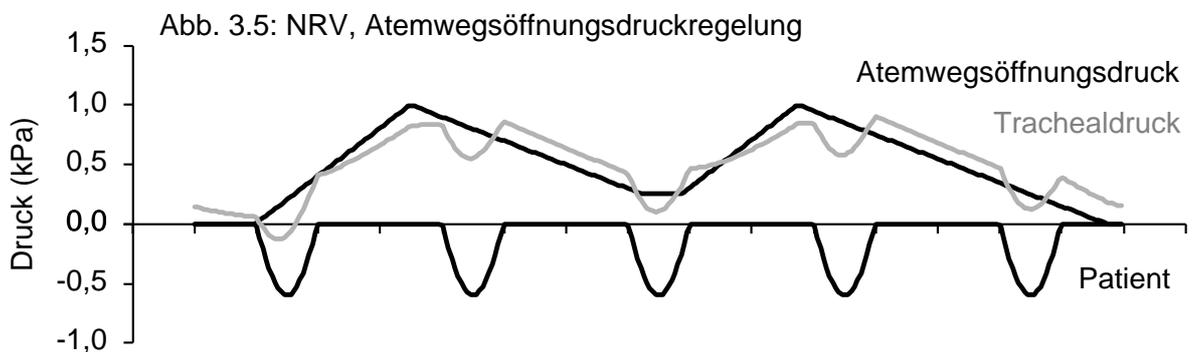
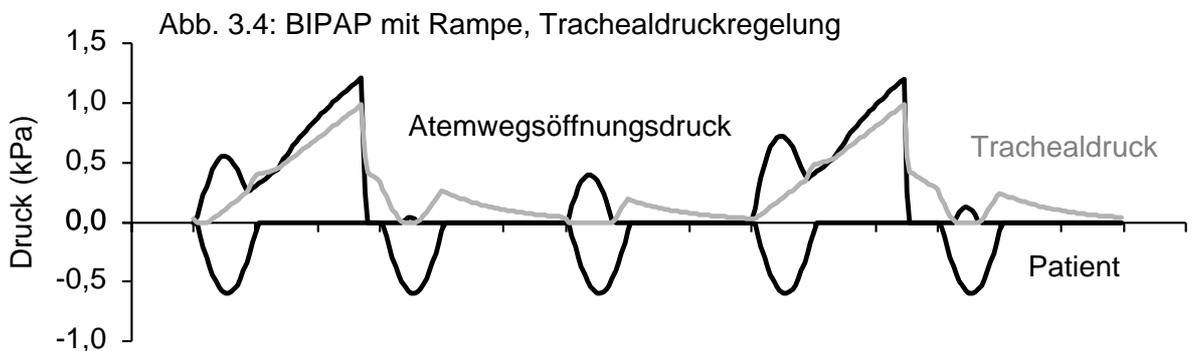
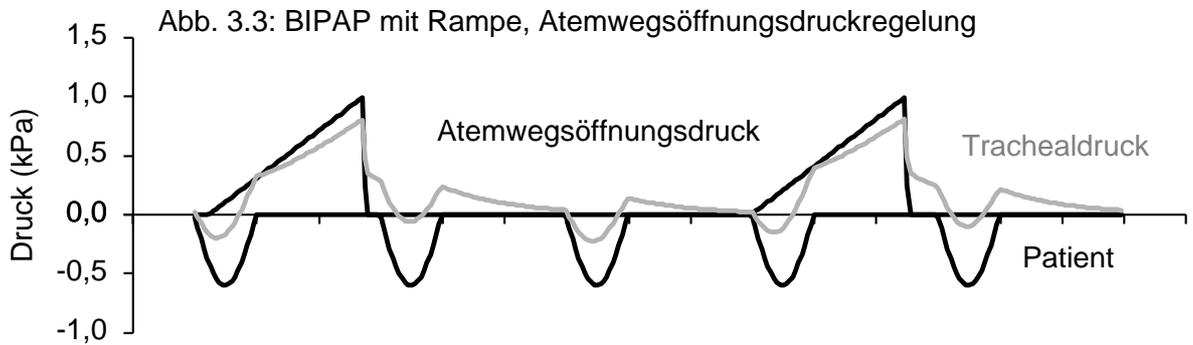


Abb. 3.3 bis 3.6: Aus den obigen Grafiken wird deutlich, daß bei Regelung auf den Atemwegsdruck (3.3 und 3.5) der Trachealdruck niedriger ausfällt als der Atemwegsöffnungsdruck und somit bei Trachealdruck-Regelung (3.4 und 3.6) der Atemwegsöffnungsdruck über den angestrebten Druckwerten (bezüglich der unteren Atemwege) liegt. Des weiteren ist zu erkennen, daß die Differenz zwischen Tracheal- und Atemwegsöffnungsdruck bei schneller Druckänderung (wie beispielsweise BIPAP mit Rampe) größer ausfällt als bei NRV ohne abrupte Änderung des Drucks. ( $P_{Hi} = 10 \text{ mbar} = 1 \text{ kPa}$ ;  $T_{Hi} = 2,5 \text{ s}$ ;  $T_{Lo} = 5,0 \text{ s}$ ;  $P_{Mus} = 6 \text{ mbar} = 0,6 \text{ kPa}$ ;  $T_{Mus} = 1,0 \text{ s}$ ; bei BIPAP mit Rampe ist  $T_{Ramp} = 2,5/1$ .)

### 3.3 Vorgehen bei der Gesamtanalyse

Wie im Kapitel Methoden beschrieben, ergaben sich aus der digitalen Simulation direkt und aus der mechanischen Simulation nach analog-digitaler Umwandlung digitale Daten, die offline bearbeitet wurden. Diese Daten (Flüsse, Volumina und Drücke über die Zeit) wurden zunächst in einzelnen Fragmenten erfaßt. Als Kriterien für die Erfassung solcher einzelner Fragmente diente eine Zustandsänderung in den folgenden Komponenten der Simulation:

- Flußrichtung im respiratorischen System ("Inspiration" oder "Expiration")
- Respiratoraktivität ("Respirator an" oder "Respirator aus")
- Patientenaktivität ("Patient aktiv" oder "Patient passiv")

Diese Fragmente stellten die "Rohdaten" für die nachfolgende Untersuchung dar. Um aussagekräftige und vergleichbare Daten zu erhalten, war es erforderlich, die o.a. Fragmente zusammenzufassen, die jeweiligen Daten zu summieren und Mittelwerte zu berechnen ("Kondensation der Rohdaten", siehe hierzu auch Abschnitt 3.1). Aus den bereits erwähnten Spontanatmungs- und Respiratorfrequenzen ergaben sich 15-Sekunden-Perioden. Aufgrund der absoluten Gleichheit dieser Perioden in der digitalen Simulation wurde bei der Gesamtanalyse der digital ermittelten Daten jeweils eine 15-Sekunden-Periode betrachtet, die sich entweder aus dem Zeitraum zwischen einer Respiratoraktivität und der übernächsten Respiratoraktivität oder (bei  $P_{Hi} = 0$  mbar) aus dem Zeitraum zwischen einer Patientenaktivität und der darauffolgenden sechsnächsten Patientenaktivität ergab. Da sich bei der mechanischen Simulation durch äußere Einflüsse geringe Differenzen zwischen den genannten 15-Sekunden-Perioden ergeben konnten, wurden zur Steigerung der Genauigkeit bei der Mittelwertbildung jeweils zwei solcher Perioden herangezogen. Hierbei ergab sich der Zeitraum entweder aus der Spanne zwischen einer Respiratoraktivität und der fünfnächsten Respiratoraktivität oder (bei  $P_{Hi} = 0$  mbar) aus der Spanne zwischen einer Patientenaktivität und der darauffolgenden elftnächsten Patientenaktivität.

Nach Mittelwertbildung aus den Einzeldaten wurden folgende Parameter berechnet bzw. erfaßt: Gesamtzeit, Atemfrequenz, Hubvolumen, Minuten-Ventilation, Inspirations-Zeitanteil, mittlerer Muskel-"Zug", Atemmuskeldruck pro Minute, Minuten-Gesamtarbeit, Gesamtarbeit pro Liter, Arbeit durch Tubus und Trachea, resistive und elastische Arbeit, Patienten-Arbeitsanteil sowie Patienten- und Maschinenarbeit pro Hub, Liter und Minute, ferner bei der digitalen Simulation noch Volumen-Maximum und -Minimum sowie Unterteilung der resistiven und elastischen Arbeit in "Lungen-" und "Brustkorb-Anteil". Von diesen Daten wurden einige ausgewählt und als Grafiken dargestellt. Dabei wurden die entsprechenden Werte auf der Ordinate in Relation zum mittleren Muskel-"Zug" auf der Abszisse aufgetragen. Als Einschränkung der Aussagekraft aller genannten Parameter muß erwähnt werden, daß sämtliche erfaßten Daten keine Aussage über die Effektivität der Atmung in bezug auf eine mögliche Totraumventilation zulassen.

Ein Effekt der Mittelwertbildung, der für Verwirrung sorgen kann, soll an dieser Stelle erwähnt werden. Das Hubvolumen ergibt sich aus der Minutenventilation dividiert durch die Atemfrequenz. Das beinhaltet, daß es durch einen zusätzlichen Atemzug des Patienten, der nur ein geringes Atemzugvolumen aufweist, zu einem deutlichen Anstieg der Atemfrequenz bei gleichzeitig nur geringer Zunahme der Minutenventilation kommt. Daraus resultiert eine Abnahme des (durchschnittlichen) Hubvolumens. Mit dieser Begründung lassen sich die typischen Verläufe des Hubvolumens erklären: leichter Anstieg bei steigender Muskelkraft, plötzlicher Abfall des Volumens pro Hub mit anschließender geringer Zunahme bei weiter ansteigenden Patientenaktivitäten und schließlich erneutes Abfallen des Hubvolumens mit nachfolgendem leichten Ansteigen.

Ein weiterer Grund für die Summation der Einzeldaten und Berechnung von Durchschnittswerten ist - neben dem Bestreben, vergleichbare Daten zu schaffen - die Verhinderung einer Verfälschung des Gesamtergebnisses durch einzelne "Ausreißer" oder Artefakte (die in der mechanischen Simulation unweigerlich vorkommen). Aufgrund der Zusammenfassung der Einzeldaten ist es allerdings - wie bereits erwähnt - nicht möglich, eventuell vorhandene interessante Einzelphänomene in dieser Analyse zu betrachten. Die Analyse solcher Einzelphänomene erfolgte deshalb im Abschnitt 3.2.

Bei den in den Abschnitten 3.4 bis 3.6 gezeigten Grafiken handelt es sich um Darstellungen der Ergebnisse der digitalen Simulation. Diese wurden verwendet, da sie eine geringere Streubreite aufweisen als die Ergebnisse der mechanischen Simulation. Ungeachtet dessen ist aber zu betonen, daß die mechanische Simulation zu grundsätzlich gleichen Ergebnissen geführt hat.

### 3.4 Gesamtanalyse BIPAP mit Rampe

#### 3.4.1 Muskeldruck

Die Muskelkraft des Patienten hat entscheidenden Einfluß auf verschiedene ermittelte Parameter: Die Minutenventilation nimmt bei allen simulierten Einstellungen mit zunehmenden Muskeldrücken kontinuierlich zu.

Die Atemfrequenz steigt mit zunehmender Patientenaktivität von 8 pro Minute ohne Muskeldruck (PMusMax = 0 mbar) auf Werte zwischen 16 und 28 pro Minute bei der größten Patientenaktivität (PMusMax = 20 mbar), d.h. dem Patienten gelingt es zunehmend, sich mit seinen Muskelaktivitäten durchzusetzen.

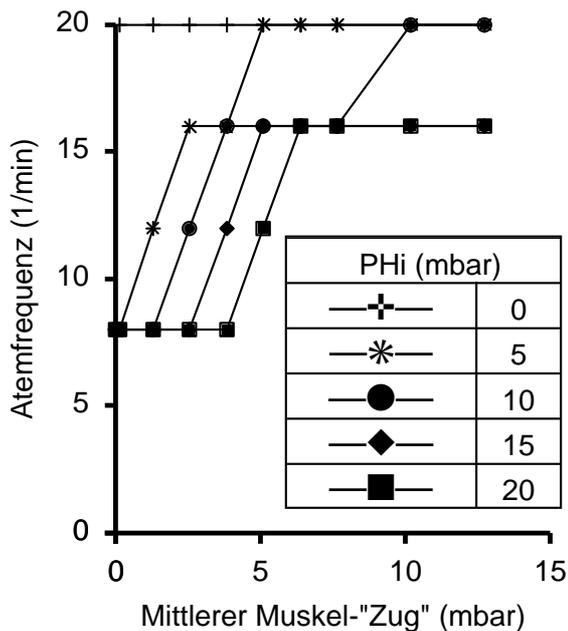


Abb. 3.8: Anstieg der Atemfrequenz bei zunehmenden Muskelaktivitäten des Patienten. Bei geringeren Assistenzdrücken kann sich der Patient leichter durchsetzen.

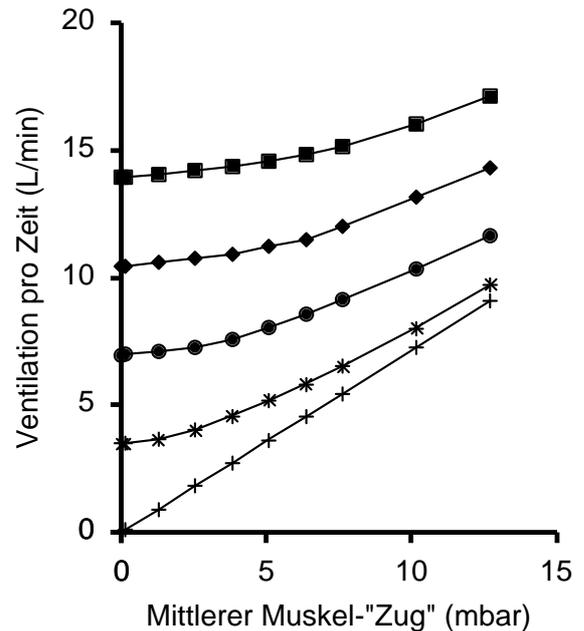


Abb. 3.7: Zunahme der Minutenventilation bei steigendem Muskeldruck und höheren Assistenzdrücken.

Eine Ausnahme von dieser Feststellung bilden Einstellungen ohne Assistenzdruck, hieraus resultieren stets Atemfrequenzen entsprechend der Anzahl der Muskelaktivitäten des Patienten, also von 20 pro Minute. In einer Vielzahl von Fällen mit starken Patientenaktivitäten liegt die Atemfrequenz bei 20 pro Minute, da sich der Patient mit jedem Muskel-"Zug" durchsetzen kann und der Wechsel auf das obere Assistenzdruckniveau in der Weise im zeitlichen Zusammenhang mit einer Muskelanspannung steht, daß der Flow nicht auf Null oder darunter abfällt (und somit mehrere Atemhübe gezählt werden).

Bei Betrachtung des mittleren Hubvolumens ergeben sich die höchsten Werte innerhalb eines Assistenzdruckniveaus entweder ohne (bei THi = 2,5 s) oder mit sehr geringen (bei THi = 5,0 s) Patientenaktivitäten. Die Begründung liegt darin, daß bei unzureichender, d.h. inspiratorisch unwirksamer Muskelaktivität das ventilierte Volumen auf die registrierten Atemhübe bezogen wird, woraus ein relativ hohes Hubvolumen resultiert. Bei zusätzlich registrierten Atemhüben vermindert sich demzufolge das Hubvolumen als gemittelter Wert aus

Minutenventilation und Atemfrequenz. Mit Zunahme des Muskeldrucks verringert sich das Hubvolumen bei ansteigender Atemfrequenz und nur leicht steigendem Atemminutenvolumen also deutlich. Wenn die Muskelaktivität stark genug ist, um als Atemzug erfaßt zu werden, fällt das Hubvolumen ab und verläuft für einige Muskelkrafteinstellungen parallel zum assistenzlosen Verlauf (PHi = 0 mbar). Meist erfolgt erneut ein Abfall des Hubvolumens, wenn die zunehmende Patientenaktivität nochmals zu einer Steigerung der Atemfrequenz geführt hat.

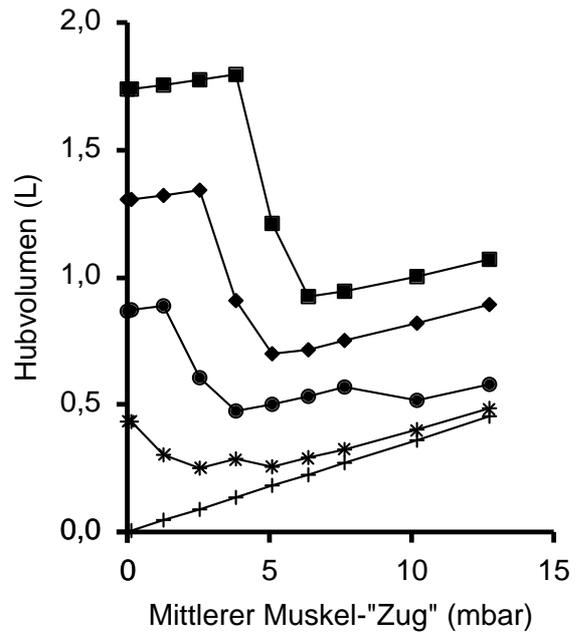


Abb. 3.9: Bei höheren Assistenzdrücken ergibt sich ein größeres mittleres Hubvolumen. Mit zunehmendem Muskeldruck kommt es zur "typischen" Abnahme des Hubvolumens.

Mit Vermehrung der Patienten-Muskelaktivitäten nimmt die Gesamtarbeit pro Minute in allen Einstellungen kontinuierlich zu. Dabei vergrößert sich der Arbeitsanteil des Patienten mit steigender Muskelaktivität kontinuierlich, wobei die größte Zunahme bei den geringeren Muskeldrücken besteht.

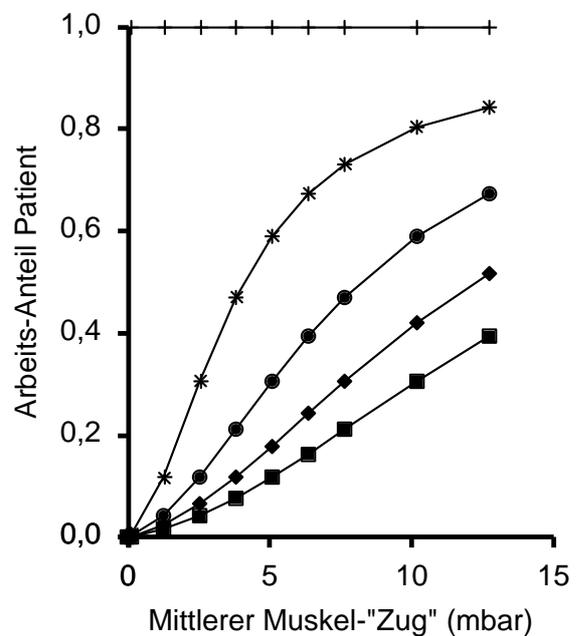
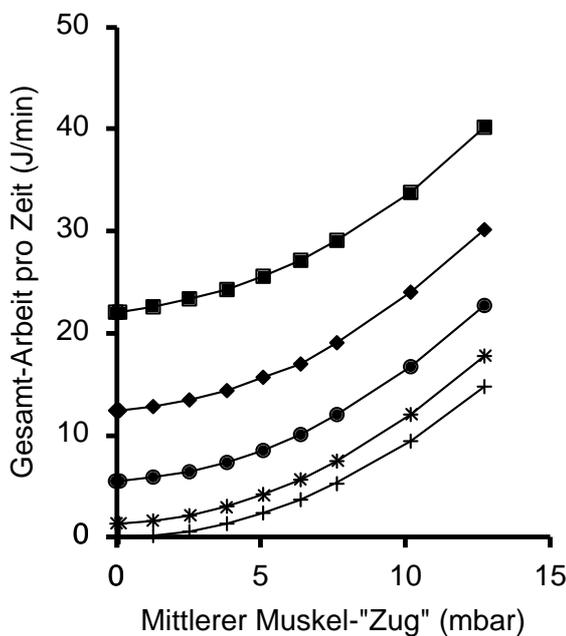


Abb. 3.10: Kontinuierliche Zunahme der Gesamtarbeit bei steigenden Patientenaktivitäten.

PHi (mbar)		—●—	10
—+—	0	—◆—	15
—*—	5	—■—	20

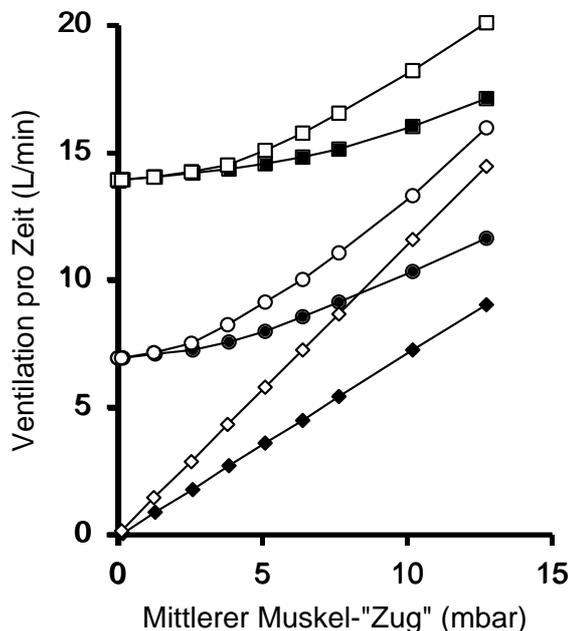
Abb. 3.11: Stetiger Anstieg des Patienten-Arbeitsanteils bei zunehmenden Muskeldrücken.

### 3.4.2 Assistenzdruck

Auch der Assistenzdruck beeinflusst die Ventilation pro Zeit, das Hubvolumen, die Atemfrequenz sowie die Gesamtarbeit und die Arbeitsanteile maßgeblich. Höhere Assistenzdrücke ergeben stets (bis auf ganz wenige Ausnahmen bei hohen Muskeldrücken) auch eine größere Ventilation pro Minute. Die Zunahme des Atemminutenvolumens fällt bei höheren Assistenzdrücken geringer aus als bei niedrigen. Einstellungen ohne Assistenzdruck, d.h. einem Assistenzdruck von 0 mbar, führen zu Atemfrequenzen von 20 pro Minute, während sich bei Assistenzdrücken, die größer als 0 mbar sind, Atemfrequenzen in Abhängigkeit vom Muskeldruck von 8 bis 28 pro Minute ergeben. In allen Einstellungen wird deutlich, daß höhere Assistenzdruck-Niveaus eine größere Patientenaktivität erfordern, damit sich der Patient mit seinen Muskelanstrengungen durchzusetzen vermag. Die Unterschiede im Hubvolumen bei verschiedenen Assistenzdrücken fallen bei starken Patientenaktivitäten geringer aus als bei geringen Muskeldrücken. In bezug auf die Gesamtarbeit läßt sich feststellen, daß sich diese entsprechend den Assistenzdruck-Niveaus unterscheidet: Höhere Assistenzdrücke gehen mit einem kleineren Patienten-Arbeitsanteil an der Gesamtarbeit einher.

### 3.4.3 Muskelanspannungszeit

Eine Verlängerung der Muskelanspannungszeit führt zu einer vergrößerten Minutenventilation,



PHi (mbar)		PHi (mbar)	
bei $TMus = 0,5$		bei $TMus = 1,0$	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

Abb. 3.12: Bei einer verlängerten Muskelanspannungszeit ergibt sich eine mit steigenden Muskeldrücken zunehmend vergrößerte Minutenventilation.

wobei die Zunahme bei den niedrigen Assistenzdrücken deutlich ausgeprägter ist.

Der Vergleich der Atemfrequenzen bei verschiedenen Muskelaktivitätszeiten zeigt keine wesentlichen Unterschiede, allerdings kann sich der Patient bei kürzerer Muskelanspannungszeit in einigen Einstellungen früher mit wirksamen Atemhüben durchsetzen. Demgegenüber sind die Hubvolumina bei längeren Muskelanspannungszeiten und niedrigen Assistenzniveaus erhöht, während die Unterschiede bei hohen Assistenzdrücken sehr gering ausfallen.

Die Gesamtarbeit ist bei der längeren Muskelaktivitätszeit deutlich größer. Während die Respiratorarbeit pro Hub ungefähr gleich ist, bestehen bei der Patientenarbeit pro Hub deutliche Unterschiede. Sie ist in der Regel bei verlängerter Muskelanspannungszeit um etwa ein Drittel höher. In Extremfällen und bei trachealer Regelung beträgt die Patientenarbeit pro

Hub bei längerer Muskelaktivitätszeit mehr als das Doppelte.

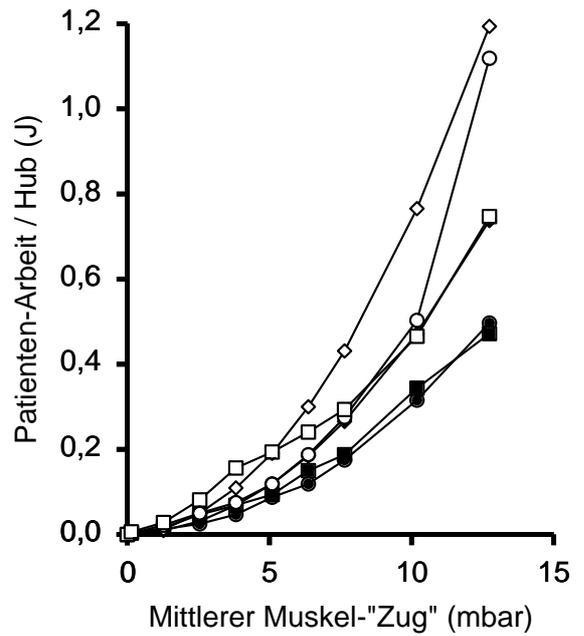
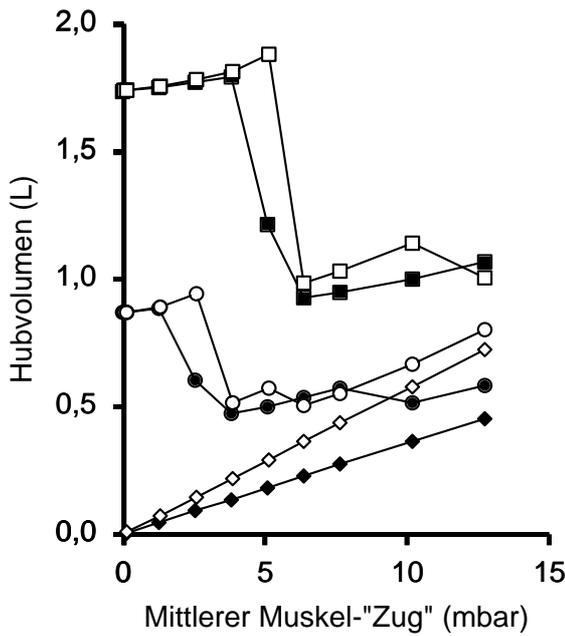


Abb. 3.13: Längere Patientenaktivitäten bewirken in vielen Fällen vergrößerte Hubvolumina.

PHi (mbar)	
bei TMus = 0,5	
—◆—	0
—●—	10
—■—	20

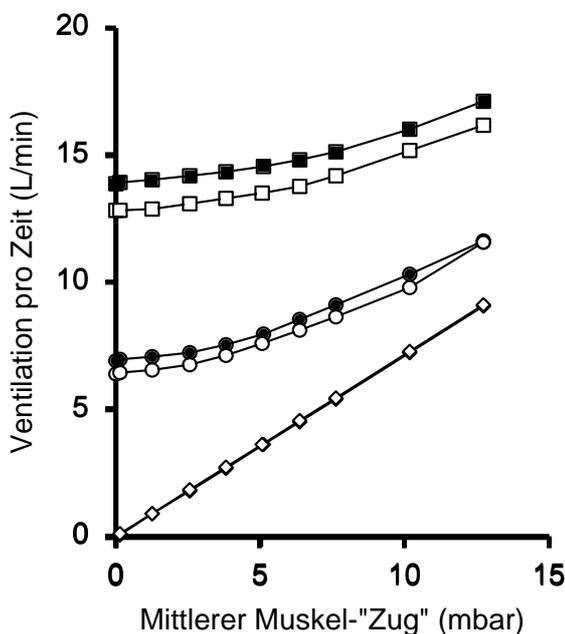
PHi (mbar)	
bei TMus = 1,0	
—◇—	0
—○—	10
—□—	20

Abb. 3.14: Die Patientenarbeit pro Hub ist bei längerer Muskelanspannungszeit vergrößert. (THi = 2,5; TLo = 5,0; TRamp = 2,5/1.)

### 3.4.4 Assistenzzeit / Zeitverhältnis von hohem zu niedrigem Assistenzdruck-Niveau

Im Vergleich verschiedener Zeitverhältnisse der Druckniveaus lassen sich einige Unterschiede feststellen. Beträgt das Verhältnis THi zu TLo 2 : 1 anstatt 1 : 2, so ergeben sich eine etwas größere Minutenventilation, ein erhöhtes mittleres Hubvolumen und eine deutlich

vergrößerte Gesamtarbeit. Dabei ist der Arbeitsanteil des Patienten verringert, und zwar v.a. in Einstellungen mit niedrigen Assistenzdrücken. Dementsprechend ist die Maschinenarbeit sowohl pro Hub als auch pro Minute erhöht.



PHi (mbar)	
bei THi = 5,0	
—◆—	0
—●—	10
—■—	20

PHi (mbar)	
bei THi = 2,5	
—◇—	0
—○—	10
—□—	20

Abb. 3.15: Die Vergrößerung des Verhältnisses von THi zu TLo ergibt eine geringfügige Erhöhung der Minutenventilation.

Die Anzahl der registrierten Atemhübe bei verlängertem oberem Druckniveau ist geringer, wobei die Atemfrequenzen von 20 bis maximal 24 pro Minute für eine bessere Abstimmung zwischen Patient und Respirator sprechen. Allerdings kann sich der Patient mit seinen Muskelaktivitäten erst verspätet durchsetzen, was durch einen späteren Anstieg der Atemfrequenzen belegt werden kann. Demgegenüber ergeben sich bei einem Assistenzzeitverhältnis von 1 : 2 Atemfrequenzen von bis zu 28 Hüben pro Minute. Aufgrund der geringeren Anzahl von Atemhüben kommen die größeren Hubvolumina besonders bei geringen Muskeldrücken vor.

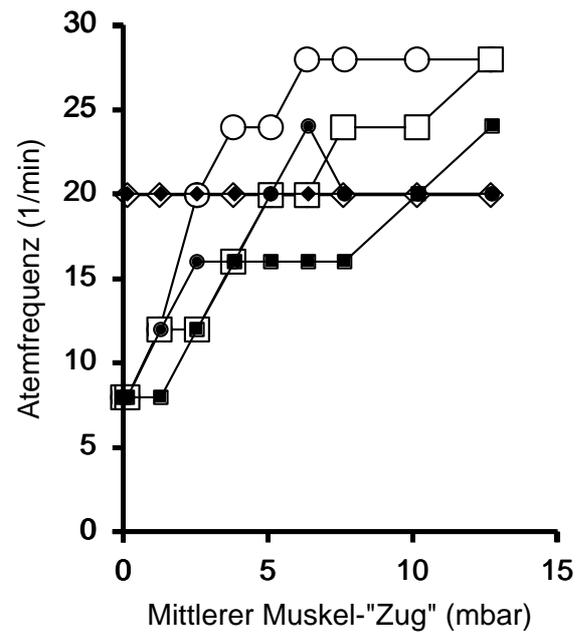
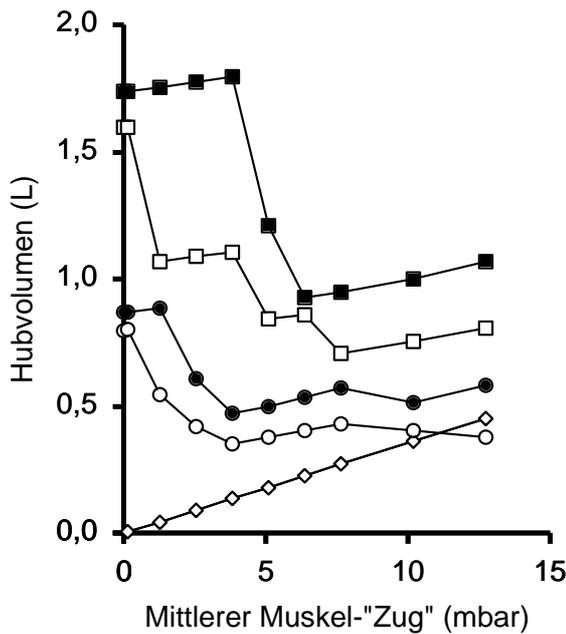


Abb. 3.16: Ein Assistenzzeit-Verhältnis von 2:1 bedingt ein höheres Hubvolumen als ein Verhältnis von 1:2.

PHi (mbar)	
bei THi = 5,0	
—◆—	0
—●—	10
—■—	20

PHi (mbar)	
bei THi = 2,5	
—◇—	0
—○—	10
—□—	20

Abb. 3.17: Bei einem Assistenzzeit-Verhältnis von 1:2 ergeben sich in vielen Fällen höhere Atemfrequenzen als bei einem umgekehrten Verhältnis. (TRamp = 5,0/1 bzw. 2,5/1.)

Die Betrachtung der Volumenmaxima und -minima, die sich je nach Assistenzdruck unterscheiden und in den allermeisten Fällen kontinuierlich ansteigen, ergibt einen auffallenden Unterschied der Volumenminima zwischen dem normalen Assistenzzeit-Verhältnis (das bedeutet  $THi : TLo = 1 : 2$ ) und der Phasenumkehr ( $THi : TLo = 2 : 1$ ). Bei letzterer sind die Volumenminima v.a. bei geringen Patientenaktivitäten deutlich erhöht. Da die Volumenminima als ein Maß für die dynamische Überblähung aufgefaßt werden können, ist dieses Ergebnis - Vergrößerung der dynamischen Hyperinflation bei Erhöhung des Mitteldruckes - nicht überraschend.

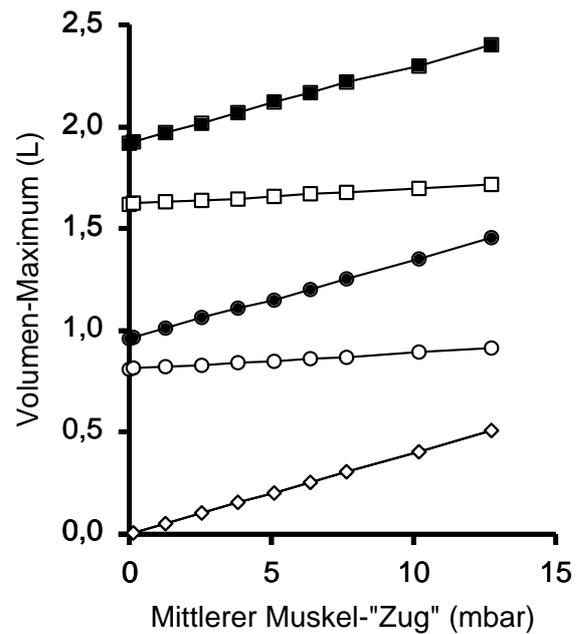
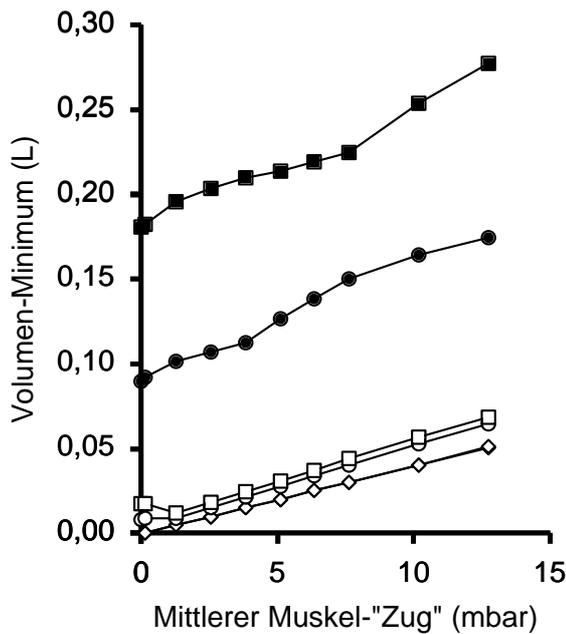


Abb. 3.18: Die Phasenumkehr mit  $TH_i > TLo$  führt zu deutlich größeren Volumen-Minima als das "normale" Assistenzzeitverhältnis mit  $TH_i < TLo$ .

PHi (mbar)	
bei $TH_i = 5,0$	
—◆—	0
—●—	10
—■—	20

PHi (mbar)	
bei $TH_i = 2,5$	
—◇—	0
—○—	10
—□—	20

Abb. 3.19: Bei  $TH_i > TLo$  sind die Volumen-Maxima leicht vergrößert gegenüber einer Einstellung mit dem Verhältnis  $TH_i < TLo$ .

### 3.4.5 Rampenzeiten

Eine Verlängerung der Rampenzeit von halber auf ganze Rampe ergibt folgende Veränderungen: Das Atemminutenvolumen ist verringert, die mittleren Hubvolumina sind kleiner, die Atemfrequenzen steigen bei geringeren mittleren Muskel-"Zügen" an, d.h. der Patient kann sich besser durchsetzen, und die Gesamtarbeit ist geringer.

Zwar ist der Patienten-Arbeitsanteil bei verlängerter Rampenzeit leicht vergrößert, die relative Patientenarbeit pro Hub ist jedoch gleich bis verringert. Auffallend ist die deutlich geringere Maschinenarbeit pro Hub, besonders bei hohen Assistenzdrücken. Ein beträchtlicher Unterschied ergibt sich auch bei der Maschinenarbeit pro Zeit: Bei Atemwegsöffnungsdruck-Regelung beträgt diese bei halber Rampe stets ca. die Hälfte mehr als bei ganzer Rampe.

Diese genannten Effekte bei der Rampenzeit-Verlängerung sind sowohl bei einem Vergleich der Rampenzeiten 5,0/2 und 5,0/1 als auch bei dem Vergleich der Zeiten 2,5/2 und 2,5/1 zu beobachten; auch die Größenrelationen beider Vergleichsgruppen verhalten sich sehr ähnlich.

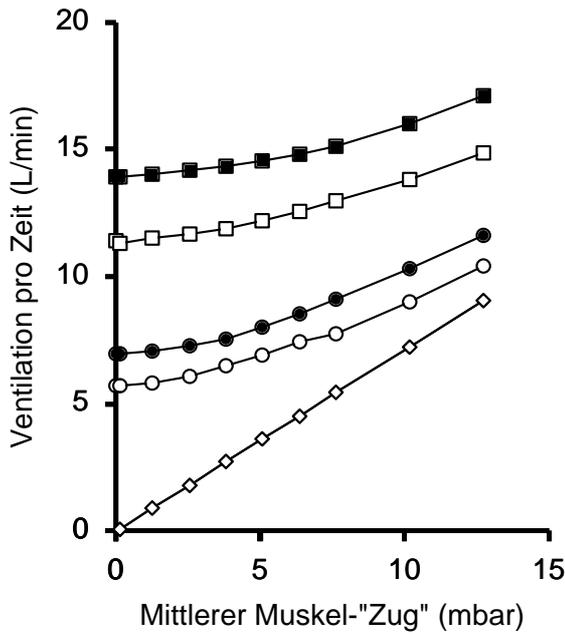


Abb. 3.20: Eine Verlängerung der Rampenzeit führt zu geringeren Atemminutenvolumina.

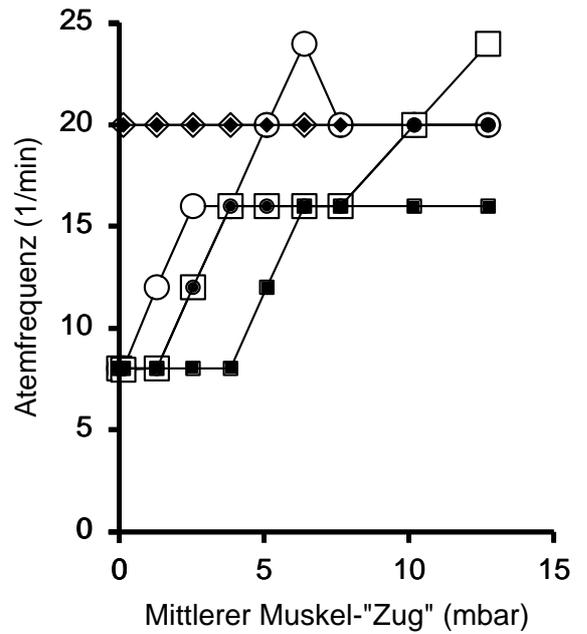


Abb. 3.21: Verkürzte Rampenzeiten bedingen in einigen Einstellungen eine schlechtere Durchsetzbarkeit des Patienten.

PHi (mbar)	
bei TRamp = 5,0/2	
◆	0
●	10
■	20

PHi (mbar)	
bei TRamp = 5,0/1	
◇	0
○	10
□	20

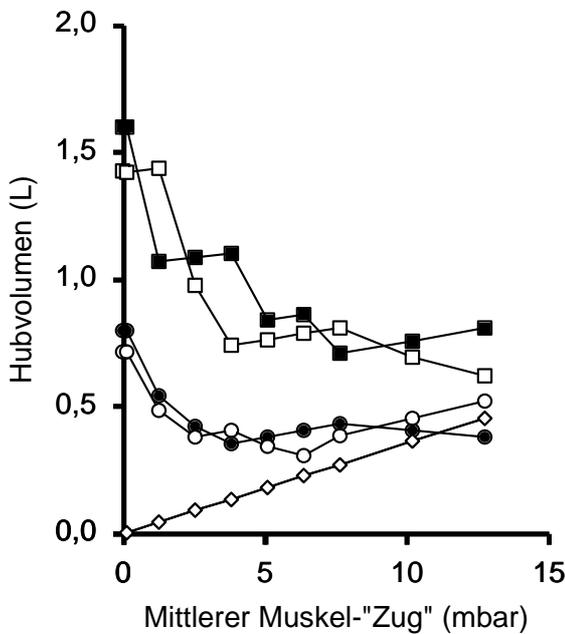


Abb. 3.22: Längere Rampenzeiten gehen in vielen Fällen mit einem geringeren Hubvolumen einher.

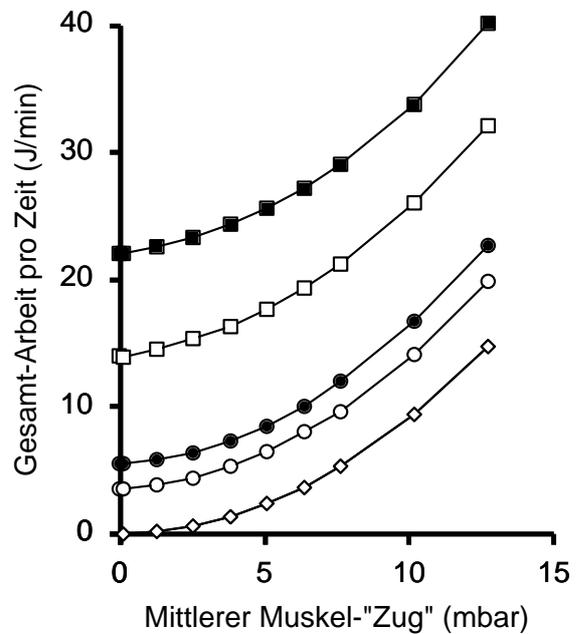


Abb. 3.23: In allen Einstellungen mit Assistenzdruck ergeben sich für die Gesamtarbeit bei kürzerer Rampenzeit größere Werte.

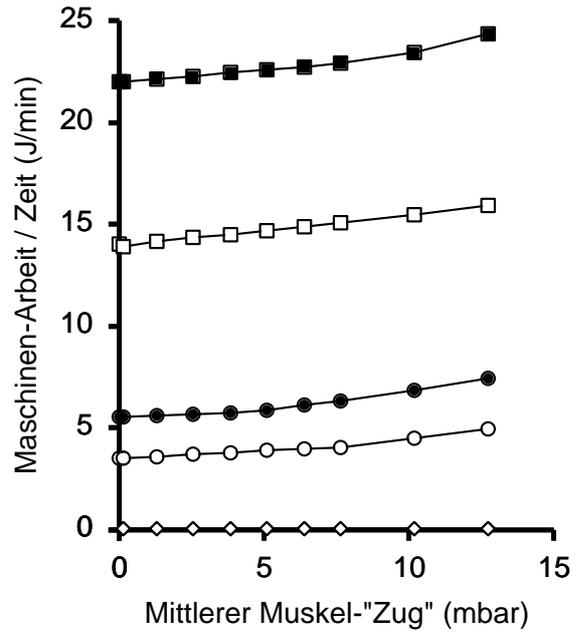
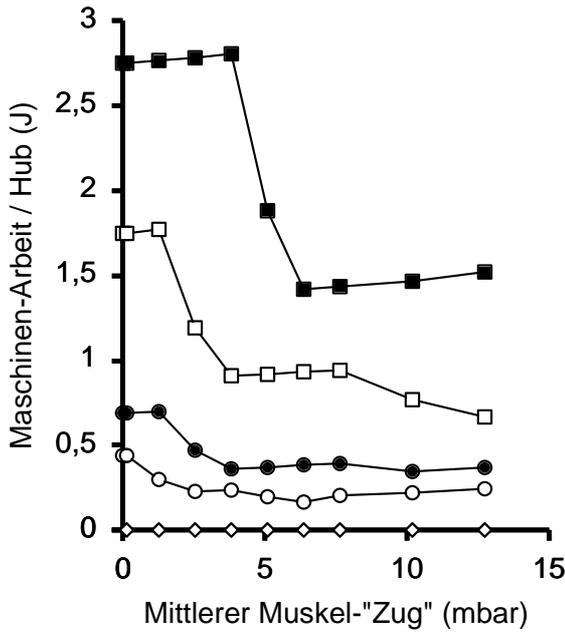


Abb. 3.24: Bei längerer Rampenzeit liegt die Maschinenarbeit pro Hub bei kleineren Werten.

PHi (mbar)	
bei TRamp = 5,0/2	
—◆—	0
—●—	10
—■—	20

PHi (mbar)	
bei TRamp = 5,0/1	
—◇—	0
—○—	10
—□—	20

Abb. 3.25: Eine Verlängerung der Rampenzeit führt zu einer geringeren Maschinenarbeit pro Zeit.

### 3.4.6 Regelung auf den Trachealdruck / Tubuskompensation durch ATC

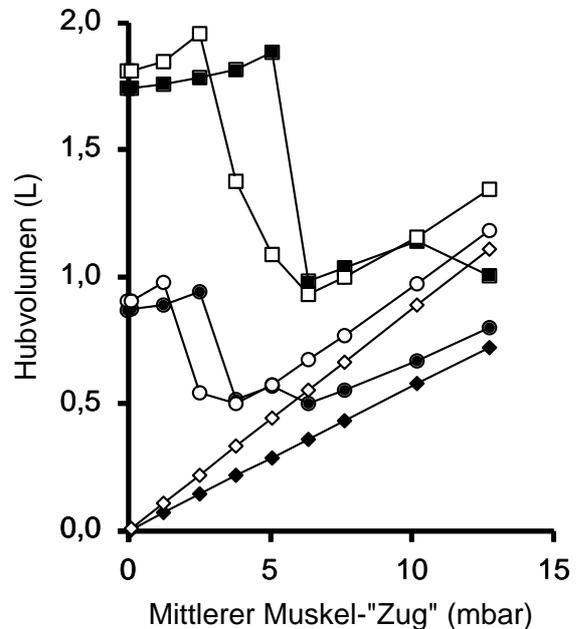
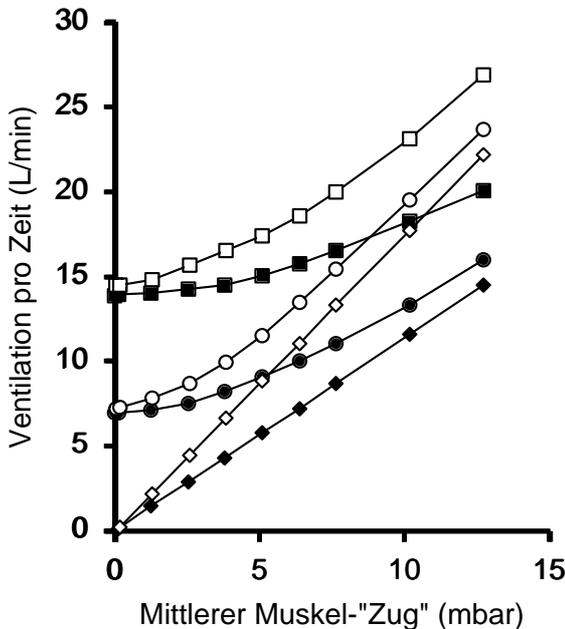


Abb. 3.26: Bei Trachealdruck-Regelung ergeben sich deutlich größere Atemminutenvolumina als bei Atemwegsöffnungsdruck-Regelung. (TMus = 1,0 s.)

PHi (mbar)	
bei AO/AO	
—◆—	0
—●—	10
—■—	20

PHi (mbar)	
bei Tr/AO	
—◇—	0
—○—	10
—□—	20

Abb. 3.27: Die Regelung auf den Trachealdruck führt in vielen Einstellungen v.a. mit geringeren Assistenzdrücken zu größeren Hubvolumina. (TMus = 1,0 s.)

Die Regelung auf den Trachealdruck bewirkt eine Erhöhung der Minutenventilation mit auffällender Volumenzunahme bei starken Muskelaktivitäten und eine mäßige Zunahme des mittleren Hubvolumens, verglichen mit der Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck.

Die Atemfrequenzen verhalten sich in beiden Fällen ähnlich, nur bei hohen Muskel- und Assistenzdrücken führt die tracheale Regelung in vielen Fällen zu höheren Atemfrequenzen.

Sowohl die Maschinenarbeit pro Hub als auch die Patientenarbeit pro Hub sind vergrößert. Da der Respirator bei der Regelung auf den Trachealdruck (oder bei ATC als deren rechnerischer Entsprechung) zusätzliche Arbeit zur Kompensation der Strömungswiderstände am Tubus zu leisten hat, ist der Arbeitsanteil des Patienten dementsprechend deutlich verringert, während die Gesamtarbeit ebenso deutlich erhöht ist. Obwohl der Respirator den Patienten durch Übernahme von Arbeitsanteilen entlastet, ist dennoch eine Vergrößerung der Patientenarbeit pro Minute zu verzeichnen, der aber immer auch ein erhöhtes Atemminutenvolumen entspricht.

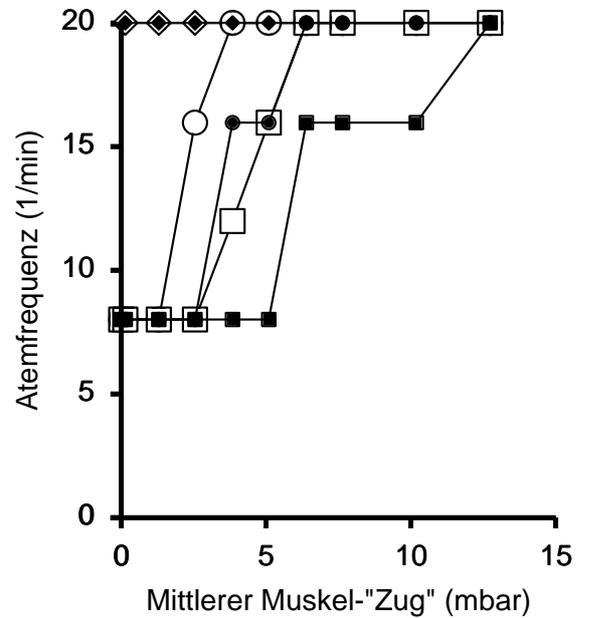


Abb. 3.28: Bei hohen Assistenz- und Muskelrücken hat eine Trachealdruck-Regelung größere Atemfrequenzen zur Folge. (TMus = 1,0 s.)

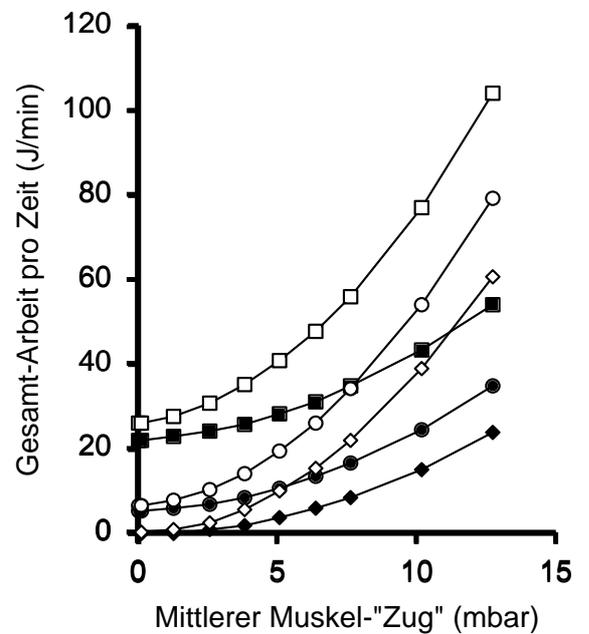
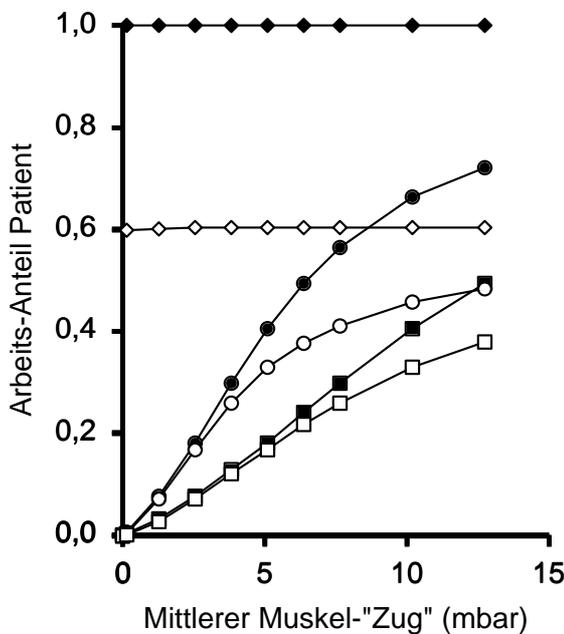


Abb. 3.29: Der Arbeitsanteil des Patienten ist bei Regelung auf den Trachealdruck verringert. (TMus = 1,0 s.)

PHi (mbar)		PHi (mbar)	
bei AO/AO		bei Tr/AO	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

Abb. 3.30: Die Trachealdruck-Regelung bedeutet eine deutlich größere Gesamtarbeit. (TMus = 1,0 s.)

Allerdings weist selbst die Patientenarbeit bezogen auf das Volumen bei trachealer Regelung eine leichte Steigerung gegenüber derjenigen bei Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck auf. Der Arbeitsanteil des Patienten beträgt bei Regelung auf den Trachealdruck ohne Assistenz (PHi = 0 mbar) 0,54 (bei TMus = 0,5 s) bzw. 0,60 (bei TMus = 1,0 s).

Bezogen auf das ventilierte Volumen fällt die Maschinenarbeit bei zunehmender Patientenaktivität und Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck kontinuierlich leicht ab, während sie sich bei trachealer Regelung (zumindest bei hohen Muskelaktivitäten) erhöht. Demgegenüber steigt die Patientenarbeit in bezug auf das Volumen deutlich an, und zwar verstärkt bei niedrigen Assistenzdrücken. Hieraus läßt sich ableiten, daß die Arbeit für den Volumenzuwachs bei der Ventilation bei Atemwegsöffnungsdruck-Regelung vollständig und bei Trachealdruck-Regelung zum größten Teil durch den Patienten erbracht wird.

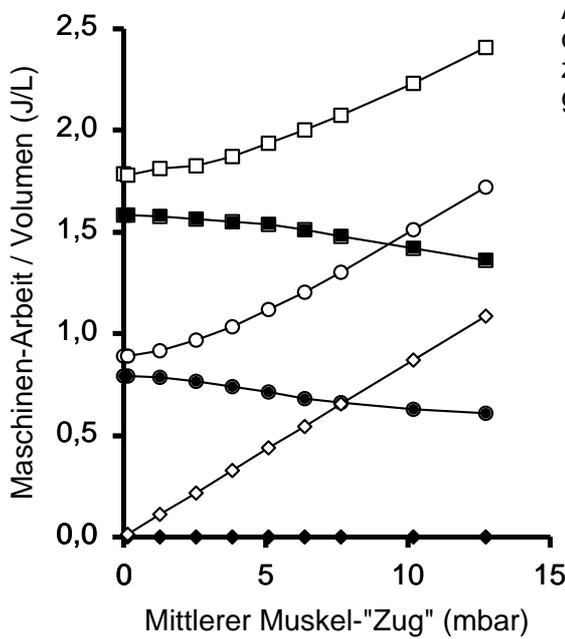


Abb. 3.31: Bei Trachealdruck-Regelung nimmt die Maschinenarbeit pro Volumen im Gegensatz zur Atemwegsöffnungsdruck-Regelung mit steigenden Muskeldrücken zu. (TMus = 1,0 s.)

PHi (mbar)		PHi (mbar)	
bei AO/AO		bei Tr/AO	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

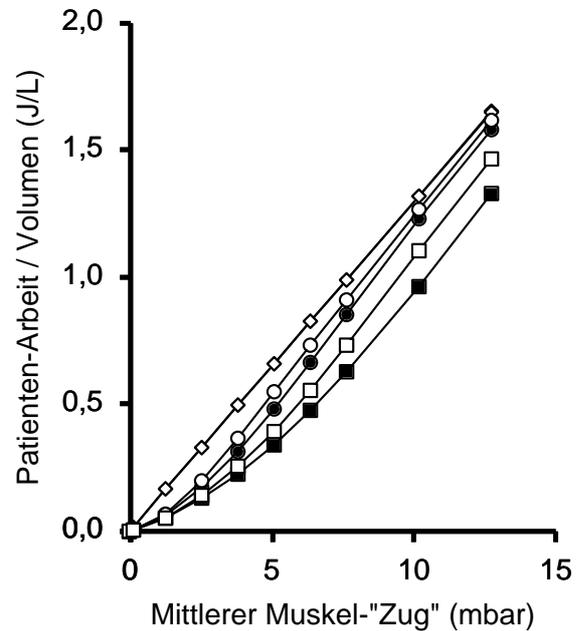
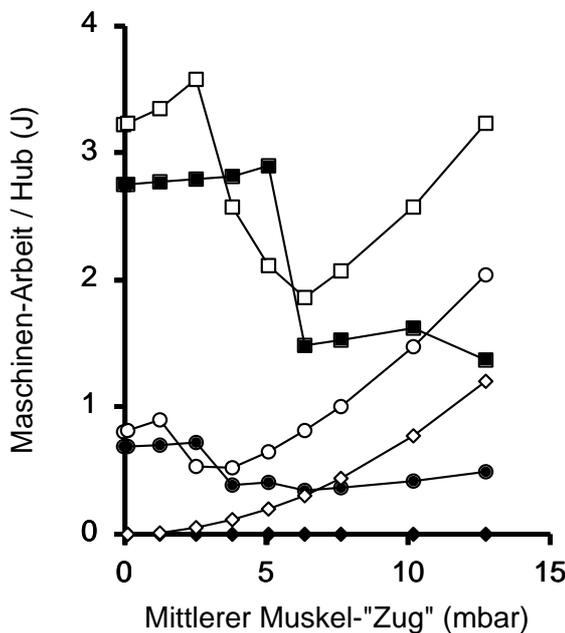


Abb. 3.32: Die Patientenarbeit pro Volumen unterscheidet sich zwischen den verschiedenen Regelungen nur minimal. (TMus = 1,0 s.)

Abb. 3.33: Während die Maschinenarbeit pro Hub bei Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck mit steigendem Muskeldruck abfällt, steigt diese bei Trachealdruck-Regelung an. (TMus = 1,0 s.)

Während die Patientenarbeit pro Hub mit zunehmenden Muskelaktivitäten exponentiell ansteigt, fällt die Maschinenarbeit pro Hub in den meisten Fällen bei Regelung auf die Atemwegsöffnungen mit steigenden Patientenaktivitäten ab.

PHi (mbar)		PHi (mbar)	
bei AO/AO		bei Tr/AO	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

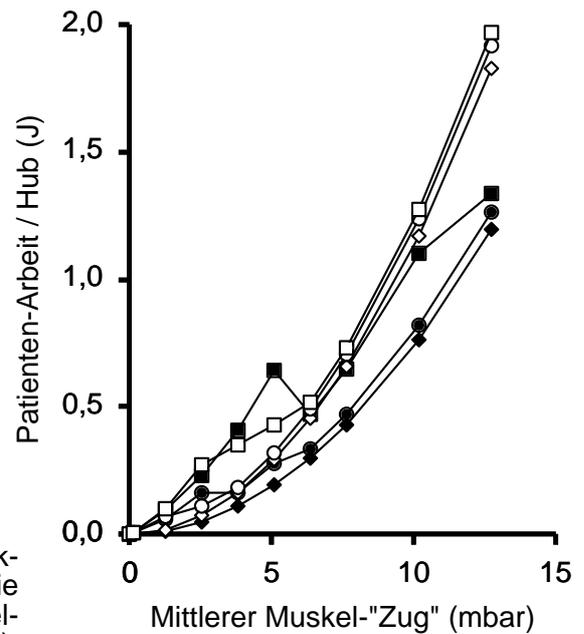


Abb. 3.34: Sowohl bei Atemwegsöffnungsdruck- als auch bei Trachealdruck-Regelung steigt die Patientenarbeit pro Hub (mit Ausnahme einzelner Ausreißer) kontinuierlich an. (TMus = 1,0 s.)

### 3.4.7 Veränderung von Resistance und Compliance

Bei einer Vergrößerung der Resistance ergeben sich eine Verringerung der Minutenventilation, eine Abnahme der Atemfrequenz im Bereich der stärkeren Muskelaktivitäten (v.a. bei einem Atemzeitverhältnis THi zu TLo von 2 : 1), eine Verminderung des Hubvolumens, eine Verringerung der Gesamtarbeit pro Minute und eine deutliche Abnahme von Maschinenarbeit pro Hub sowie Patientenarbeit pro Hub. Darüber hinaus verringert sich der Arbeitsan-

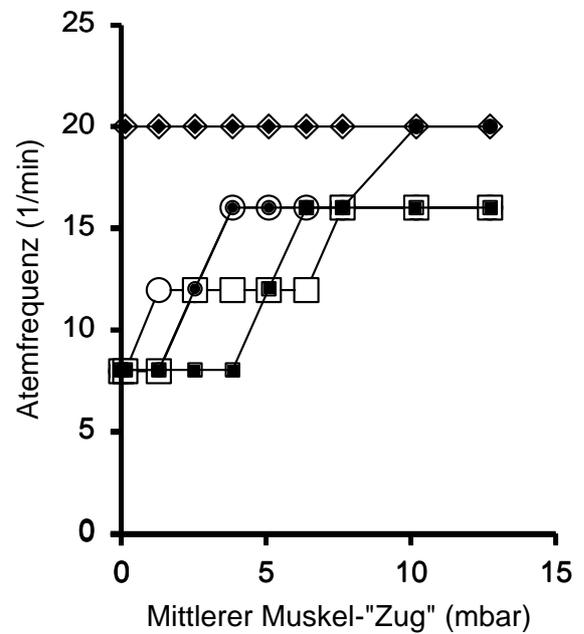
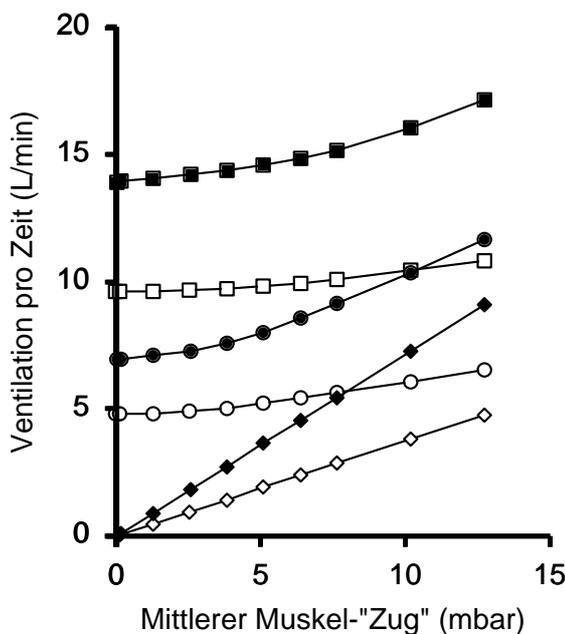
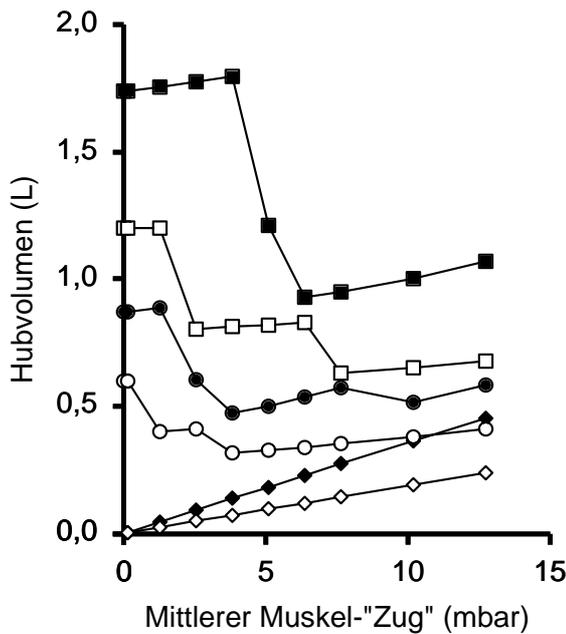


Abb. 3.35: Die Erhöhung der Resistance führt zu einer deutlichen Verkleinerung der Minutenventilation.

PHi (mbar)		PHi (mbar)	
Basiseinstellung		erhöhte R	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

Abb. 3.36: Eine vergrößerte Resistance hat in einigen Einstellungen verringerte Atemfrequenzen zur Folge.



teil des Patienten. Eine Resistance-Verdoppelung bedeutet eine Abnahme des Atemminutenvolumens um bis zu einem Drittel sowie eine Verringerung des Hubvolumens um ebenfalls bis zu einem Drittel.

PHi (mbar)		PHi (mbar)	
Basiseinstellung		erhöhte R	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

Abb. 3.37: Bei erhöhter Resistance liegen kleinere Hubvolumina vor.

Die Verminderung der Compliance verursacht eine Verminderung der Minutenventilation, eine Abnahme des Hubvolumens, eine Verringerung der Gesamtarbeit sowie eine Erhöhung des Arbeitsanteils des Patienten. Dementsprechend steht einer relativ geringen Verminderung der Patientenarbeit pro Hub eine deutliche Abnahme der Maschinenarbeit pro Hub gegenüber. Die Maschinenarbeit pro Hub nimmt in der Mehrzahl der Einstellungen um ca. die Hälfte ab. Die Atemfrequenzen ändern sich nur in geringem Maße, in einigen Einstellungen setzt sich der Patient mit seinen Muskelaktivitäten leichter, d.h. bei geringeren mittleren

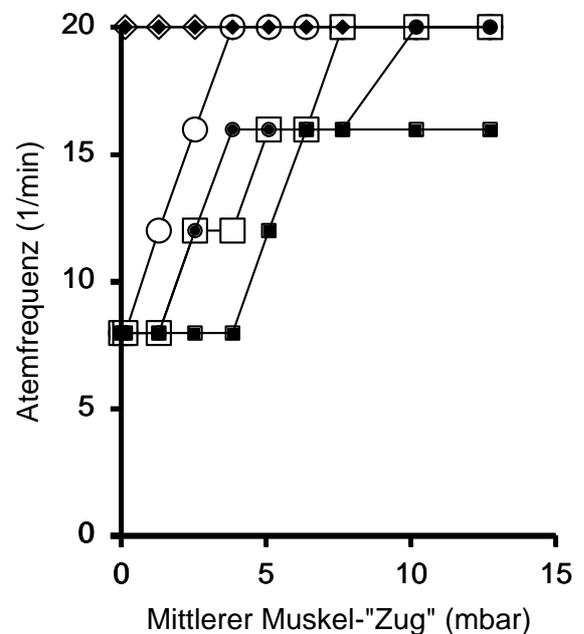
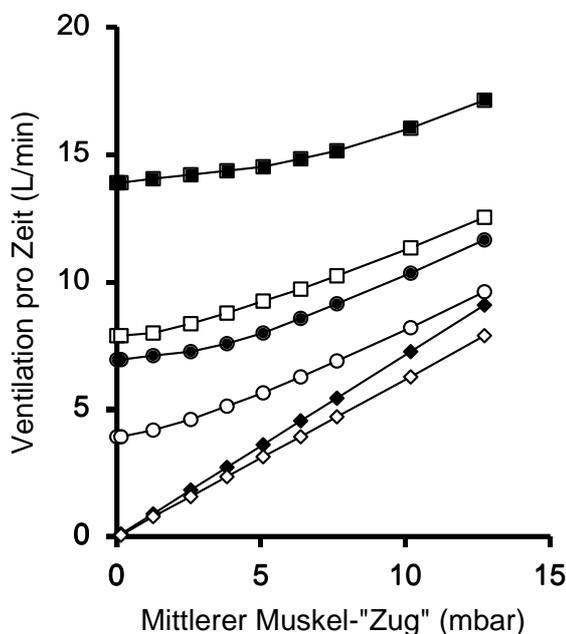


Abb. 3.38: Die Verminderung der Compliance führt zu einer Verringerung der Atemminutenvolumina.

PHi (mbar)	
Basiseinstellung	
—◆—	0
—●—	10
—■—	20

PHi (mbar)	
verminderte C	
—◇—	0
—○—	10
—□—	20

Abb. 3.39: Bei einer verkleinerten Compliance kann sich der Patient mit seinen Muskelaktivitäten teilweise besser durchsetzen.

Muskel-"Zügen", durch. Eine Halbierung der Compliance verursacht eine Abnahme des Atemminutenvolumens um bis zu 40% und eine Verminderung des Hubvolumens um ebenfalls bis zu 40%.

PHi (mbar)		PHi (mbar)	
Basiseinstellung		verminderte C	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

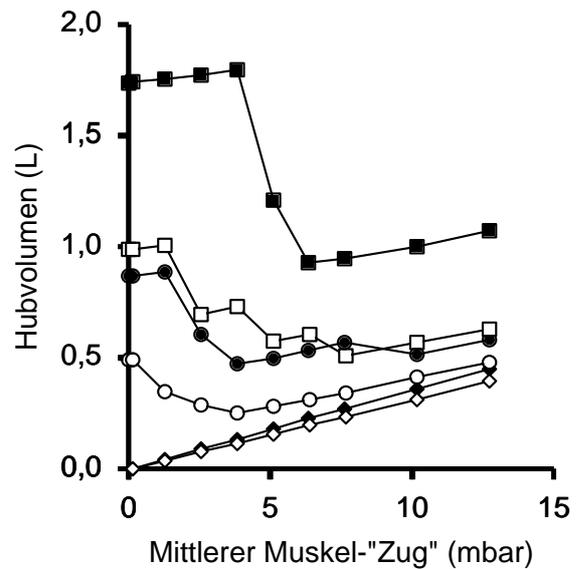
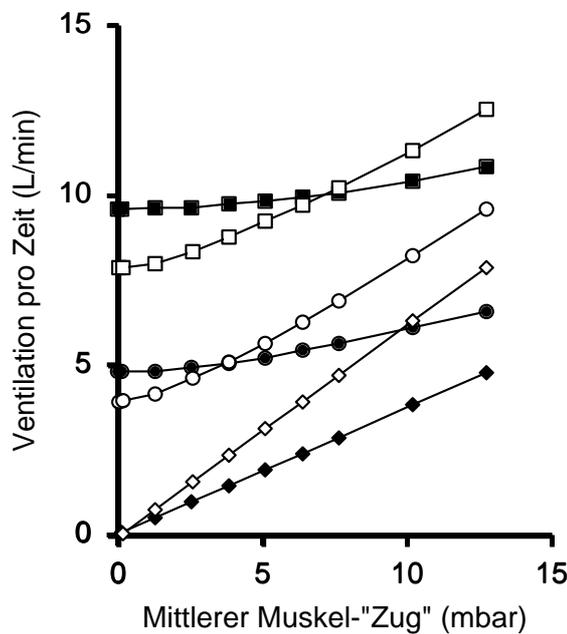


Abb. 3.40: Eine geringere Compliance ergibt kleinere Hubvolumina.

Bei einem Vergleich zwischen den Auswirkungen einer Resistance-Verdoppelung und einer Compliance-Halbierung ist festzustellen, daß eine Compliance-Änderung dem Patienten mehr "Selbstbestimmung" über die Atemaktivitäten erlaubt als eine Resistance-Änderung gleichen Ausmaßes. Dies zeigt sich u.a. in einem größeren Unterschied der Minutenventilation zwischen ähnlich starken Muskelaktivitäten bei gleichem Assistenzdruck sowie in einem Erreichen gleicher Atemfrequenzen bei geringerer Patientenaktivität im Falle der Compliance-Änderung.



PHi (mbar)		PHi (mbar)	
erhöhte R		verminderte C	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

Abb. 3.41: Die verminderte Compliance hat eine größere Zunahme der Minutenventilation zur Folge als die erhöhte Resistance.

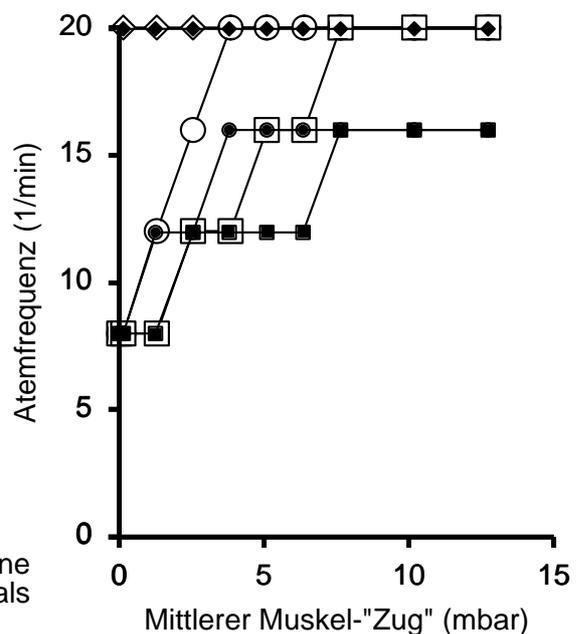


Abb. 3.42: Bei verringerter Compliance ist eine bessere Patienten-Durchsetzbarkeit gegeben als bei vergrößerter Resistance.

Der Arbeitsanteil des Patienten ist bei Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck bei einer Verdoppelung der Resistance geringer als bei einer Halbierung der Compliance, während es sich bei Regelung auf den Trachealdruck umgekehrt verhält. Hier sind (zumindest bei keinen oder niedrigen Assistenzdrücken) bei der Resistance-Verdoppelung höhere Patienten-Arbeitsanteile festzustellen als bei der Compliance-Halbierung: Ohne Respirator-Assistenz beträgt der Arbeitsanteil bei Trachealdruck-Regelung bei erhöhter Resistance 0,77 (bei  $T_{Mus} = 0,5$  s) bzw. 0,80 (bei  $T_{Mus} = 1,0$  s) und bei verminderter Compliance 0,58 (bei  $T_{Mus} = 0,5$  s) bzw. 0,65 (bei  $T_{Mus} = 1,0$  s). Während sich die Hubvolumina in ähnlichen Bereichen bewegen, verhalten sich Patientenarbeit pro Hub und Maschinenarbeit pro Hub bei Compliance-Verminderung verglichen mit einer Resistance-Erhöhung gegensätzlich: Einer verringerten Maschinenarbeit pro Hub und einer vergrößerten Patientenarbeit pro Hub bei Compliance-Verkleinerung stehen eine erhöhte Maschinenarbeit pro Hub und eine verminderte Patientenarbeit pro Hub bei Resistance-Vergrößerung gegenüber. Auch dieses Ergebnis spricht für einen größeren Einfluß des Patienten auf die Ventilation im Vergleich von Compliance- und Resistance-Änderung.

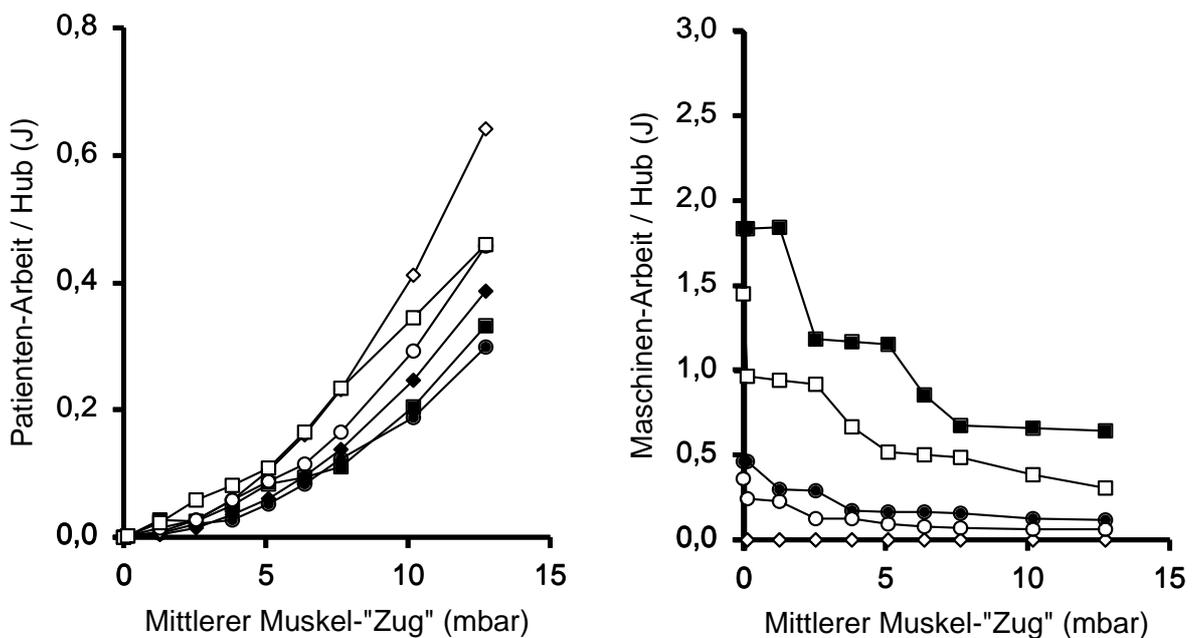


Abb. 3.43: Die Compliance-Verringerung bewirkt eine größere Patientenarbeit pro Hub als die Resistance-Erhöhung. (TRamp = 2,5/2.)

PHi (mbar)		PHi (mbar)	
erhöhte R		verminderte C	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

Abb. 3.44: Bei vermehrter Resistance ergibt sich eine größere Maschinenarbeit pro Hub als bei verkleinerter Compliance. (TRamp = 2,5/2.)

Eine gleichzeitige Resistance-Erhöhung und Compliance-Verminderung führt im Vergleich zur Basiseinstellung zu einem um bis zu 50% verminderten Atemminutenvolumen, zur deutlichen Abnahme der mittleren Hubvolumina sowie bei allen Einstellungen mit Atemwegsöffnungsdruck-Regelung (nicht jedoch bei trachealer Regelung) zu identischen Atemfrequenzen. Während die Gesamtarbeit um ca. die Hälfte geringer ist, die Patienten- und Ma-

schinenarbeit pro Hub auch deutlich kleiner sind, ist der Arbeitsanteil des Patienten in etwa gleich.

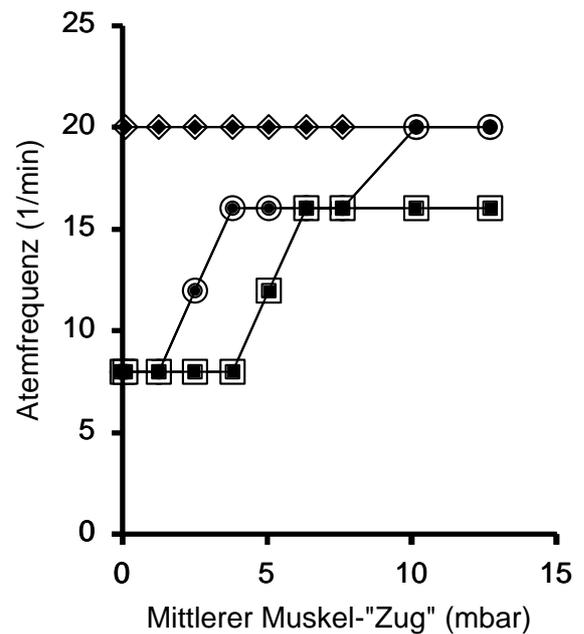
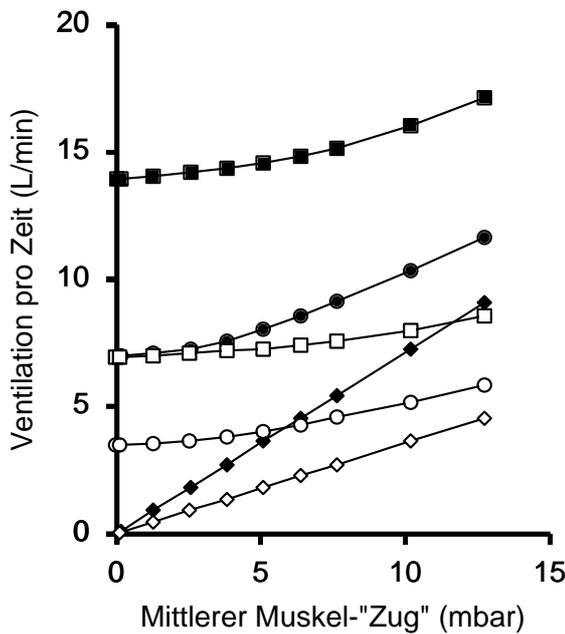


Abb. 3.45: Verminderte Compliance kombiniert mit erhöhter Resistance ergibt - verglichen mit der Basiseinstellung - eine deutlich geringere Minutenventilation.

PHi (mbar)	
Basiseinstellung	
—◆—	0
—●—	10
—■—	20

PHi (mbar)	
vermind. C + erh. R	
—◇—	0
—○—	10
—□—	20

Abb. 3.46: Der Vergleich von Basiseinstellung und einer Einstellung mit verminderter Compliance sowie erhöhter Resistance zeigt identische Atemfrequenzen.

### 3.4.8 Spitzenflüsse

Bei den in der Simulation ermittelten Spitzenflüssen handelt es sich um den gemittelten "Peak Flow", d.h. um das arithmetische Mittel der einzelnen Fluß-Spitzen innerhalb eines ausgewerteten 15-Sekunden-Abschnitts. Mit Steigerung der Muskelaktivitäten des Patienten kommt es in den meisten Fällen zu einer Zunahme des Spitzenflusses, wobei sich in der Regel bei Muskeldruck-Werten im Bereich zwischen 2 und 6 mbar ein vorübergehender Abfall des Peak Flow ergibt. Während sich bei geringem Muskeldruck die Werte der verschiedenen Assistenzdruckniveaus deutlich unterscheiden, divergieren die Peak-Flow-Werte bei starken Patientenaktivitäten in aller Regel nur gering.

Die Spitzenflüsse ändern sich bei Umkehr des Assistenzzeitverhältnisses sowie Veränderung der Rampenzeiten sehr wenig, während eine Verlängerung der Muskelaktivitätszeit eine leichte Verminderung des maximalen Flows bewirkt. Die Regelung auf den Trachealdruck führt im Vergleich zur Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck zu deutlich höheren Spitzenflüssen: Bei ansonsten gleichen Einstellungen ist der Peak Flow bei trachealer Regelung um bis zu 50% erhöht. Bei Trachealdruck-Regelung fällt der Unterschied der Spitzenflüsse zwischen verschiedenen Muskelanspannungszeiten deutlich größer aus als bei Atemwegs-

öffnungsdruck-Regelung. In Einstellungen mit verringerter Compliance sind die Spitzenflüsse leicht vermindert, während bei erhöhter Resistance erstens eine sehr deutliche Abnahme des maximalen Flows zu verzeichnen ist und zweitens nur noch relativ geringe Unterschiede zwischen Regelung auf den Atemwegsöffnungs- und den Trachealdruck bestehen.

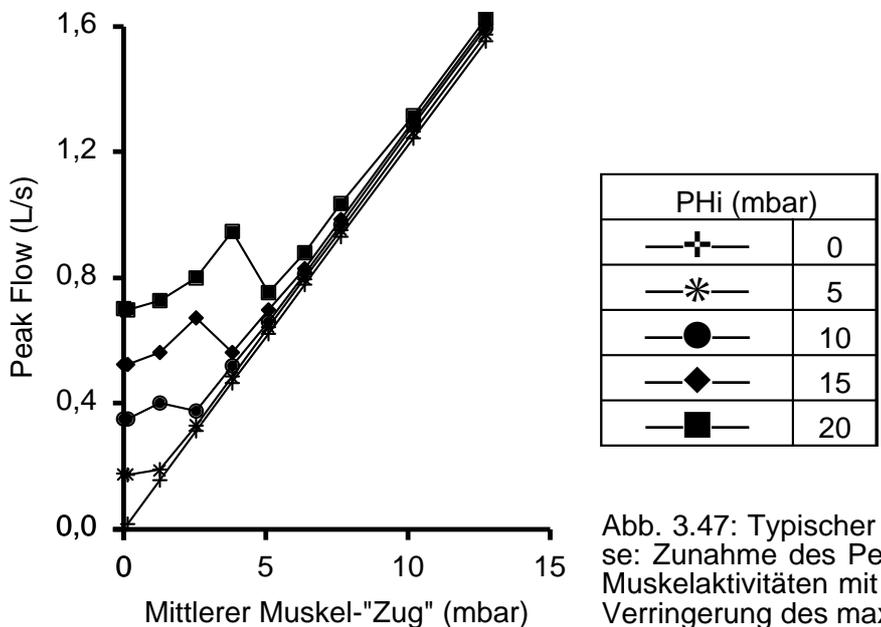


Abb. 3.47: Typischer Verlauf der Spitzenflüsse: Zunahme des Peak Flow bei steigenden Muskelaktivitäten mit einer vorübergehenden Verringerung des maximalen Flusses.

PHi (mbar)	
bei TMus = 0,5	
—◆—	0
—●—	10
—■—	20

PHi (mbar)	
bei TMus = 1,0	
—◇—	0
—○—	10
—□—	20

PHi (mbar)	
bei AO/AO	
—◆—	0
—●—	10
—■—	20

PHi (mbar)	
bei Tr/AO	
—◇—	0
—○—	10
—□—	20

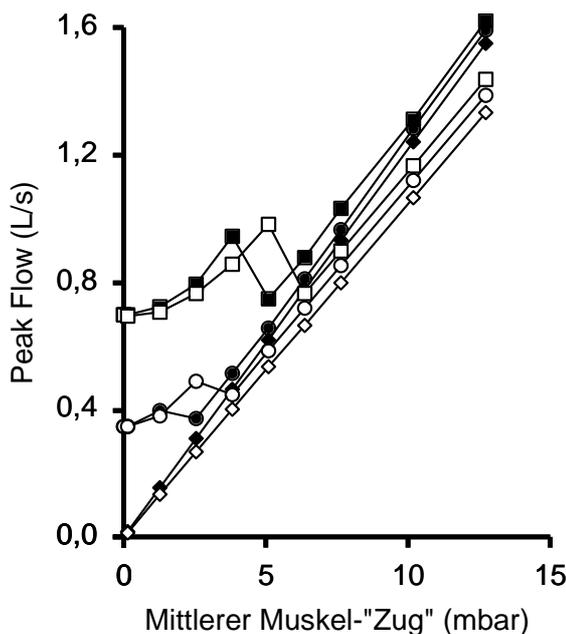


Abb. 3.48: Kürzere Muskelaktivitäten führen zu etwas höheren Spitzenflüssen als längere Muskelanspannungszeiten.

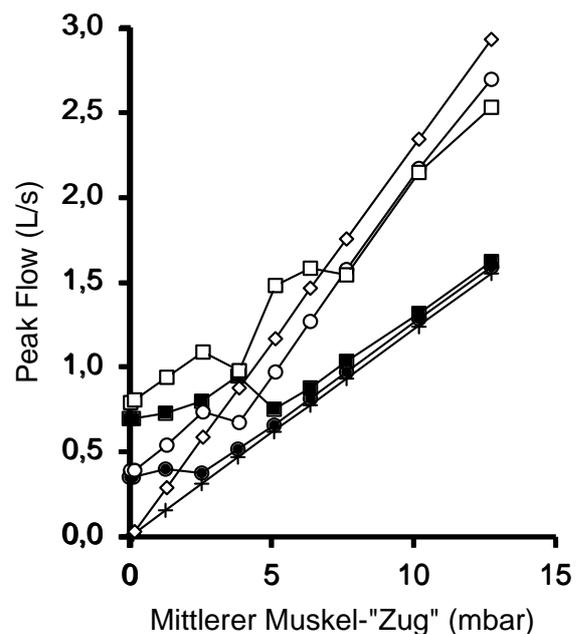


Abb. 3.49: Bei Trachealdruck-Regelung ergeben sich deutlich höhere Spitzenflüsse als bei Atemwegsöffnungsdruck-Regelung.

### 3.5 Gesamtanalyse NRV

#### 3.5.1 Muskeldruck

Mit Zunahme der Patientenaktivitäten steigt die Minutenventilation (bis auf wenige Ausnahmen bei trachealer Regelung, höheren Assistenz- und geringen Muskeldrücken) kontinuierlich an, die Atemfrequenzen liegen dabei stets zwischen 8 (bei niedrigen Muskeldrücken) und 24 (bei hohen Muskeldrücken) pro Minute. Ab einem Muskeldruck von 8 mbar kann sich der Patient in allen Einstellungen mit mindestens vier von fünf Muskelaktivitäten innerhalb einer 15-Sekunden-Periode durchsetzen. Bei geringeren Assistenzdrücken bis 10 mbar reichen Patientenaktivitäten solcher und größerer Stärke sogar für die Durchsetzung jeder Muskelaktivität aus.

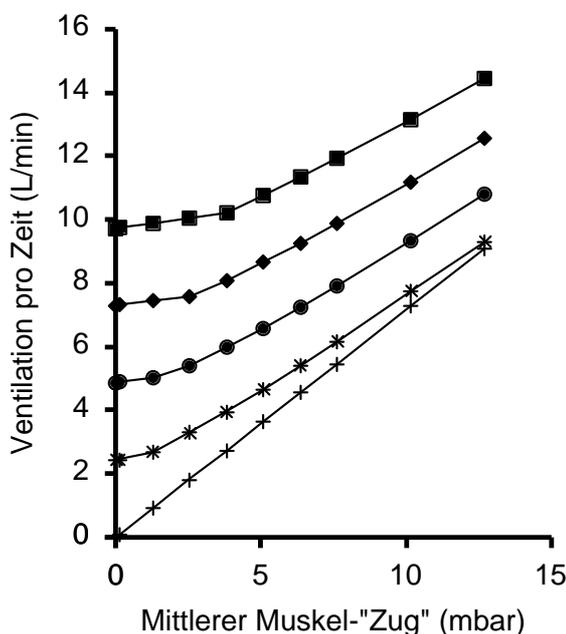


Abb. 3.50: Kontinuierliche Zunahme der Minutenventilation bei Steigerung der Muskelaktivitäten.

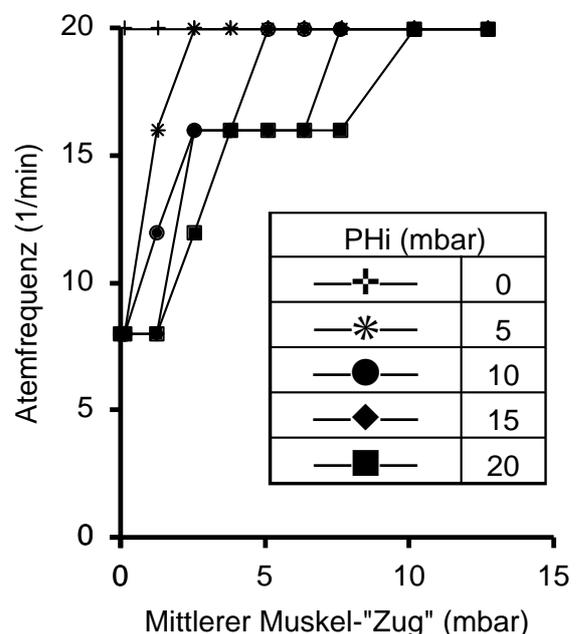


Abb. 3.51: Bei geringeren Assistenzdrücken kann sich der Patient mit seinen Atemzügen leichter durchsetzen.

Bei geringen Muskeldrücken ergeben sich die größten mittleren Hubvolumina. Deren Verlauf bei Vermehrung der Patientenaktivitäten entspricht dem bei BIPAP mit Rampe: leichter Anstieg des Hubvolumens bei steigender Muskelkraft, plötzlicher Abfall des Volumens pro Hub mit anschließender geringer Zunahme bei weiter ansteigenden Patientenaktivitäten und schließlich erneutes Hubvolumen-Absinken mit nachfolgendem leichten Ansteigen. Dieser Verlauf ist in der rechnerischen Ermittlung des Hubvolumens aus Minutenventilation und Atemfrequenz begründet: Erfolgt ein schlagartiger Anstieg der Atemfrequenz bei vermehrter Durchsetzung von Patientenaktivitäten, so kommt es zum plötzlichen Abfallen des Hubvolumens.

Mit Zunahme der Muskelaktivitäten wird auch die Gesamtarbeit in allen Einstellungen kontinuierlich größer. Ebenso steigt der Arbeitsanteil des Patienten mit zunehmenden Muskel-

aktivitäten an, jedoch ist bei höheren Muskeldrücken eine geringere Zunahme zu verzeichnen. Während die Patientenarbeit pro Hub in exponentieller Weise zunimmt, fällt die Maschinenarbeit pro Hub zunächst ab, um bei stärkeren Muskeldrücken wieder gering bzw. bei trachealer Regelung sehr kräftig anzusteigen.

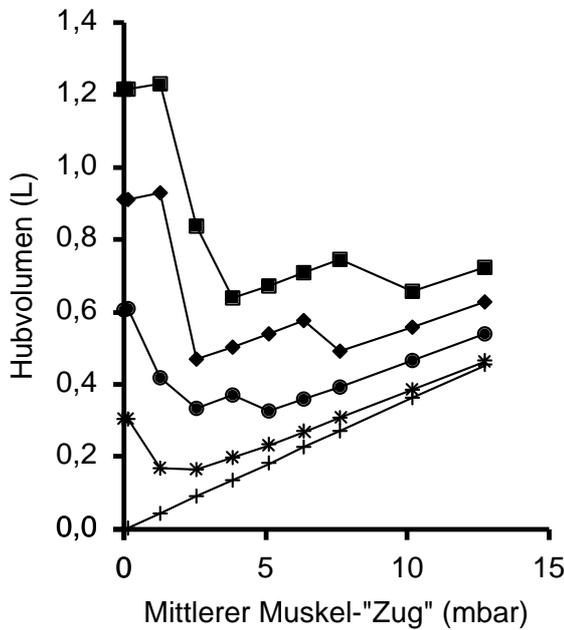


Abb. 3.52: Höhere Assistenzdrücke ergeben ein größeres mittleres Hubvolumen. Bei zunehmendem Muskeldruck kommt es zur "typischen" Abnahme des Hubvolumens.

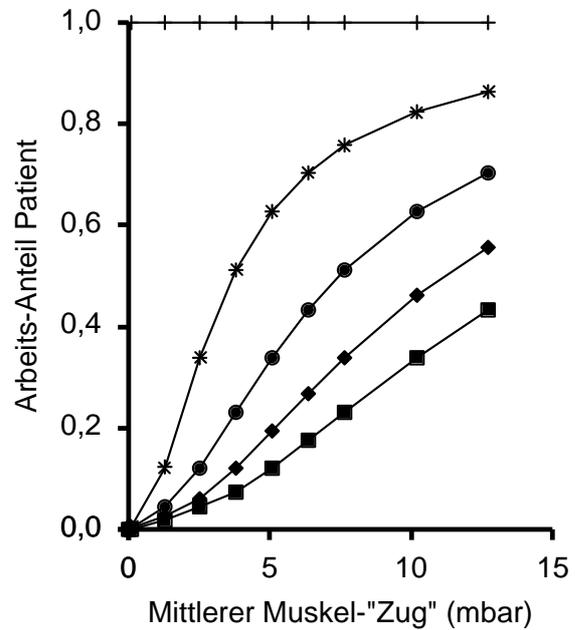
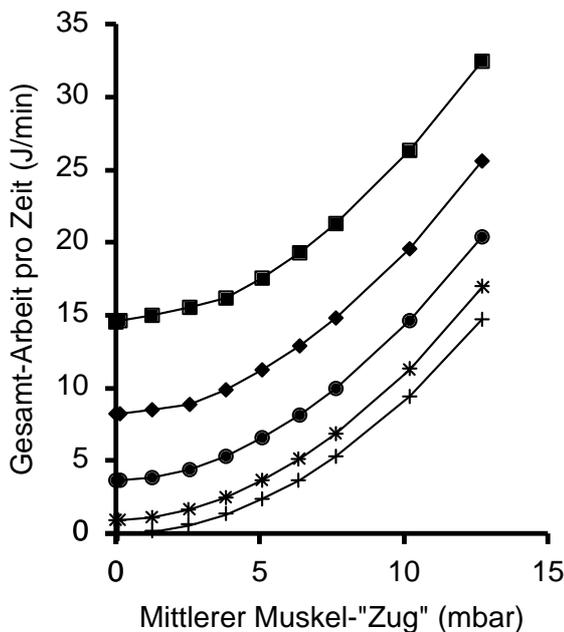


Abb. 3.53: Ein Beispiel für die Vergrößerung des Patienten-Arbeitsanteils bei steigenden Muskeldrücken.



PHi (mbar)	
—+—	0
—*—	5
—●—	10
—◆—	15
—■—	20

Abb. 3.54: Kontinuierlicher Anstieg der Gesamtarbeit bei Zunahme der Muskelaktivitäten.

### 3.5.2 Assistenzdruck

Eine Erhöhung des Assistenzdrucks ergibt bei gleicher Muskelaktivität stets ein größeres Atemminutenvolumen. Im Vergleich mit hohen Assistenzdrücken ist bei kleineren Assistenzdrücken eine stärkere Zunahme der Ventilation pro Minute sowie ein stärkerer Anstieg der Atemfrequenzen bei jeweils geringeren Muskeldrücken zu verzeichnen. Ebenso wie das Hubvolumen unterscheidet sich auch die Gesamtarbeit pro Minute entsprechend den Assistenzdruck-Niveaus. Je größer die Assistenzdrücke sind, um so geringer ist der Arbeitsanteil des Patienten an der Gesamtarbeit.

### 3.5.3 Muskelanspannungszeit

Wird die Muskelanspannungszeit verlängert, so ergibt sich daraus ein größeres Atemminutenvolumen, v.a. bei hohen Muskeldrücken und niedrigen Assistenzdrücken.

Bei einem Vergleich verschiedener Muskelaktivitätszeiten sind hinsichtlich der Atemfrequenzen keine wesentlichen Unterschiede zu verzeichnen; es lassen sich jedoch bei längerer Muskelanspannungszeit - besonders bei hohen Muskel- sowie niedrigen Assistenzdrücken - vergrößerte mittlere Hubvolumina feststellen. Sowohl die Gesamtarbeit als auch die Patienten- und die Maschinenarbeit pro Hub sind bei längerer Muskelaktivitätszeit erhöht, wobei die Erhöhung bei der Gesamtarbeit und der Patientenarbeit pro Hub sehr deutlich ausfällt.

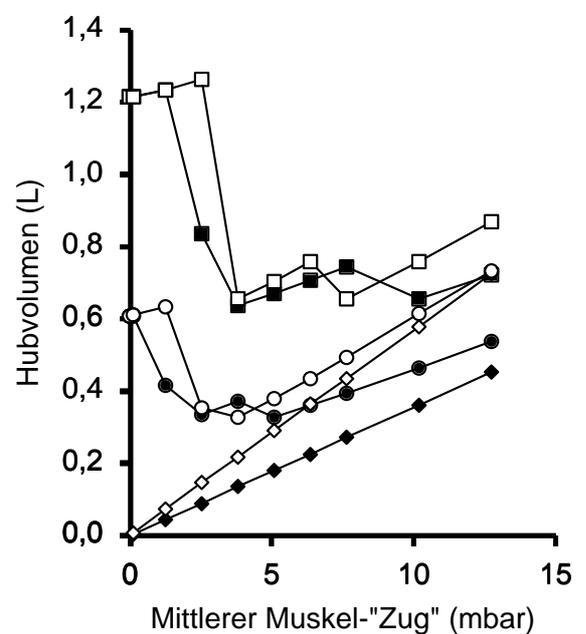
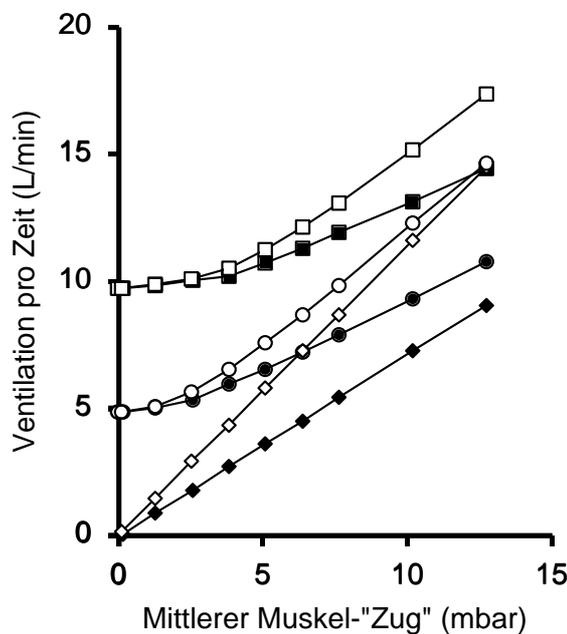


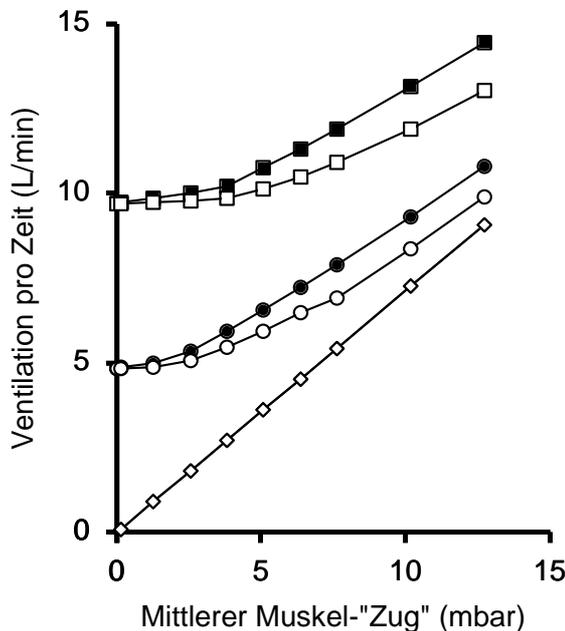
Abb. 3.55: Eine verlängerte Muskelanspannungszeit führt zu einer größeren Ventilation pro Zeit.

PHi (mbar)		PHi (mbar)	
bei TMus = 0,5		bei TMus = 1,0	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

Abb. 3.56: Bei längerer Muskelanspannungszeit treten größere Hubvolumina auf.

### 3.5.4 Assistenzzeit / Zeitverhältnis von Assistenzdruck-Anstieg zu -Abnahme

Bei einem Verhältnis von Assistenzdruck-Anstiegszeit zu Assistenzdruck-Abnahmezeit von 1 : 2 ergeben sich im Vergleich zu einem umgekehrten Verhältnis eine Erhöhung der Minutenventilation, eine etwas leichtere "Durchsetzbarkeit" der Patientenaktivität bei geringen



Muskelkräften, ein bei Atemwegsöffnungsdruck-Regelung geringfügig vergrößertes Hubvolumen (zumindest bei hohen Assistenzdrücken) und eine leicht erhöhte Gesamtarbeit.

PHi (mbar)		PHi (mbar)	
bei THi = 2,5		bei THi = 5,0	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

Abb. 3.57: Ein Zeitverhältnis von Assistenzdruck-Anstieg zu Assistenzdruck-Abnahme von 1:2 bedeutet (v.a. bei höheren Muskeldrücken) eine größere Minutenventilation als das umgekehrte Zeitverhältnis.

### 3.5.5 Regelung auf den Trachealdruck / Tubuskompensation durch ATC

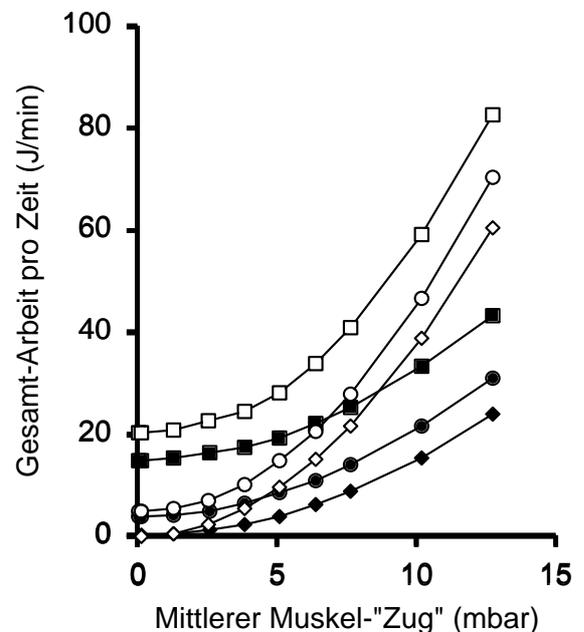
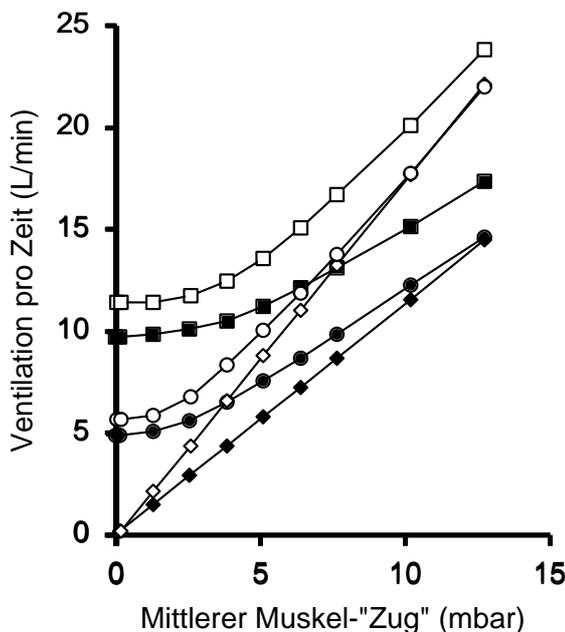


Abb. 3.58: Die Trachealdruck-Regelung ergibt ein größeres Atemzeitvolumen als die Atemwegsöffnungsdruck-Regelung. (TMus = 1,0 s.)

PHi (mbar)		PHi (mbar)	
bei AO/AO		bei Tr/AO	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

Abb. 3.59: Bei Regelung auf den Trachealdruck ist die Gesamtarbeit pro Zeit deutlich erhöht. (TMus = 1,0 s.)

Bei der Regelung auf den Trachealdruck verglichen mit der Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck lassen sich folgende Änderungen feststellen: Vergrößerung des Atemminutenvolumens, wobei sich eine starke Volumenzunahme v.a. bei hohen Muskeldrücken beobachten lässt, eine Erhöhung des Hubvolumens, eine deutliche Zunahme der Gesamtarbeit sowie eine Vergrößerung sowohl der Patienten- als auch der Maschinenarbeit pro Hub. Bezogen auf das Volumen nimmt die Maschinenarbeit bei steigenden Muskelkräften kontinuierlich zu. Der Arbeitsanteil des Patienten ist deutlich verringert, da der Respirator einen Teil der Patientenarbeit übernimmt, und zwar die zur Kompensation des Strömungswiderstandes am Tubus erforderliche Arbeit. Bei den assistenzlosen Simulationen (PHi = 0 mbar) beträgt der Arbeitsanteil des Patienten 0,54 (bei T<sub>Mus</sub> = 0,5 s) bzw. 0,60 (bei T<sub>Mus</sub> = 1,0 s).

### 3.5.6 Veränderung von Resistance und Compliance

Eine Erhöhung der Resistance führt zu einer Abnahme des Atemminutenvolumens um bis zu 50%, einer Verringerung der Atemfrequenz im Bereich der höheren Muskeldrücke, einer deutlichen Verminderung des Hubvolumens, einer geringeren Gesamtarbeit, einer deutlichen Abnahme von Maschinen- sowie Patientenarbeit pro Hub und einer minimalen Verringerung des Arbeitsanteils des Patienten bei Atemwegsöffnungsdruck-Regelung.

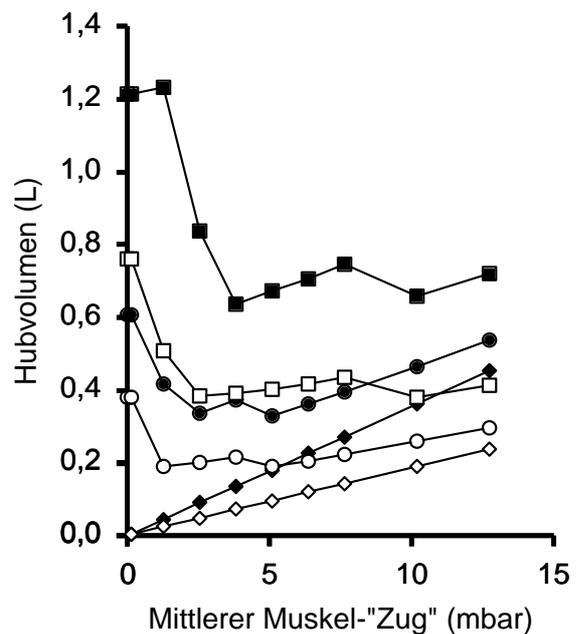
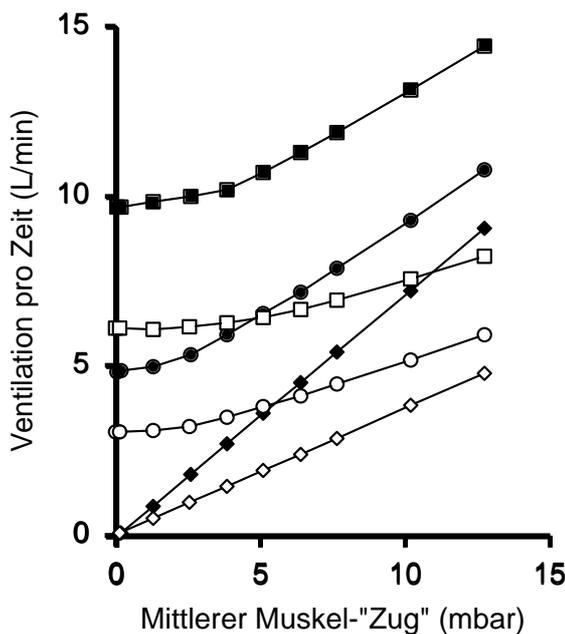


Abb. 3.60: Deutliche Verminderung der Minutenventilation bei vergrößerter Resistance.

PHi (mbar)	
Basiseinstellung	
—◆—	0
—●—	10
—■—	20

PHi (mbar)	
erhöhte R	
—◇—	0
—○—	10
—□—	20

Abb. 3.61: Bei erhöhter Resistance liegen stark verkleinerte Hubvolumina vor.

Bei Verminderung der Compliance ergeben sich eine Verminderung der Minutenventilation um bis zu einem Drittel, eine Abnahme des mittleren Hubvolumens, eine Verkleinerung der Gesamtarbeit, eine Verminderung sowohl von Maschinen- als auch Patientenarbeit pro Hub und eine geringfügige Zunahme des Patienten-Arbeitsanteils. Bei Compliance-Verringerung werden - verglichen mit der Basiseinstellung - bei geringeren Muskeldrücken entsprechende Atemfrequenzen erreicht, was eine (zumindest teilweise) bessere Patientenkontrolle über die Ventilation bedeutet.

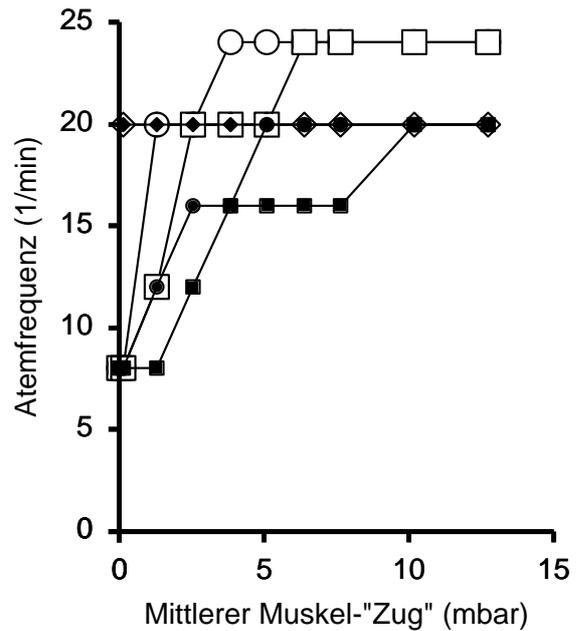
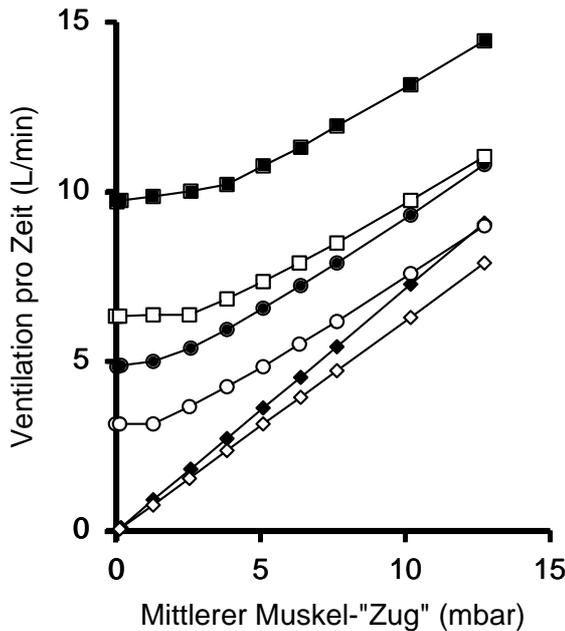


Abb. 3.62: Verkleinerte Compliance ergibt geringere Atemminutenvolumina.

PHi (mbar)		PHi (mbar)	
Basiseinstellung		verminderte C	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

Abb. 3.63: Eine verminderte Compliance ermöglicht dem Patienten z.T. eine bessere Durchsetzbarkeit.

Werden die Auswirkungen einer Resistance-Verdoppelung und einer Compliance-Halbierung verglichen, so ergeben sich bei der Compliance-Änderung ein größeres Atemminutenvolumen, wobei die deutlich größere Steigerung innerhalb der hohen Muskeldrücke auffallend ist, sowie größere Atemfrequenzen schon bei relativ geringen Muskelaktivitäten. Diese Befunde sprechen für bessere "Selbstbestimmungsmöglichkeiten" des Patienten über die Ventilation im Falle der Änderung der Compliance.

Bei der Compliance-Änderung ist im Vergleich zur Änderung der Resistance das Hubvolumen bei schwachen Patientenaktivitäten geringer und bei höheren Muskeldrücken größer, die Gesamtarbeit ergibt bei kräftigeren Muskelaktivitäten vergrößerte Werte, und der Arbeitsanteil des Patienten verhält sich je nach Regelung unterschiedlich: Bei Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck ist der Patienten-Arbeitsanteil bei Compliance-Verminderung leicht erhöht, bei Trachealdruck-Regelung hingegen anteilig vermindert. Die Maschinenarbeit pro Hub ist in etwa gleich, während die Patientenarbeit pro Hub bei Compliance-Veränderung deutlich größere Werte aufweist.

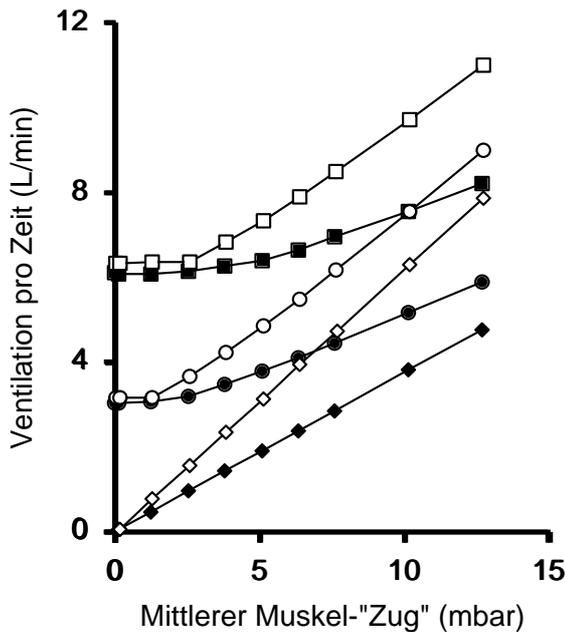


Abb. 3.64: Eine Compliance-Halbierung hat größere Atemminutenvolumina zur Folge als eine Resistance-Verdoppelung.

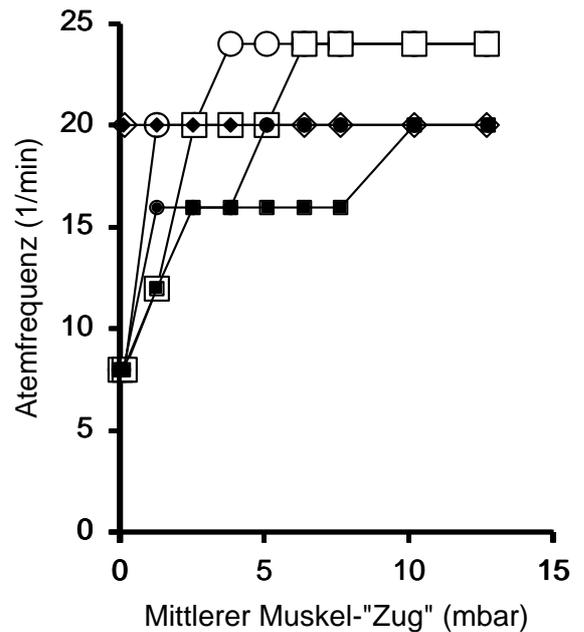
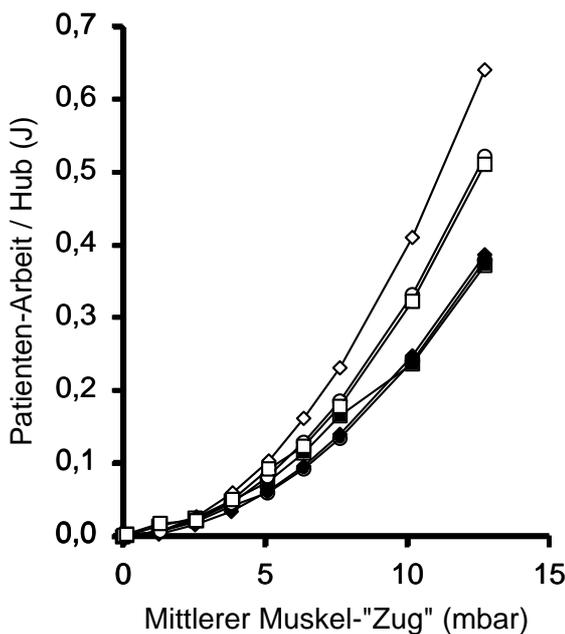


Abb. 3.65: Bei verringerter Compliance ergibt sich im Vergleich mit erhöhter Resistance eine bessere Patientenkontrolle über die Ventilation.



erhöhte R		verminderte C	
PHi (mbar)		PHi (mbar)	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

Abb. 3.66: Eine Compliance-Verringerung bedingt eine größere Patientenarbeit pro Hub als eine Resistance-Vergrößerung.

Die gleichzeitige Erhöhung der Resistance und Verminderung der Compliance bewirkt - verglichen mit der Basiseinstellung - eine deutlich geringere Minutenventilation, einen bei Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck identischen Verlauf der Atemfrequenzen, ein stark verringertes Hubvolumen, eine deutlich geringere Gesamtarbeit sowie eine starke Abnahme von Patienten- und Maschinenarbeit pro Hub.

PHi (mbar)		PHi (mbar)	
Basiseinstellung		vermind. C + erh. R	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

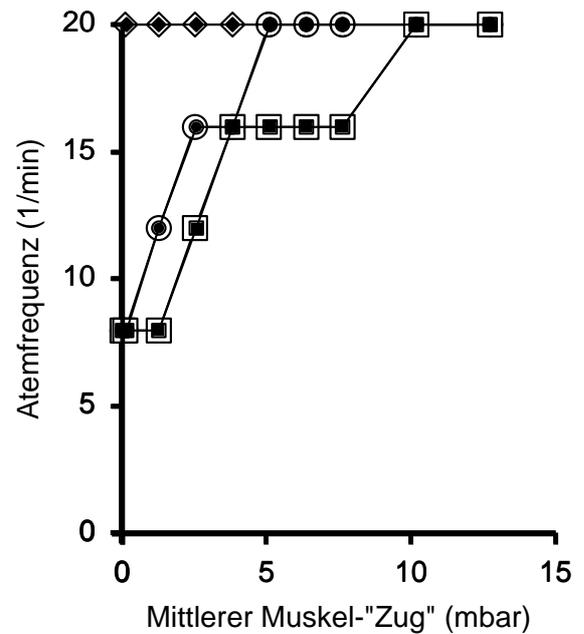


Abb. 3.67: Der Vergleich von Basiseinstellung und einer Einstellung mit verminderter Compliance sowie erhöhter Resistance zeigt identische Atemfrequenzen.

### 3.5.7 Spitzenflüsse

Im Gegensatz zur Umkehr des Assistenzzeitverhältnisses und zur Verlängerung der Muskelaktivitätszeit, die zu keiner bzw. nur einer geringen Änderung der Spitzenflüsse führen, kommt es bei der Regelung auf den Trachealdruck im Vergleich zur Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck zu einem deutlich höheren maximalen Flow. Dieser Unterschied ist auch bei verminderter Compliance, bei der die Spitzenflüsse leicht verringert sind, zu beobachten, während die Differenz bei erhöhter Resistance, bei der es zu einer starken Abnahme des Peak Flow kommt, deutlich geringer ausfällt.

PHi (mbar)		PHi (mbar)	
bei AO/AO		bei Tr/AO	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

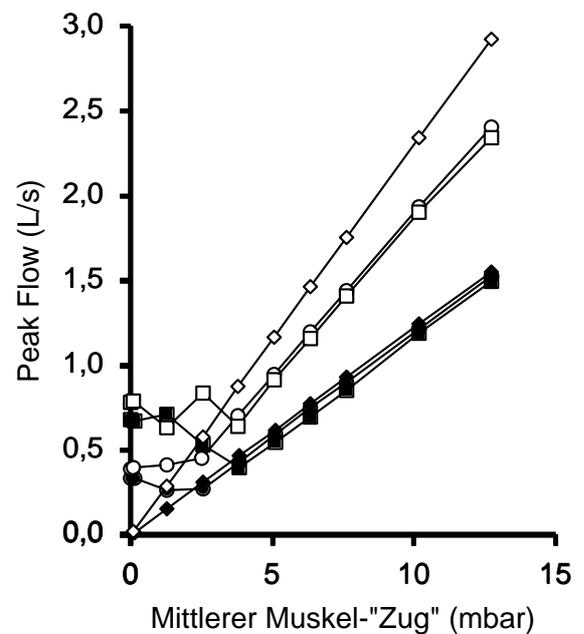


Abb. 3.68: Eine Trachealdruck-Regelung führt zu höheren Spitzenflüssen als eine Atemwegsöffnungsdruck-Regelung.

### **3.6 Vergleich der Gesamtanalysen von BIPAP mit Rampe und NRV**

Der Vergleich von BIPAP mit Rampe und NRV soll an dieser Stelle erstens im Hinblick auf den grundsätzlichen Verlauf der einzelnen Parameter bei ansteigenden Muskeldrücken ("qualitativer Vergleich") und zweitens im Hinblick auf konkrete Zahlenwerte bei vergleichbaren Einstellungen ("quantitativer Vergleich") erfolgen.

#### **3.6.1 Qualitativer Vergleich von BIPAP mit Rampe und NRV**

Bei Betrachtung der einzelnen Parameter im Verlauf der steigenden Patientenaktivitäten ergibt sich eine große Übereinstimmung zwischen BIPAP mit Rampe und NRV. Als wichtigste Übereinstimmungen sind zu nennen: Die Minutenventilation steigt kontinuierlich an und ist um so größer, je höher der Assistenzdruck ausfällt. Der Patient besitzt im Falle von geringeren Assistenzdrücken eine bessere Kontrolle über die Ventilation. Das größte mittlere Hubvolumen ergibt sich bei sehr geringen Muskel- und hohen Assistenzdrücken. Eine verlängerte Muskelanspannungszeit führt zu einer vergrößerten Minutenventilation. Bei Regelung auf den Trachealdruck kommt es zu einer Erhöhung des Atemminutenvolumens. Eine Compliance-Verminderung läßt dem Patienten - verglichen mit einer Resistance-Erhöhung - deutlich mehr "Spielraum" in der Kontrolle der Ventilation.

Im qualitativen Vergleich läßt sich ein wesentlicher Unterschied feststellen: Während bei BIPAP mit Rampe die Phasenumkehr ein größeres Atemminutenvolumen bewirkt, verhält es sich bei NRV umgekehrt. Hier führt ein Assistenz-Atemzeitverhältnis von  $T_{Hi}$  zu  $T_{Lo}$  von 1 : 2 zu größerer Minutenventilation.

#### **3.6.2 Quantitativer Vergleich von BIPAP mit Rampe und NRV**

Während bei Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck die Minutenventilation bei BIPAP mit Rampe bei gleichen Muskel- und Assistenzdrücken stets größer ist als bei NRV, ergibt sich bei Trachealdruck-Regelung ein anderes Bild. Zwar liegt auch hier bei niedrigen Muskeldrücken bei NRV ein geringeres Atemminutenvolumen vor, es steigt jedoch bei starken Muskelaktivitäten deutlicher an als bei BIPAP mit Rampe und erreicht beim maximalen simulierten Muskeldruck ungefähr die Werte von BIPAP mit Rampe. Dieses breitere "Spektrum" der Minutenventilation vom minimalen bis zum maximalen Muskeldruck ist ein Beleg dafür, daß die Ventilation bei NRV stärker vom Grad der Patientenaktivität abhängt und der Patient somit mehr Kontrolle über die Ventilation erhält.

Da die Atemfrequenzen bei NRV zwischen 8 und 24 pro Minute liegen, spricht auch hier der Vergleich mit BIPAP mit Rampe (Atemfrequenzen im Bereich von 8 bis 28 pro Minute) für eine bessere Abstimmung der maschinellen Ventilation auf die Patientenaktivitäten.

Sowohl beim Hubvolumen als auch bei der Gesamtarbeit und Maschinen- sowie Patientenarbeit pro Hub, Volumen und Zeit lassen sich keine eindeutigen Aussagen treffen. So führt ein Vergleich der Gesamtarbeit oder der Arbeitsanteile zu vollkommen unterschiedlichen

Ergebnissen, je nachdem ob die NRV-Werte mit den BIPAP-Werten mit halber oder ganzer Rampenzeit verglichen werden. Die Spitzenflüsse variieren zwischen vergleichbaren BIPAP-mit-Rampe- und NRV-Einstellungen je nach Muskeldruck unterschiedlich stark: V.a. bei kleinen Muskeldrücken ist der Peak Flow bei BIPAP mit Rampe größer als bei NRV.

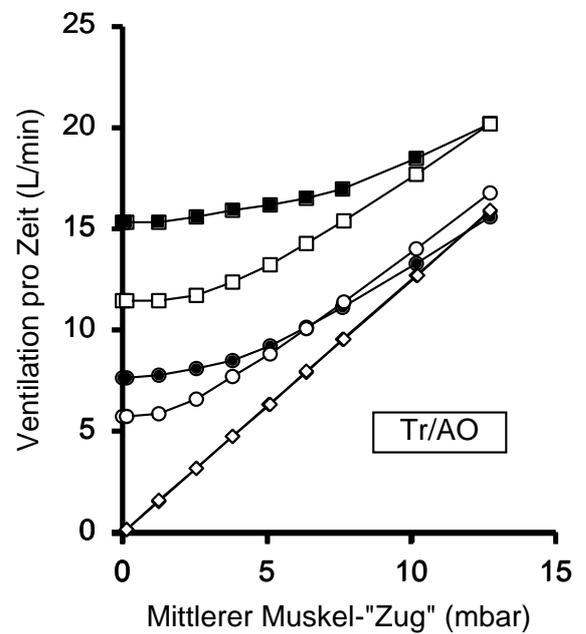
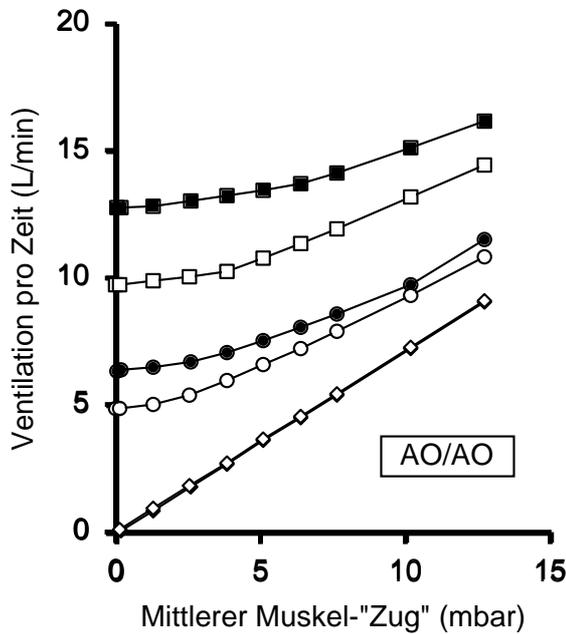


Abb. 3.69: Der Vergleich von BIPAP mit Rampe und NRV bei Atemwegsöffnungsdruck-Regelung ergibt eine größere Minutenventilation bei BIPAP mit Rampe, wobei die Differenz mit zunehmender Patientenaktivität relativ geringer wird. (THi = 2,5 s.)

BIPAP mit Rampe	
PHi (mbar)	
—◆—	0
—●—	10
—■—	20

Abb. 3.70: Bei Gegenüberstellung von BIPAP mit Rampe und NRV bei Trachealdruck-Regelung zeigt sich bei steigender Muskelaktivität eine Annäherung der Atemminutenvolumina von NRV an diejenigen von BIPAP mit Rampe. (THi = 2,5 s.)

NRV	
PHi (mbar)	
—◇—	0
—○—	10
—□—	20

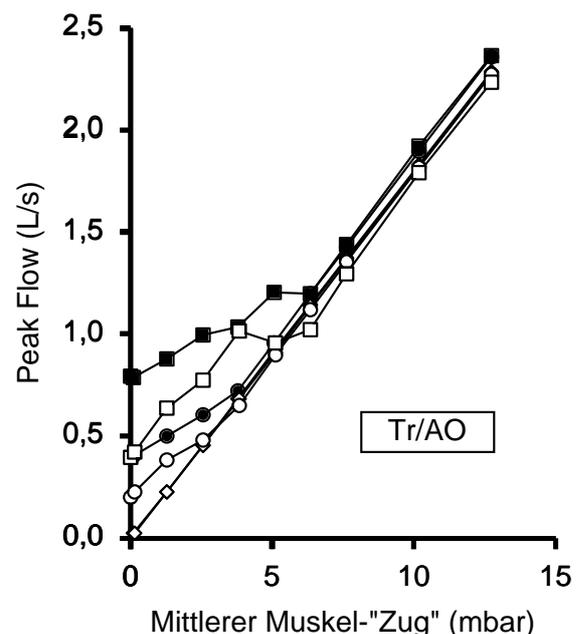
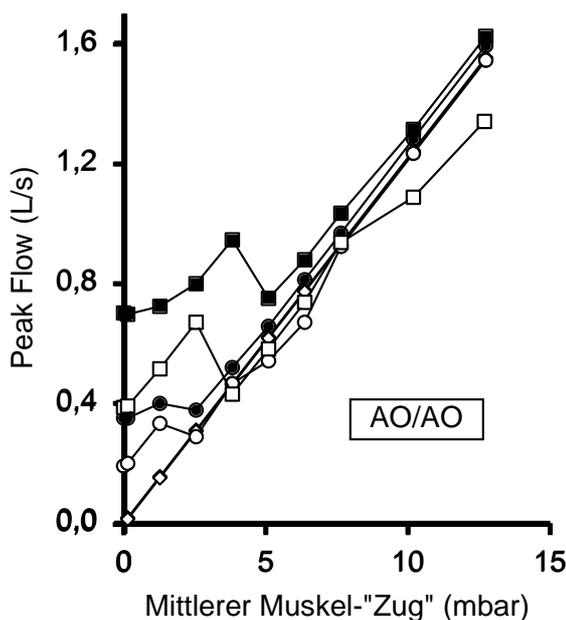


Abb. 3.71: V.a. bei geringen Muskeldrücken sind die Spitzenflüsse bei BIPAP mit Rampe größer als bei NRV. (Werte s. Abb. 3.72.)

Abb. 3.72: Hohe Muskeldrücke ergeben bei beiden Regelungen ähnliche Spitzenflüsse. (THi = 5,0 s; TRamp = 5,0/2; TMus = 1,0 s.)

### 3.7 Besonderheiten der mechanischen Simulation

Wie anfangs bereits erwähnt, sind die Ergebnisse der mechanischen Simulation grundsätzlich vergleichbar mit denen der digitalen Simulation. Sowohl bei BIPAP mit Rampe als auch bei NRV ergeben sich für Minutenventilation, Hubvolumen, Gesamtarbeit, Arbeitsanteil des Patienten, Patienten- und Maschinenarbeit pro Hub, Volumen sowie Zeit charakteristische Grafiken. Allerdings handelt es sich um unterschiedliche absolute Werte, was sich durch die verschiedenen Patienten- und Maschinenvariablen bei digitaler und mechanischer Simulation erklären läßt. Des weiteren weisen die Daten der mechanischen Simulation, wie schon angesprochen, eine größere Streubreite an Werten auf als die Grafiken der digitalen Simulation. Auch bei einer Analyse der Spitzenflüsse ergeben sich die in 3.4.8 und 3.5.7 geschilderten Ergebnisse.

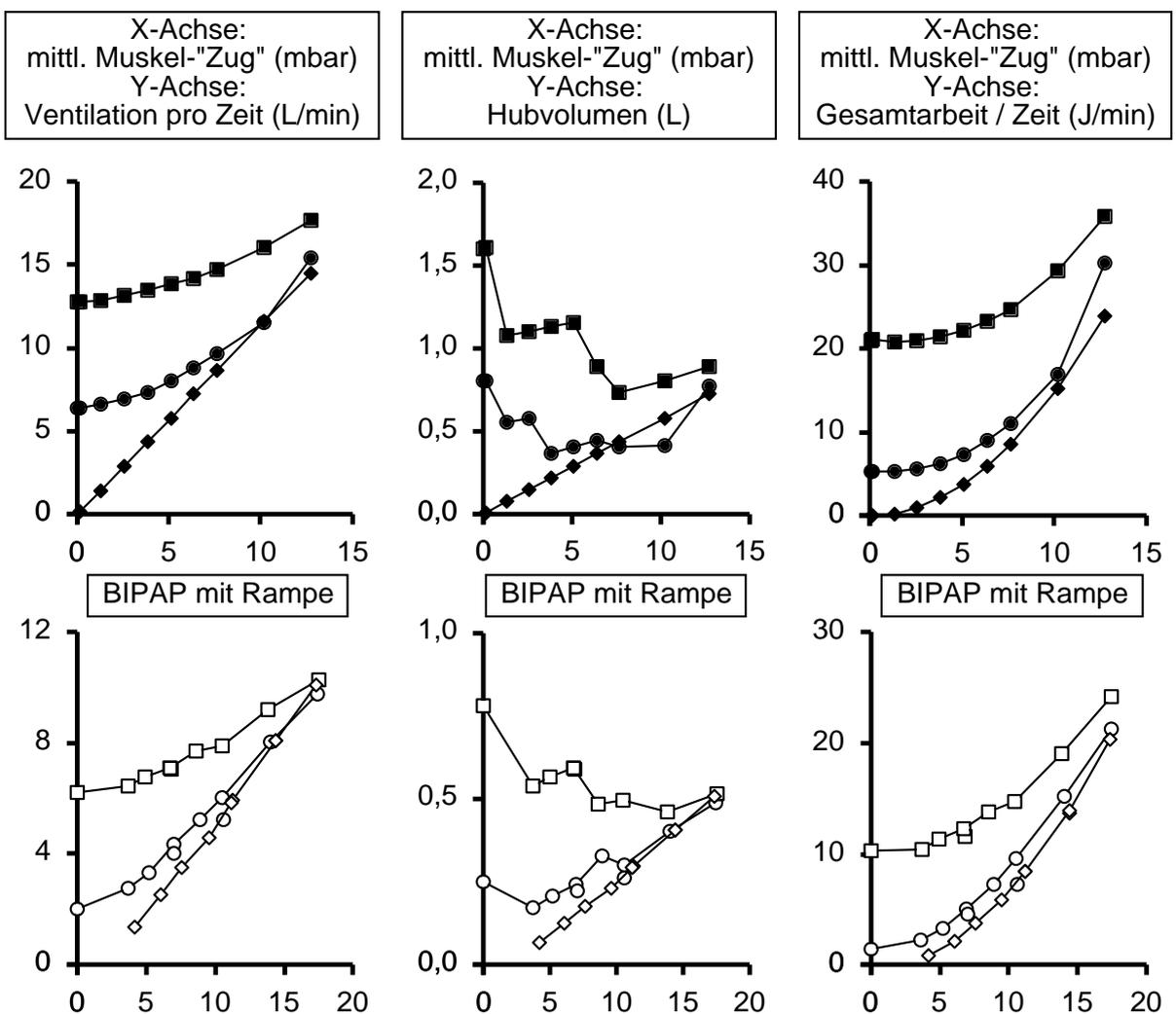


Abb. 3.73 bis 3.78: Die nebenstehenden Grafiken sind Beispiele dafür, daß sich bei mechanischer und digitaler Simulation bei verschiedenen Einstellungen ähnliche und charakteristische Kurvenverläufe ergeben. Dabei divergieren die absoluten Werte aufgrund von unterschiedlichen Patienten- und Maschinenvariablen. (THi = 2,5 s; TRamp = 2,5/2; TMus = 1,0 s.)

dig. Sim.		mech. Sim.	
PHi (mbar)		PHi (mbar)	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

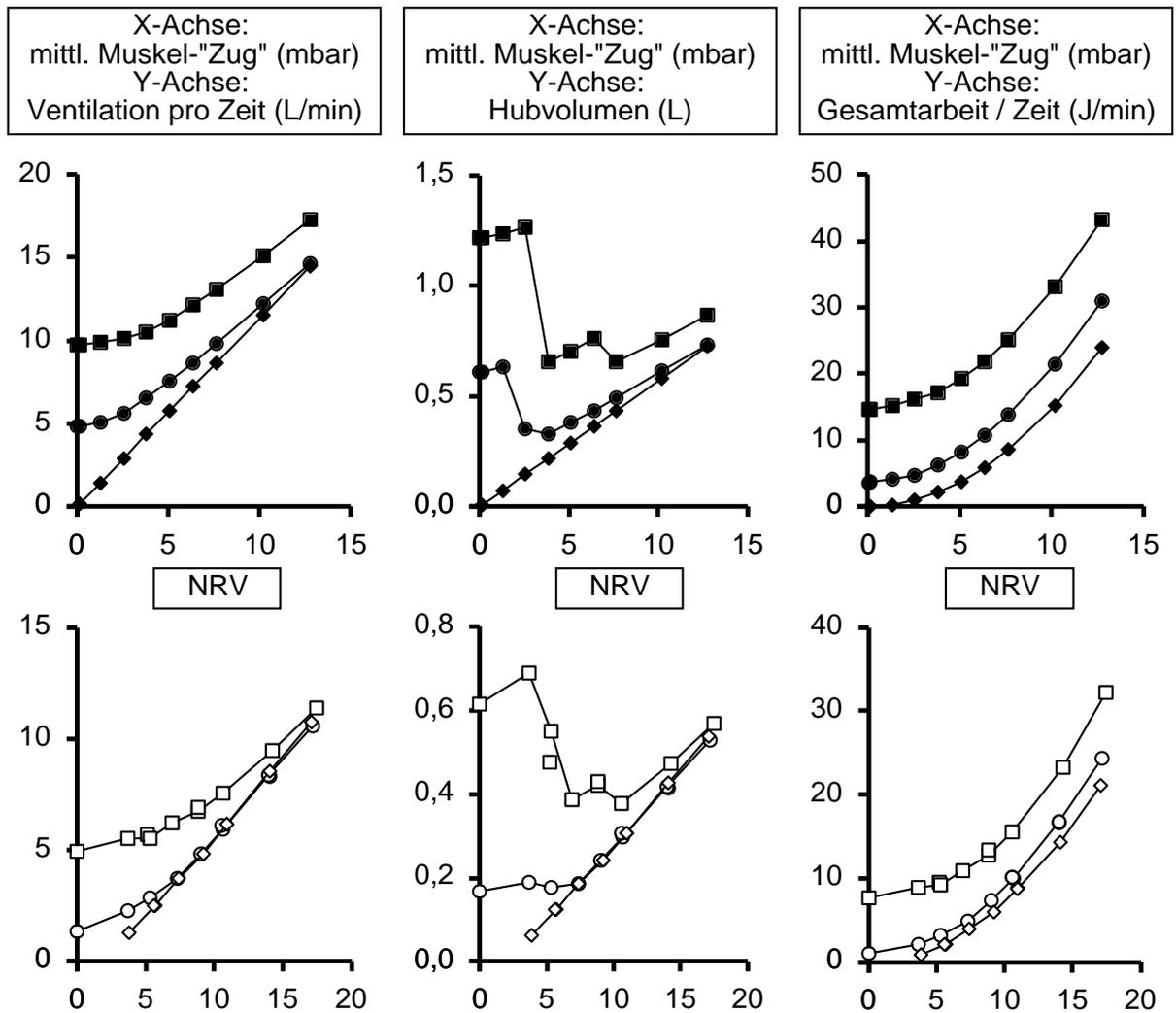
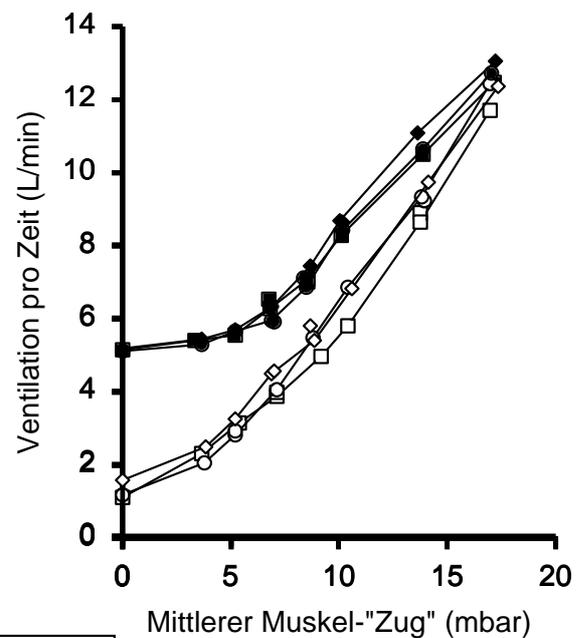


Abb. 3.79 bis 3.84: Die obigen Grafiken sind weitere Beispiele für die grundsätzliche Übereinstimmung von mechanischer und digitaler Simulation im Sinne charakteristischer Grafiken bei unterschiedlichen absoluten Werten durch verschiedene Patienten- und Maschinenvariablen. (THi = 2,5 s; TMus = 1,0 s.)

dig. Sim.		mech. Sim.	
PHi (mbar)		PHi (mbar)	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

Auch die Einstellungen der mechanischen Simulation mit verminderter Compliance und erhöhter Resistance führen zu den gleichen Folgen wie in der digitalen Simulation: Eine vergrößerte Resistance schränkt im Gegensatz zu einer verkleinerten Compliance die Kontrolle des Patienten über die Ventilation stark ein. Die Daten der Resistance-Änderung ergeben sich dabei aus dem Vergleich der Simulation mit dem Doppellumen-Tubus und dem Tubus mit einem Lumen.

Ein interessanter Aspekt bei der mechanischen Simulation ist die Möglichkeit des Vergleichs der Daten von Simulationen mit tatsächlicher Tubuskompensation durch Regelung auf den Trachealdruck (siehe 2.1) und rechnerischer Tubuskompensation durch ATC. Dabei ist im Hinblick auf die Ventilation pro Minute eine große Übereinstimmung festzustellen, während es bei anderen Parametern, wie z.B. der Gesamtarbeit und den Spitzenflüssen, aufgrund von Regelungsunterschieden zu verschiedenen Ergebnissen kommt.



—◇—	Trachealdruck-Regelung, PHi = 10
—◆—	Trachealdruck-Regelung, PHi = 20
—○—	Einzellumen-Tubus mit ATC, PHi = 10
—●—	Einzellumen-Tubus mit ATC, PHi = 20
—□—	Doppellumen-Tubus mit ATC, PHi = 10
—■—	Doppellumen-Tubus mit ATC, PHi = 20

Abb. 3.85: Der Vergleich der Minutenventilation von tatsächlicher Trachealdruck-Regelung und Tubuskompensation (ATC) zeigt sowohl bei Einzellumen- als auch bei Doppellumen-Tubus deutliche Übereinstimmungen.

## 4 Diskussion

### 4.1 Methodenkritik

Um die Auswirkungen bestimmter medizinischer Verfahren zu untersuchen, gibt es drei grundsätzlich verschiedene Möglichkeiten: erstens die rein rechnerische Ermittlung von Daten durch Anwendung theoretischer Modelle, zweitens die Daten-Generierung durch Simulation bestimmter Sachverhalte an technischen (beispielsweise mechanischen) Modellen und drittens die Datengewinnung durch Untersuchung lebender Organismen, v.a. Menschen und Tiere. Jede dieser Möglichkeiten beinhaltet Vor- und Nachteile: Während es sich besonders bei theoretischen, aber auch bei technischen Modellen um Vereinfachungen handelt, bei denen niemals alle komplexen Einflußfaktoren berücksichtigt werden können, ergeben sich bei der Untersuchung lebender Organismen gerade aus dieser Vielfalt an Variablen Probleme bei der Betrachtung der Auswirkungen auf Menschen oder Tiere. Zudem können bei der Untersuchung von Menschen und Tieren - im Gegensatz zu technischen und theoretischen Modellen - oftmals nicht alle interessanten Parameter problemlos erfaßt und die Abläufe beliebig oft wiederholt werden. Aus den genannten Gründen - wobei besonders der letzte, nämlich die vielfache Wiederholung bei jeweils gering veränderten Einstellungen, von Bedeutung ist - wurden in der vorliegenden Arbeit die zu untersuchenden Modifikationen des BIPAP-Beatmungsverfahrens zum einen anhand eines theoretischen Modells mit digitaler Simulation und zum anderen mit Hilfe der Simulation an einem mechanischen Lungenmodell in bezug auf ihre Auswirkungen betrachtet.

Die digitale Simulation (siehe Abschnitt 2.1) beinhaltet folgende Vereinfachungen: Sowohl der Tubuswiderstand als auch die Compliance wurden als linear angenommen, obwohl der Druckabfall über dem ETT genaugenommen exponentiell zunimmt (siehe Abschnitt 1.2.4) und sich die Compliance nur im mittleren Bereich der Ruhedehnungskurve linear verhält. Der Patienten-Muskeldruck wurde als Sinushalbwellenform simuliert, wobei diese Form der physiologischen Wellenform eines wachen Patienten sehr nahe kommt. Durch die Zugrundelegung eines Ein-Kompartiment-Modells konnten keine verschiedenen Kompartments mit unterschiedlicher Zeitkonstante (siehe Abschnitt 4.2.1) analysiert werden. Ungeachtet dieser vereinfachten Annahmen ergeben sich realistische Daten, die durch den Vergleich mit den Ergebnissen der mechanischen Simulation zu belegen sind. Der große Vorteil der durchgeführten digitalen Simulation liegt in der grundsätzlichen Unabhängigkeit von äußeren Einflüssen.

Auch die mechanische Simulation mit einem Ein-Kompartiment-Lungenmodell (siehe Abschnitt 2.2) beinhaltet noch gewisse Vereinfachungen: Durch den Aufbau des Modells ergibt sich ein gemeinsamer Wert für die Compliance von Lunge und Thorax, genauso für die Resistance von Atemwegen und Thorax. Auch hier fanden verschiedene Kompartments mit unterschiedlicher Zeitkonstante keine Berücksichtigung. Im Gegensatz zur digitalen ist bei der mechanischen Simulation anzumerken, daß die Beatmungsgeräte nicht verzögerungsfrei auf

Veränderungen im respiratorischen System reagieren. Da aufgrund von Drucknachschwankungen im Lungenmodell nach Beendigung der Muskelaktivität die Bestimmung eines genauen Zeitpunktes des Inspirationsendes nicht möglich war (obwohl die Inspiration nach Abfall des Muskeldrucks auf Null hätte beendet sein müssen), wurde bei der Auswertung der Daten das Ende der vorgewählten Muskelanspannungszeit als "Abschaltzeitpunkt" definiert. Der Muskeldruck des Patienten wurde durch das angeschlossene Beatmungsgerät in Rechteck-Form simuliert, wobei aus der Tatsache, daß die wirklichen Muskeldrücke lediglich näherungsweise in Rechteck-Form zu simulieren sind, Unterschiede zwischen maximalem und mittlerem Muskeldruck resultieren. Zwar wurde - wie bereits erwähnt - die mechanische Simulation mit einer im Vergleich zur digitalen Simulation verminderten Compliance durchgeführt, da jedoch die Atemwege bei der mechanischen Simulation eine größere Resistance aufwiesen, hatte die sich ergebende Zeitkonstante in etwa den gleichen Wert. Im mechanischen Modell wurden die Zustände mit dynamischer Überblähung nicht quantifiziert, da keine absoluten Volumina, sondern lediglich Volumendifferenzen aufgezeichnet wurden. Die Zustände mit dynamischer Überblähung wären aufgrund von Hubschwankungen auch nicht exakt reproduzierbar und somit für die Analyse nicht verwertbar gewesen. Deshalb beschränken sich die Erkenntnisse bezüglich der dynamischen Hyperinflation auf die digitale Simulation.

Putensen et al. verwendeten in einer 1994 veröffentlichten Studie einen ähnlichen Aufbau des mechanischen Modells [30]. In der Diskussion dieser Studie sprechen die Autoren zwar einerseits von Limitierungen solcher mechanischer Modelle, z.B. aufgrund von fehlenden Reaktionen "des Organismus" auf externe mechanische Ventilations-Stimuli, andererseits haben solche Modelle ihrer Meinung nach aber auch ihre Berechtigung, da beispielsweise die Kraft der Spontanatmung nicht direkt in vivo gemessen, jedoch sehr einfach in mechanischen Modellen geschätzt werden kann. Dabei sind die absoluten Werte des Muskeldrucks nicht unbedingt ganz exakt zu beurteilen, wohl aber die Änderungen des Muskeldrucks.

## 4.2 Diskussion der Ergebnisse

### 4.2.1 Diskussion der in Kapitel 3 aufgeführten Ergebnisse

Als grundsätzliche Ergebnisse, die sich aus allen simulierten Einstellungen sowohl im Modus BIPAP mit Rampe als auch im NRV-Modus ableiten lassen, sollen an dieser Stelle nochmals folgende Resultate erwähnt werden: Steigende Muskeldrücke, höhere Assistenzdrücke, längere Muskelanspannungszeiten und ein Assistenzzeitverhältnis mit Überwiegen des hohen gegenüber dem niedrigen Assistenzdruck-Niveau führen zu größeren Atemminutenvolumina sowie einer gesteigerten Gesamtarbeit. Bei Einstellungen von BIPAP mit Rampe führt die Verlängerung der Rampenzeit von der halben auf die gesamte Zeit des oberen Druckniveaus zu einer Verminderung der Minutenventilation und einer Abnahme der Hubvolumina sowie einer geringeren Gesamtarbeit. Aus der Zunahme des Muskeldrucks resultiert zusätzlich ein (teilweise) schnellerer Anstieg der Atemfrequenzen, während bei höheren Assistenzdrücken (aber gleicher Muskelaktivität) geringere Atemfrequenzen als Ausdruck einer schlechteren "Durchsetzungsmöglichkeit" des Patienten ermittelt wurden. Bei Regelung auf den Trachealdruck verglichen mit der Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck ergeben sich ein größeres Atemminutenvolumen, erhöhte Hubvolumina und eine vermehrte Gesamtarbeit. Aus der Erhöhung der Resistance und der Verringerung der Compliance resultieren eine verminderte Minutenventilation, ein verkleinertes Hubvolumen sowie eine verringerte Gesamtarbeit.

Die obigen Ergebnisse lassen sich damit erklären, daß eine Vergrößerung des Mitteldrucks über die Zeit zu einer vermehrten Gesamtarbeit (Atemarbeit = Druck \* Volumen) und einem erhöhten Atemzeitvolumen führt. Zu einer Vergrößerung des Mitteldrucks können sowohl eine Zunahme der "Maschinenaktivitäten" (u.a. Assistenzdruck-Erhöhung, vergrößertes

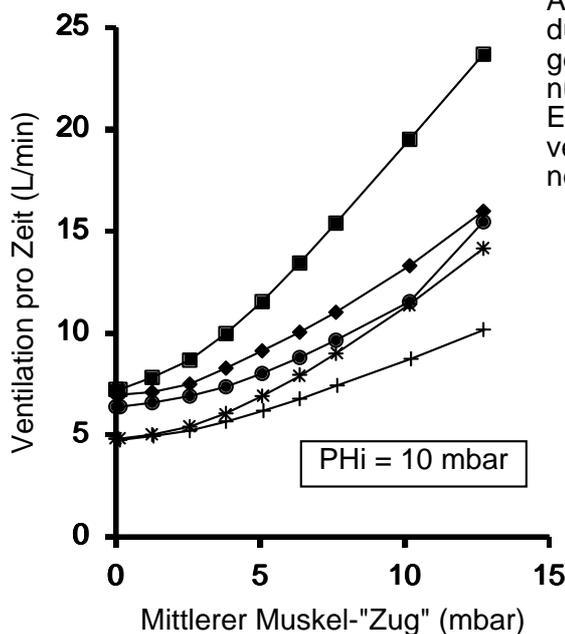


Abb. 4.1: Am Beispiel von Einstellungen im Modus BIPAP mit Rampe soll diese Abbildung zeigen, daß eine Verlängerung der Muskelanspannungszeit, eine Halbierung der Rampenzeit, eine Erhöhung der Zeit des oberen Assistenzdruck-Niveaus sowie die Trachealdruck-Regelung zu einer Vergrößerung des Minutenvolumens führen.

—+—	AO/AO; TMus = 0,5; THi = 2,5; TRamp = 2,5/1
—*—	AO/AO; TMus = 1,0; THi = 2,5; TRamp = 2,5/1
—●—	AO/AO; TMus = 1,0; THi = 2,5; TRamp = 2,5/2
—◆—	AO/AO; TMus = 1,0; THi = 5,0; TRamp = 5,0/2
—■—	Tr/AO; TMus = 1,0; THi = 5,0; TRamp = 5,0/2

THi:TLo-Verhältnis, halbe statt ganzer Rampenzeit, Tracheal- statt Atemwegsöffnungsdruck-Regelung) als auch der Patientenaktivitäten (Muskeldruck-Vermehrung, Muskelanspannungszeit-Verlängerung) beitragen. Die Durchsetzungsmöglichkeit des Patienten gegenüber dem Respirator, sichtbar beispielsweise an einem Erreichen von höheren Atemfrequenzen schon bei geringen Muskeldrücken, richtet sich v.a. nach dem Arbeitsanteil des Patienten an der Gesamtarbeit: Ein geringerer Patienten-Arbeitsanteil, wie er beispielsweise bei niedrigen Muskel- und hohen Assistenzdrücken sowie bei kurzer Muskelanspannungszeit zu finden ist, geht in der Regel mit einer verminderten Kontrolle des Patienten über die Ventilation (siehe Abschnitt 4.2.2.1) einher. Eine Ausnahme bildet dabei der Fall der Trachealdruck-Regelung, bei der trotz eines geringen Patienten-Arbeitsanteils eine gute "Durchsetzbarkeit" des Patienten gegeben ist.

Bei der Regelung auf den Trachealdruck bzw. der automatischen Tubuskompensation als deren rechnerische Entsprechung kommt es zu einer Verlagerung von Arbeitsanteilen des Patienten auf die Maschine und damit neben den erhöhten Hub- und Atemminutenvolumina auch zu einer gesteigerten Maschinenarbeit sowohl pro Minute als auch pro Hub. Aufgrund der gleichbleibenden Muskeldrücke des Patienten, von denen nun keine Arbeit mehr zur Überwindung des Strömungswiderstandes am Tubus beigesteuert werden muß, ist die Ventilation eines größeren Atemminutenvolumens möglich. Damit steigt auch die Patientenarbeit als Produkt aus Druck und Volumen an. Daraus wiederum ergibt sich eine deutlich vergrößerte Gesamtarbeit. Insgesamt gilt für die Regelung auf den Trachealdruck, daß dem Vorteil einer besseren Patientenkontrolle sowie einer Entlastung des Patienten als Nachteil höhere Spitzenflüsse gegenüberstehen (siehe Abschnitt 4.2.2.3).

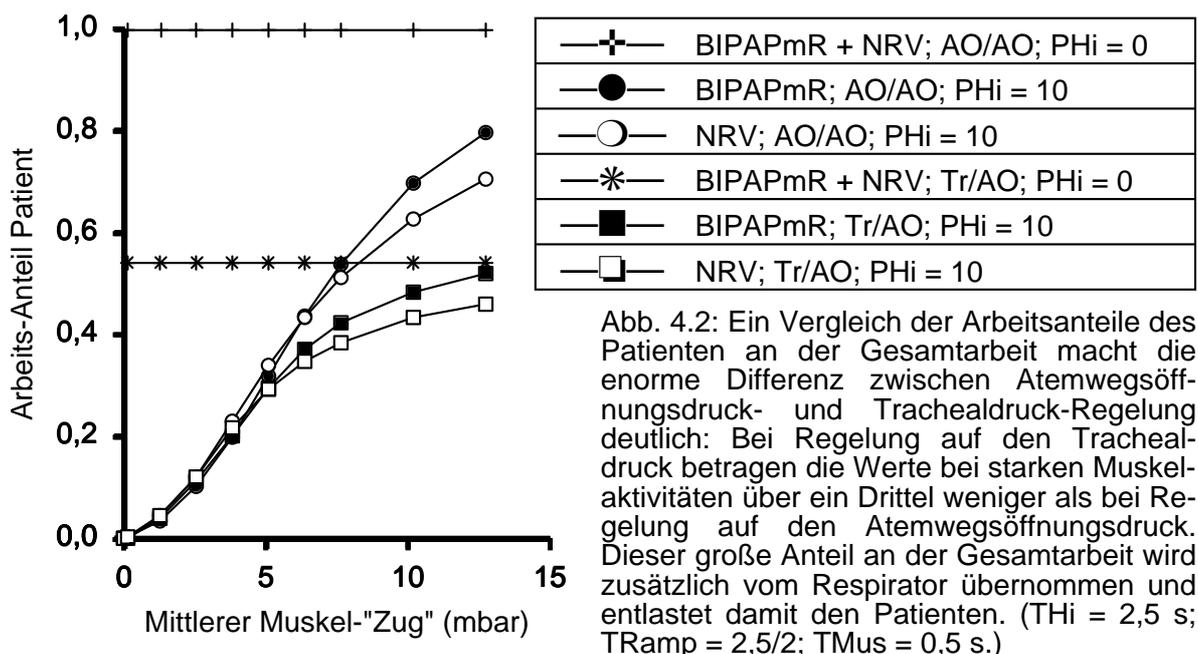


Abb. 4.2: Ein Vergleich der Arbeitsanteile des Patienten an der Gesamtarbeit macht die enorme Differenz zwischen Atemwegsöffnungsdruck- und Trachealdruck-Regelung deutlich: Bei Regelung auf den Trachealdruck betragen die Werte bei starken Muskelaktivitäten über ein Drittel weniger als bei Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck. Dieser große Anteil an der Gesamtarbeit wird zusätzlich vom Respirator übernommen und entlastet damit den Patienten. (THi = 2,5 s; TRamp = 2,5/2; TMus = 0,5 s.)

In allen Simulationen mit Resistance-Erhöpfung oder Compliance-Verminderung ist eine Abnahme der Minutenventilation und des durchschnittlichen Hubvolumens zu beobachten, wobei die Compliance-Änderung dem Patienten mehr Kontrolle über die Atemaktivitäten erlaubt als eine Resistance-Änderung gleichen Ausmaßes. Diese Ergebnisse der Simulation mit erhöhter Resistance und verringerter Compliance lassen sich mit dem Verhalten der Zeitkonstanten erklären. Die Zeitkonstante  $\tau$  ergibt sich aus dem Produkt von Resistance und Compliance ( $\tau = R * C$ ). Sie bestimmt, wie schnell die Lunge (im vorliegenden Fall das Ein-Kompartiment-Modell) auf eine Druckänderung reagieren kann und ist somit ein Maß für die Füll- bzw. Entleerungsgeschwindigkeit eines Lungenkompartiments bzw. der Lunge (im Falle eines Ein-Kompartiment-Modells). In der Regel gilt, daß nach einer Zeitdauer, die das Drei- bis Fünffache der Zeitkonstanten beträgt, der Flow wieder auf Null gesunken ist und sich atmosphärischer und intrapulmonaler Druck angeglichen haben. Eine Resistance-Vergrößerung führt aufgrund der Erhöhung der Zeitkonstanten dazu, daß das respiratorische System "langsamer" wird, d.h. eine längere Zeit für die Reaktion auf eine Druckänderung erforderlich ist. Demgegenüber ergibt sich bei Compliance-Verminderung durch Verringerung der Zeitkonstanten eine "Beschleunigung" des respiratorischen Systems, welches somit rascher auf eine Druckänderung zu reagieren vermag. Aus der schnelleren Angleichung des tatsächlichen Lungenvolumens an das Relaxationsvolumen resultiert die bessere Kontrolle des Patienten über die Ventilation. Die genannten Veränderungen der Zeitkonstanten bei Compliance-Verminderung und Resistance-Erhöpfung erklären auch die in den Absätzen 3.4.7 und 3.5.6 erwähnten Beobachtungen, daß eine Compliance-Halbierung verglichen mit einer Resistance-Verdoppelung zu größeren Atemminutenvolumina sowie höheren Atemfrequenzen (bei gleichem Muskeldruck) führt.

Die "Beschleunigung" des respiratorischen Systems hat nicht nur den Vorteil einer Verringerung der Inspirationszeit, sondern sie führt auch dazu, daß das Relaxationsvolumen schneller erreicht wird, und hilft somit, eine dynamische Überblähung zu vermeiden (siehe Abschnitt 4.2.2.4). Eine theoretisch mögliche Verminderung der Compliance ist in der Praxis nicht sinnvoll.

Demgegenüber läßt sich eine Verringerung der Resistance sehr wohl auch in der Praxis durchführen. Bei Vergleich von vergrößerter Resistance mit "normaler" Resistance der Basiseinstellung werden die beschriebenen Effekte deutlich: Bei geringerer Resistance liegt aufgrund der geringeren Zeitkonstanten ein "schnelleres" respiratorisches System vor. Dieses "beschleunigte" System läßt sich u.a. ablesen an einer Verringerung der Volumenminima, die den Schluß auf eine Verkleinerung der dynamischen Überblähung zuläßt (siehe Abschnitt 4.2.2.4). Diesem Vorteil der Resistance-Verringerung steht als Nachteil eine Vergrößerung der Spitzenflüsse gegenüber.

Eine vielversprechende praktische Umsetzung der Verringerung der Resistance ist beispielsweise erreichbar durch ein Ausschalten des zusätzlichen Widerstands am Endotrachealtubus, entweder durch direkte tracheale Regelung, wie in der mechanischen Simulation durchge-

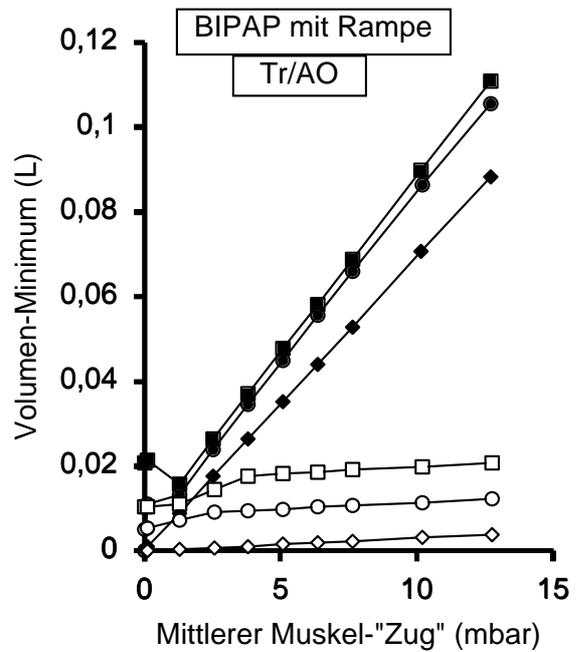
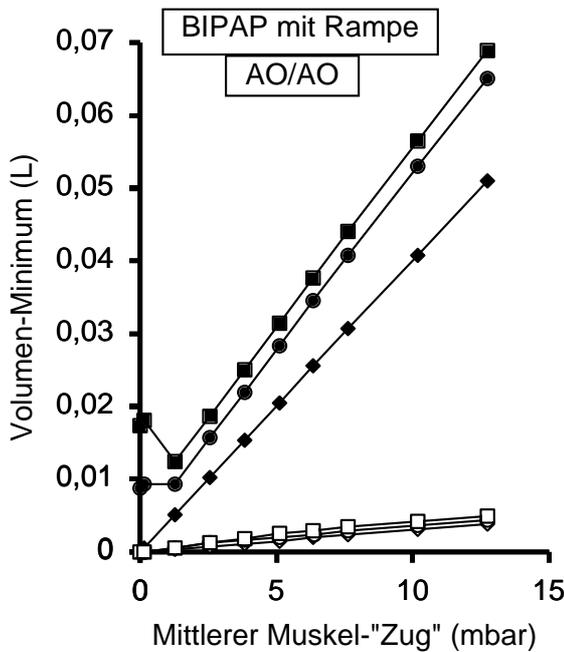


Abb. 4.3: An den Volumenminima als Ausdruck der dynamischen Überblähung (siehe Abschnitt 4.2.2.4) dieser vergleichbaren Einstellung des Modus BIPAP mit Rampe mit Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck wird deutlich, daß eine verminderte Compliance und die damit einhergehende Beschleunigung des respiratorischen Systems zu einer Verringerung der dynamischen Überblähung führt. (THi = 2,5 s; TRamp = 2,5/2.)

Abb. 4.4: Auch bei diesen vergleichbaren BIPAP-mit-Rampe-Einstellungen mit Regelung auf den Trachealdruck führt eine Verminderung der Compliance zu einer deutlichen Verkleinerung der Volumenminima. Diese geringeren Volumenminima lassen sich als eine Verminderung der dynamischen Hyperinflation interpretieren. (THi = 2,5 s; TRamp = 2,5/2.)

PHi (mbar)		PHi (mbar)	
Basiseinstellung		verminderte C	
—◆—	0	—◇—	0
—●—	10	—○—	10
—■—	20	—□—	20

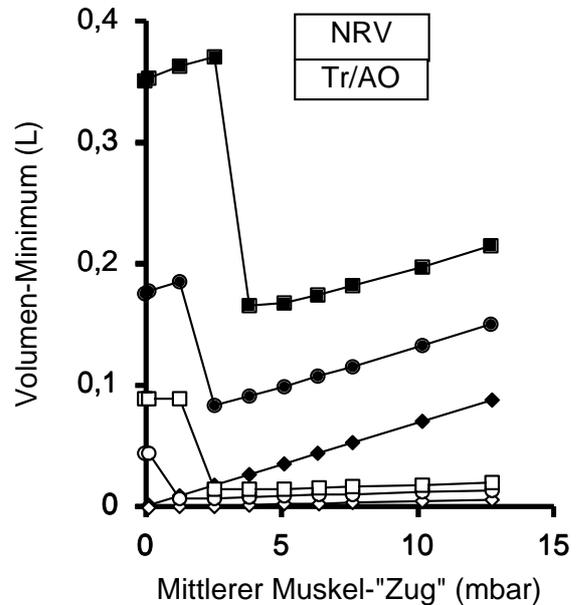
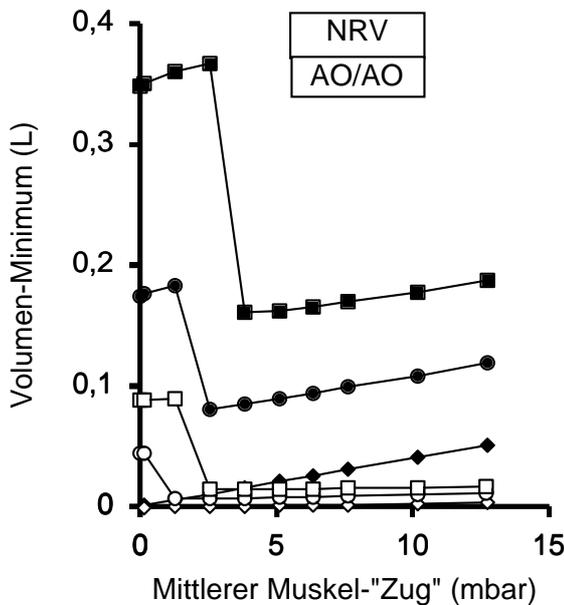


Abb. 4.5: Ebenso wie bei BIPAP mit Rampe führt eine verminderte Compliance auch bei NRV bei Atemwegsöffnungsdruck-Regelung und vergleichbaren Einstellungen zu geringeren Volumenminima, von denen auf eine Verkleinerung der dynamischen Überblähung geschlossen werden kann.

Abb. 4.6: Auch bei Trachealdruck-Regelung im NRV-Modus ergeben sich durch die Verminderung der Compliance kleinere Volumenminima. Aus dieser Volumenminimum-Verringerung läßt sich in bezug auf die dynamische Hyperinflation eine Verbesserung der Patientenbedingungen ableiten.

führt, oder durch indirekte tracheale Regelung im Sinne der ATC (siehe Abschnitt 1.2.4).

Für diese indirekte Methode der automatischen Tubuskompensation wurden bisher mehrfach folgende Effekte beschrieben: ATC führt neben einer deutlichen Verringerung der Atemarbeit auch zu einer Verkürzung der expiratorischen Zeitkonstanten sowie zu verminderter dynamischer Hyperinflation [2, 14, 25, 26].

Allerdings ergaben die verschiedenen Simulationen mit und ohne Trachealdruck-Regelung ein anderes Bild. Aus den vorliegenden Ergebnissen läßt sich ablesen, daß die Trachealdruck-Regelung im Vergleich zur Atemwegsöffnungsdruck-Regelung nicht zu einer Verringerung der Volumenminima - als Anhaltspunkt für eine dynamische Überblähung - führt. Das ist folgendermaßen zu erklären: Da es sich in den Simulationen dieser Arbeit (wie bereits in Abschnitt 3.2.3 erwähnt) um eine Regelung auf den Trachealdruck in der digitalen bzw. eine ATC in der mechanischen Simulation nur während der Inspiration handelt, existiert während der Expiration keine Unterstützung der Ausatembemühungen. Somit liegt also nur in den Inspirationsphasen, nicht aber während der Expiration, eine Verminderung der Resistance vor. Daraus folgt, daß es bei Trachealdruck-Regelung zu keiner expiratorischen Beschleunigung der Respiration kommt und sich also keine verminderten Volumenminima ergeben.

Ein weiteres - vordergründig überraschendes - Ergebnis ist die in den meisten Fällen vergrößerte Patientenarbeit pro Zeit, pro Volumen und pro Hub bei Anwendung von ATC in der mechanischen Simulation. Auch in der digitalen Simulation konnte bei der direkten Methode der Regelung auf den Trachealdruck im Vergleich zur Atemwegsöffnungsdruck-Regelung neben dem Fehlen der Verringerung der Atemarbeit des Patienten (siehe Abschnitt 3.4.6 und 3.5.5) eine erhöhte Patientenarbeit, und zwar sowohl pro Volumen als auch pro Hub und pro Zeit, nachgewiesen werden. Diese Ergebnisse lassen sich folgendermaßen erklären: Aus der Trachealdruck-Regelung bzw. ATC-Anwendung resultiert eine größere "Patientenselbstbestimmung" über die Atmung. Dadurch kommt es zu einer zunehmenden Verlagerung der geleisteten Arbeit von Phasen, in denen der Patient passiv und nur der Respirator aktiv ist, zu Phasen, in denen Patient und Maschine aktiv sind. Somit wird auch dem Patienten mehr Arbeit "zugerechnet", und folglich erhöht sich die Patientenarbeit. Dies stellt jedoch keine zusätzliche Belastung des Patienten dar, weil sich die Muskelanspannung nicht ändert.

Als eine mögliche praktische Umsetzung der direkten Methode der Regelung auf den Trachealdruck wurde in der mechanischen Simulation ein spezieller Tubus verwendet (siehe Abschnitt 2.2). Dabei handelt es sich um einen zweilumigen Tubus mit einem getrennten Verlauf von In- und Expirationsschenkel bis zum Ende des ETT, wodurch sich gewissermaßen eine Verlagerung des Y-Stücks in die Trachea ergibt. Dadurch wird aufgrund der virtuellen Elimination des Endotrachealtubus eine direkte Regelung auf den Trachealdruck möglich. Ein Vergleich der Ergebnisse dieser direkten mit der indirekten Methode der ATC

ergab fast identische Resultate als Nachweis der tatsächlichen Übereinstimmung beider Verfahren (siehe Abschnitt 3.7).

Ein großer Unterschied zwischen BIPAP mit Rampe und NRV ist jedoch in bezug auf das Zeitverhältnis der Assistenzdruck-Niveaus bzw. das Zeitverhältnis von Assistenzdruck-Anstieg und -Abnahme festzustellen. Bei BIPAP mit Rampe ergibt eine Phasenumkehr, also ein Verhältnis von  $T_{Hi}$  zu  $T_{Lo}$  von 2 : 1, aufgrund des erhöhten Mitteldruckes eine größere Minutenventilation, ein erhöhtes mittleres Hubvolumen und eine deutlich vergrößerte Gesamtarbeit. Demgegenüber besteht bei NRV bei einem Verhältnis von Assistenzdruck-Anstiegs- zu Assistenzdruck-Abnahme-Zeit von 1 : 2 im Vergleich zu einem umgekehrten Verhältnis eine Erhöhung der Minutenventilation und eine leicht vergrößerte Gesamtarbeit (siehe Abschnitt 3.4.4 und 3.5.4). Als Erklärung für dieses andere Ergebnis bei NRV läßt sich folgendes anführen: Aus dem zufälligen "Zusammenspiel" von Patienten- und Maschinenaktivitäten resultiert ein unterschiedlicher maschineller Mitteldruck zwischen den Assistenzdruck-Zeitverhältnissen aufgrund der willkürlich gewählten Zeitpunkte des jeweiligen Aktivitätsbeginns bei den durchgeführten Simulationen. So liegt der Mitteldruck bei einem Verhältnis von  $T_{Hi}$  zu  $T_{Lo}$  von 1 : 2 über dem mittleren Druck bei umgekehrtem Verhältnis. Durch diese Mitteldruckdifferenz ergeben sich die angeführten Unterschiede beim Atemminutenvolumen und der Gesamtarbeit.

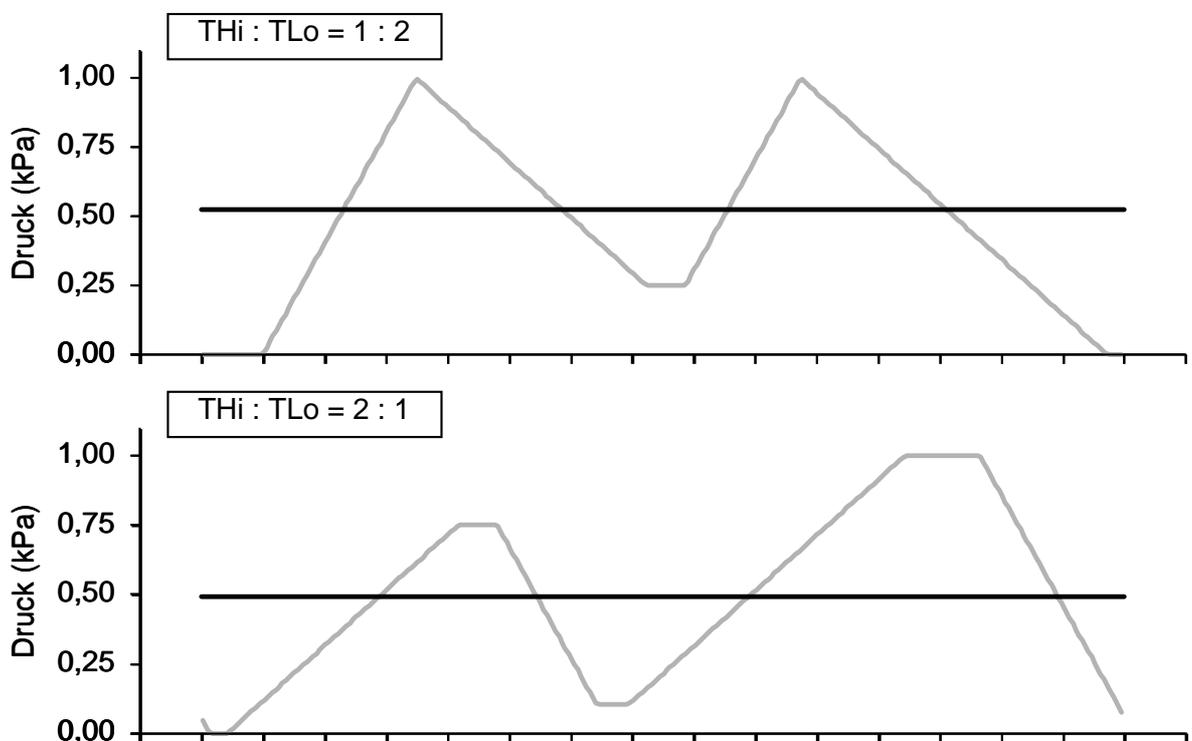


Abb. 4.7 und 4.8: Die Abbildungen erklären anschaulich die Differenzen bei NRV in der Minutenventilation, Gesamtarbeit etc. bei unterschiedlichem Assistenzdruck-Zeitverhältnis: Ein Verhältnis von  $T_{Hi}$  zu  $T_{Lo}$  von 1 : 2 hat einen größeren Mitteldruck zur Folge als das umgekehrte  $T_{Hi}:T_{Lo}$ -Verhältnis. Diese Mitteldruck-Differenzen sind Folge der willkürlich gewählten Zeitpunkte des Beginns von Patienten- und Maschinenaktivitäten. ( $P_{Hi} = 10 \text{ mbar} = 1 \text{ kPa}$ ;  $T_{Hi}:T_{Lo} = 2,5 \text{ s} : 5,0 \text{ s}$  bzw.  $5,0 \text{ s} : 2,5 \text{ s}$ ;  $T_{Mus} = 1,0 \text{ s}$ ;  $AO/AO$ .)

## 4.2.2 Diskussion weiterer wichtiger Parameter

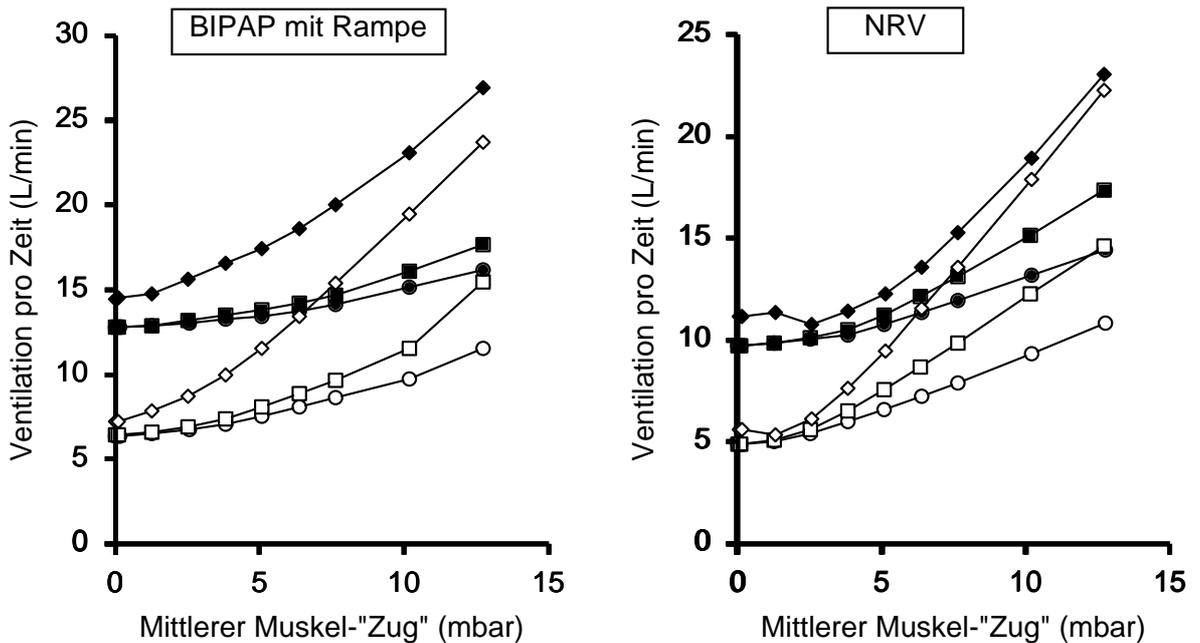
Zur Beurteilung der untersuchten Beatmungsformen BIPAP mit Rampe und NRV sollen zusätzlich zu den bereits erwähnten noch weitere Aspekte diskutiert werden. Dazu werden im folgenden fünf Punkte näher betrachtet: erstens die Patientenkontrolle über die Ventilation, zweitens die garantierte Mindestventilation (bei fehlenden oder geringen Spontanaktivitäten), drittens die Spitzenflüsse, viertens Zustände mit dynamischer Überblähung und fünftens der Beatmungskomfort für den Patienten.

### 4.2.2.1 Patientenkontrolle über die Ventilation

Die Patientenkontrolle über die Ventilation ist deshalb von Bedeutung, weil das Beatmungsverfahren möglichst physiologisch sein sollte. Dies beinhaltet auch, daß der Patient mit seinen Spontanaktivitäten die Quantität der Ventilation - meßbar beispielsweise als Atemminutenvolumen - steuern können soll. Wünschenswert ist also die "Selbstbestimmung" des Patienten, d.h. zunehmende Muskelaktivitäten sollen auch zu einer Steigerung der Ventilation führen, und der Patient soll sich mit seinen Spontanaktivitäten möglichst leicht gegen die Aktivitäten des Respirators durchsetzen können. Diese Patientenkontrolle über die Ventilation spiegelt sich v.a. in dem "Spektrum" des Atemminutenvolumens wider: Ein großes "Spektrum" der Minutenventilation, also eine deutliche Zunahme der Ventilation pro Zeit bei steigenden Patientenaktivitäten und somit auch eine große Differenz zwischen den Atemminutenvolumina bei einem Muskeldruck von 0 mbar und von 20 mbar, bedeutet eine bessere Kontrolle des Patienten über die Ventilation als ein geringes "Spektrum".

Ein weiterer Parameter, der einen Rückschluß auf die Durchsetzungsfähigkeit des Patienten zuläßt, ist die Atemfrequenz. Allerdings sagen die Atemfrequenzen nichts über die Effektivität der Ventilation aus. Diese Effektivität hängt neben dem Tidalvolumen auch vom Zeitpunkt der Atemaktivität des Patienten in bezug auf die Respiratortätigkeit ab. Da aber nur die effektiven Atemzüge von Belang sind, kann die Atemfrequenz nur am Rande als Maßstab für die Patientenkontrolle angesehen werden.

Unter Beachtung der eben genannten Kriterien läßt sich folgendes feststellen: Steigende Muskeldrücke, längere Muskelanspannungszeiten und Trachealdruck- statt Atemwegsöffnungsdruck-Regelung führen zu einer größeren Patientenkontrolle. Demgegenüber bedeuten ein höheres Assistenzdruck-Niveau sowie die Erhöhung der Resistance eine geringere "Selbstbestimmung" des Patienten. Im NRV-Modus ist die Kontrolle des Patienten grundsätzlich besser als bei BIPAP mit Rampe; dies gilt für alle vergleichbaren Einstellungen. Während bei BIPAP mit Rampe die Phasenumkehr, also ein Verhältnis von  $TH_i$  zu  $TLo$  von 2 : 1 verglichen mit einem umgekehrten Verhältnis von  $TH_i$  zu  $TLo$  von 1 : 2, mehr Patientenkontrolle ermöglicht, ergibt sich bei NRV ein entgegengesetztes Bild: Hier besitzt der Patient mehr "Selbstbestimmung" bei einem Verhältnis von Assistenzdruck-Anstiegs- zu Assistenzdruck-Abnahme-Zeit von 1 : 2 im Vergleich zu einem umgekehrten Verhältnis.

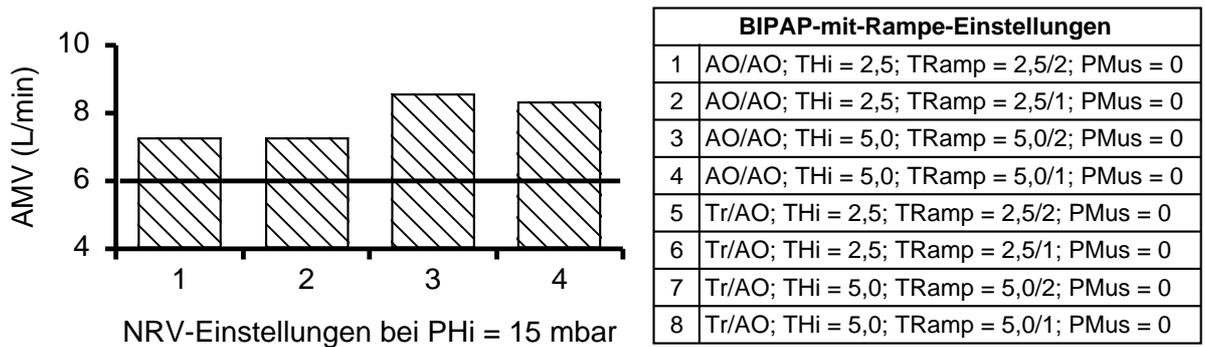
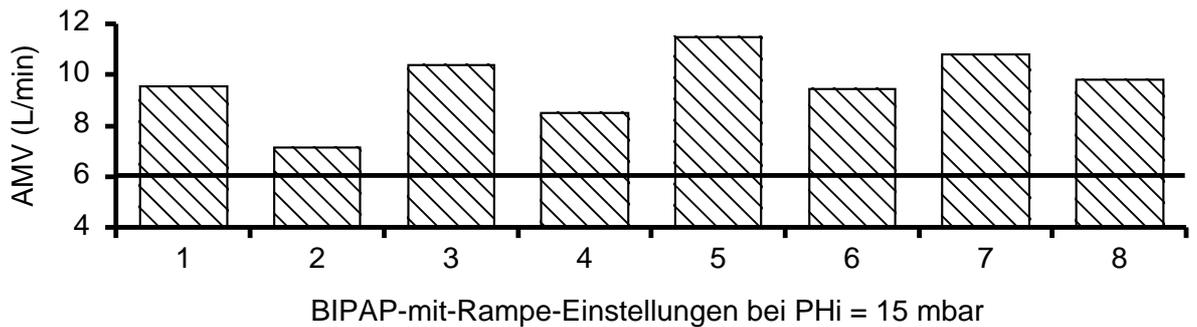


—○—	AO/AO; THi = 2,5; TMus = 0,5; PHi = 10
—●—	AO/AO; THi = 2,5; TMus = 0,5; PHi = 20
—□—	AO/AO; THi = 2,5; TMus = 1,0; PHi = 10
—■—	AO/AO; THi = 2,5; TMus = 1,0; PHi = 20
—◇—	Tr/AO; THi = 2,5; TMus = 1,0; PHi = 10
—◆—	Tr/AO; THi = 2,5; TMus = 1,0; PHi = 20

Abb. 4.9 und 4.10: Die Verlängerung der Muskelanspannungszeit und die Trachealdruck-Regelung tragen wesentlich zu einem vergrößerten "Spektrum" der Ventilation als Anhaltspunkt für die Kontrolle des Patienten über die Ventilation bei. Deutlich sichtbar ist die bei NRV größere Patientenkontrolle über die Ventilation gegenüber BIPAP mit Rampe.

#### 4.2.2.2 Mindestventilation

Die garantierte Mindestventilation ist insofern von Belang, als bei fehlender oder geringer Spontanatmung ein ausreichendes Beatmungsvolumen sichergestellt sein sollte. Der Normwert des Atemminutenvolumens beträgt beim Erwachsenen ca. 80 ml pro kg Körpergewicht pro Minute [20]. Die daraus resultierende Minutenventilation beim durchschnittlich schweren Erwachsenen (75 kg) von 6 l/min wird bei BIPAP mit Rampe sowohl in den digitalen als auch in den mechanischen Simulationen mit normaler Resistance und Compliance bei einem Assistenzdruck von mindestens 15 mbar in allen Einstellungen überschritten. In der Computersimulation genügt bei relativ geringen Muskelaktivitäten von 8 mbar oder mehr bereits ein Assistenzdruck von 10 mbar, um dieses Atemvolumen zu erreichen. Auch bei NRV reicht in der digital und mechanisch simulierten Basiseinstellung ein Assistenzdruck von 15 mbar aus, um selbst ohne Muskelaktivitäten des Patienten stets eine höhere Minutenventilation als 6 l/min zu erzielen. Im Computermodell ist ebenfalls schon bei einem Muskeldruck von mindestens 6 mbar bei vorliegendem Assistenzdruck von 10 mbar oder mehr die Mindestventilation sichergestellt.



BIPAP-mit-Rampe-Einstellungen	
1	AO/AO; THi = 2,5; TRamp = 2,5/2; PMus = 0
2	AO/AO; THi = 2,5; TRamp = 2,5/1; PMus = 0
3	AO/AO; THi = 5,0; TRamp = 5,0/2; PMus = 0
4	AO/AO; THi = 5,0; TRamp = 5,0/1; PMus = 0
5	Tr/AO; THi = 2,5; TRamp = 2,5/2; PMus = 0
6	Tr/AO; THi = 2,5; TRamp = 2,5/1; PMus = 0
7	Tr/AO; THi = 5,0; TRamp = 5,0/2; PMus = 0
8	Tr/AO; THi = 5,0; TRamp = 5,0/1; PMus = 0

Abb. 4.11 und 4.12: Diese Abbildungen belegen, daß in sämtlichen Simulationen von BIPAP mit Rampe und NRV in der Basiseinstellung bei einem Assistenzdruck von 15 mbar ein Atemminutenvolumen (AMV) von 6 l/min überschritten wird. Bei allen Patientenaktivitäten größer als 0 mbar liegt das AMV über den angegebenen Werten.

NRV-Einstellungen	
1	AO/AO; THi = 2,5; PMus = 0
2	AO/AO; THi = 5,0; PMus = 0
3	Tr/AO; THi = 2,5; PMus = 0
4	Tr/AO; THi = 5,0; PMus = 0

### 4.2.2.3 Spitzenflüsse

Der Inspirationsflow ist ein Maß für die Geschwindigkeit, mit der das Atemgas verabreicht wird. Die Maximalwerte des Inspirationsflows werden als Spitzenfluß oder Peak Flow bezeichnet. Hohe Spitzenflüsse können negative Auswirkungen auf das respiratorische System haben [28]: Die entstehenden Scherkräfte können zu einer Schädigung der Atemwege und der Lunge führen, aufgrund von hohen Atemwegsspitzendrücken besteht die Gefahr eines Barotraumas, und als Folge einer inhomogenen Ventilation kann der intrapulmonale Rechts-Links-Shunt zunehmen. Zudem bedeuten hohe Spitzenflüsse einen deutlichen Patientendyskomfort bei der Beatmung. Aus diesen Gründen sollten die auftretenden Spitzenflüsse möglichst gering sein.

Wie im Abschnitt 3.4.8 erwähnt, handelt es sich bei den ermittelten Spitzenflüssen um das arithmetische Mittel der einzelnen Fluß-Spitzen innerhalb der ausgewerteten 15-Sekunden-Perioden. Diese Berechnung gründet sich auf die Vorstellung, daß weniger ein einzelner hoher Spitzenfluß-Wert als vielmehr das Vorhandensein mehrerer großer Flowmaxima für die Schädigung des Respirationstraktes ausschlaggebend ist. Bei den durchgeführten Simulationen zeigt sich, daß hohe Spitzenflüsse v.a. bei Regelung auf den Trachealdruck auftreten, wobei sich die Verlängerung der Muskelanspannungszeit positiv auf den Peak Flow aus-

wirkt, d.h. eine Abnahme des Spitzenflusses bewirkt. Während die Spitzenflüsse im Bereich der geringen Muskeldrücke bei NRV in vielen Einstellungen niedriger liegen als bei BIPAP mit Rampe, ergeben sich bei mittleren und starken Patientenaktivitäten in etlichen Fällen ähnliche Werte. Allerdings resultiert der erwähnte Mittelwert in der Regel bei NRV aus ähnlich großen Peak-Flow-Werten, während sich bei BIPAP mit Rampe aus der "Verrechnung" von deutlich höheren Spitzenflüsse mit einigen geringen Peak Flows ein "die Realität verschleiender" Mittelwert ergibt. Auch diese Daten sind ein Beleg dafür, daß der Patient bei der Near Relaxation Ventilation - und zwar in den für die Praxis bedeutsamen mittleren Muskeldruckbereichen - eine größere Kontrolle über die Atmung besitzt als bei BIPAP mit Rampe.

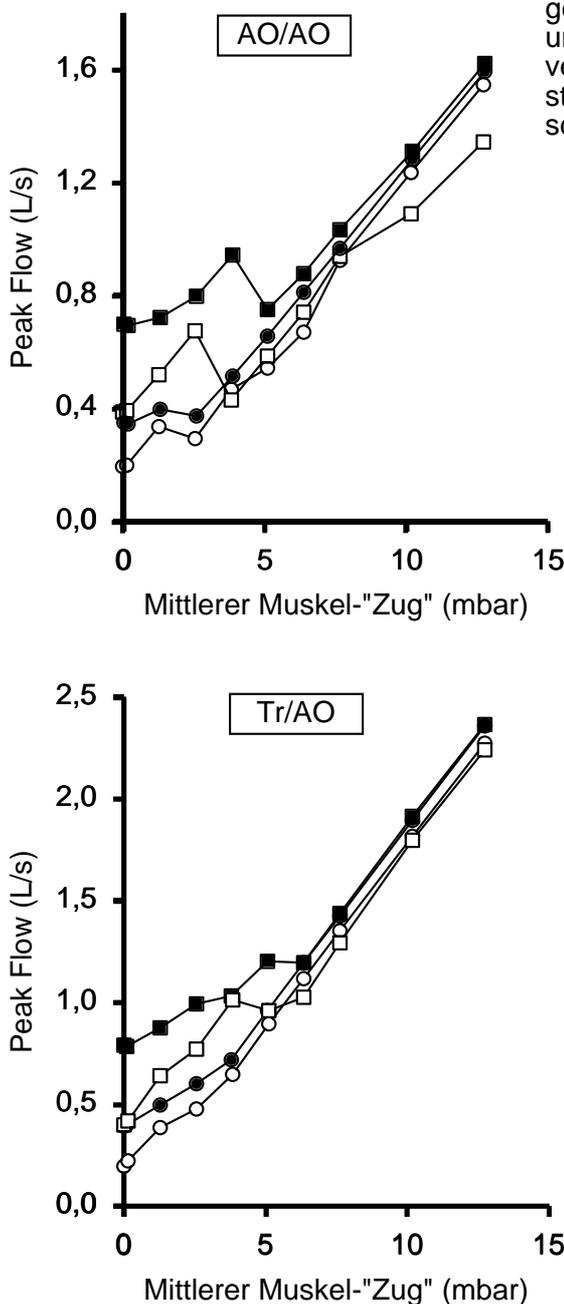


Abb. 4.13: Während in den Bereichen mit niedrigen Muskeldrücken zwischen BIPAP mit Rampe und NRV große Differenzen der Spitzenflüsse zu verzeichnen sind, ergeben sich im Bereich der starken Patientenaktivitäten nur minimale Unterschiede. (THi = 5,0 s; TMus = 0,5 s.)

BIPAP mit Rampe		NRV	
PHi (mbar)		PHi (mbar)	
●	10	○	10
■	20	□	20

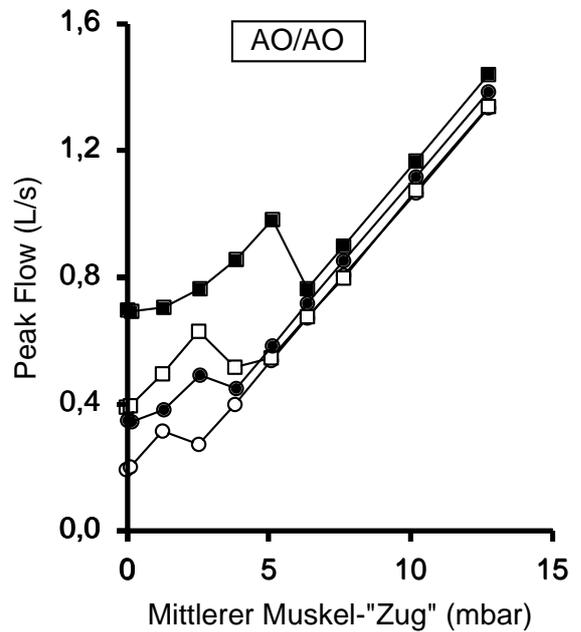


Abb. 4.14: Bei verlängerter Muskelanspannungszeit ergeben sich etwas geringere Spitzenflüsse. (THi = 5,0 s; TMus = 1,0 s.)

Abb. 4.15: Auch bei Trachealdruck-Regelung verringern sich mit Zunahme der Muskeldrücke die Spitzenfluß-Differenzen zwischen BIPAP mit Rampe und NRV. (THi = 5,0 s; TMus = 1,0 s.)

#### 4.2.2.4 Dynamische Überblähung

Die dynamische Überblähung oder dynamische Hyperinflation ist definiert als eine Erhöhung der funktionellen Residualkapazität (FRC, das Lungenvolumen am Ende einer Expiration) über das Relaxationsvolumen ( $V_r$ ) aufgrund dynamischer Kräfte [12, 41]. Das Relaxationsvolumen kann aufgefaßt werden als Volumen bei statischem Gleichgewicht des entspannten (relaxierten) respiratorischen Systems. Dieser Zustand ist gegeben, wenn sich die elastischen Rückstellkräfte der Lunge und der relaxierten Thoraxwand gegenseitig aufheben, d.h. die elastischen Rückstellkräfte des gesamten respiratorischen Systems zusammengerchnet Null betragen [22]. Aus der Rückstellkraft des Überblähungsvolumens resultiert ein als intrinsischer PEEP (PEEPi) bezeichneter Druck. Dieser PEEPi ergibt sich daraus, daß bei einer FRC oberhalb des Relaxationsvolumens der Alveolardruck auch endexpiratorisch im positiven Bereich bleibt.

Ein intrinsischer PEEP tritt v.a. auf bei Patienten mit Atemwegsobstruktionen (z.B. aufgrund von Bronchokonstriktion, Schleimhautödem, vermehrter Sekretion oder externer Kompression), allerdings können auch hohe Atemfrequenzen durch Spontanatmung oder durch das Beatmungsgerät, kurze Expirationszeiten (z.B. bei einem umgekehrten Atemzeitverhältnis), eine verlängerte Zeitkonstante oder eine durch einen Tubus vermehrte Resistance zu einer dynamischen Hyperinflation führen [41].

Als bedeutsame negative klinische Konsequenzen einer dynamischen Überblähung sind zu nennen [12, 20, 22, 41]: Die erforderliche Atemarbeit wird vergrößert, die Atemmuskulatur ist beeinträchtigt, es entsteht ein vermehrter Sauerstoffbedarf der Inspirationsmuskulatur, die intrapulmonalen Drücke steigen mit der Gefahr eines Barotraumas, und es kommt zu kardiovaskulären Nebenwirkungen wie vermindertem venösen Rückfluß und erhöhter rechtsventrikulärer Vorlast. Darüber hinaus kann die dynamische Hyperinflation auch zu inkorrekten physiologischen Messungen von Compliance und Resistance führen. Aus diesen Ausführungen wird deutlich, daß bei Anwendung einer maschinellen Beatmung eine möglichst geringe dynamische Überblähung angestrebt werden muß.

Wie bereits im Rahmen der Einzelhub-Analysen (siehe Abschnitt 3.2) erwähnt, gibt es unter bestimmten Umständen auch in den Simulationen von BIPAP mit Rampe und NRV Zustände mit dynamischer Überblähung. Solche Zustände treten dann auf, wenn eine Inspirationsbemühung zum Zeitpunkt einer noch inkompletten Expiration erfolgt, d.h. also in jenen Fällen, in denen die Expiration nicht vollständig bis zum Erreichen des jeweiligen Relaxationsvolumens ablaufen kann. Konkret kann eine dynamische Hyperinflation bei zwei Konstellationen auftreten: erstens bei einer Einatemaktivität des Patienten während oder kurz nach der Abnahme des Assistenzdrucks vom oberen auf das untere Assistenzdruck-Niveau und zweitens (in sehr viel geringerer Ausprägung) bei einem Assistenzdruck-Anstieg während oder kurz nach einer Patienten-Expiration. Die Länge der Phase "kurz nach" Assistenzdruck-Abfall bzw. Patienten-Ausatmung, in der sich ein Zustand dynamischer Überblä-

hung ergeben kann, hängt ganz entscheidend von der Geschwindigkeit der Assistenzdruck- bzw. Muskeldruckänderung ab.

Als ein Maß für die dynamische Hyperinflation lassen sich die Volumenminima auffassen. Würde nach jeder Assistenzdruck-Abnahme bzw. Patienten-Ausatmung (bei ausreichend langer Expirationszeit) das Lungenvolumen (in diesem Fall exakter als FRC zu bezeichnen) dem Relaxationsvolumen entsprechen, so ergäbe sich der Idealfall mit Volumenminima von 0 l. Erfolgt jedoch eine erneute Inspirationsbemühung bei noch unvollständiger Expiration, so liegen die Minimalvolumina entsprechend der inkompletten Expiration bei Werten über 0 l. Erwähnenswert ist noch, daß die Volumenminima in den vorliegenden Simulationen als arithmetisches Mittel der Volumenminima einer 15-Sekunden-Periode berechnet wurden. Ein Vergleich der Minimalvolumina in verschiedenen Einstellungen macht deutlich, daß folgende Situationen zu einer großen Differenz zwischen Lungen- und Relaxationsvolumen und damit zu Zuständen der stärkeren dynamischen Überblähung führen: hohe Muskeldrücke, hohe Assistenzdrücke, lange Muskelanspannungszeit, lange obere Assistenzniveauzeit (d.h.  $THi = 5$  s), halbe Rampenzeit (bei BIPAP mit Rampe), Einstellungen mit Regelung auf den Trachealdruck sowie erhöhte Resistance. Zusammengefaßt sind dies v.a. Einstellungen mit schneller Druckänderung und verminderter Expirationsdauer. Bei NRV liegen die Volumenminima in vergleichbaren Einstellungen in vielen Fällen über denen des BIPAP-mit-Rampe-Modus.

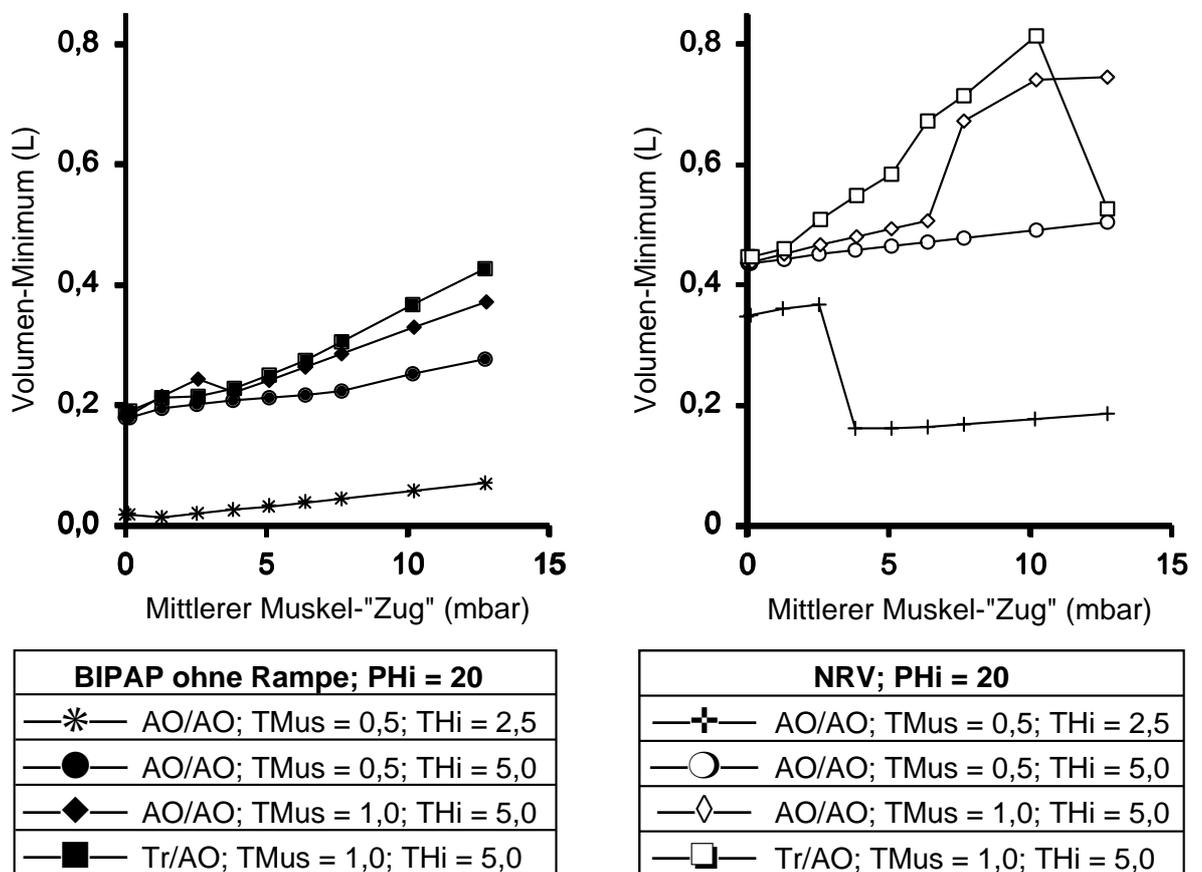


Abb. 4.16 und 4.17: Bei Betrachtung der Volumenminima bei verschiedenen Einstellungen in den Modi BIPAP mit Rampe und NRV zeigt sich deutlich, daß diese bei Trachealdruck-Regelung im NRV-Modus erheblich über denen bei BIPAP mit Rampe liegen.

Die Zustände der dynamischen Überblähung lassen sich sehr anschaulich als eine Differenz zwischen Druck und Volumen darstellen (Abbildungen 4.18 bis 4.21). Dabei zeigt sich deutlich die große dynamische Hyperinflation nach schneller und starker Druckänderung, wie sie v.a. bei Drucksprüngen bei BIPAP mit Rampe auftritt. Anhand dieser anschaulichen Darstellungsweise läßt sich der nach den vorhergehenden Ausführungen vermutete Sachverhalt, daß NRV mit einer größeren dynamischen Überblähung einhergeht als BIPAP mit Rampe, "relativieren". Die Abbildungen zeigen, daß die Differenz zwischen Druck und Volumen bei NRV zu keinem Zeitpunkt ein solches Maß annimmt wie nach den Drucksprüngen bei BIPAP mit Rampe, sondern stets in einem moderaten Rahmen liegt. Ebenso wird sichtbar, daß die Volumenminima in der untersuchten Periode deshalb so hoch liegen, weil auch der Assistenzdruck zwischen den beiden Assistenzdruck-Spitzen aufgrund der Triggerung durch die Patientenaktivität nicht auf 0 kPa, sondern nur bis 0,3 bzw. 0,1 kPa abfällt. Aufgrund dieser Tatsache ist ein Vergleich der NRV-Ergebnisse mit denen von BIPAP mit Rampe nur bedingt möglich. Zugleich zeigt sich, daß in einer solchen Situation auch die Interpretation der Volumenminima als Maß für die dynamische Überblähung nicht exakt und somit auch nicht sinnvoll ist. Zusammenfassend läßt sich feststellen, daß die im Sinne einer dynamischen Hyperinflation behindernd wirksame Differenz zwischen Druck und Volumen bei NRV geringer als bei BIPAP mit Rampe ist. Folglich läßt sich aus diesen Ausführungen der Schluß ziehen, daß NRV sehr wohl auch bei Betrachtung der dynamischen Überblähung als eine wirkliche Alternative zu BIPAP mit Rampe angesehen werden kann.

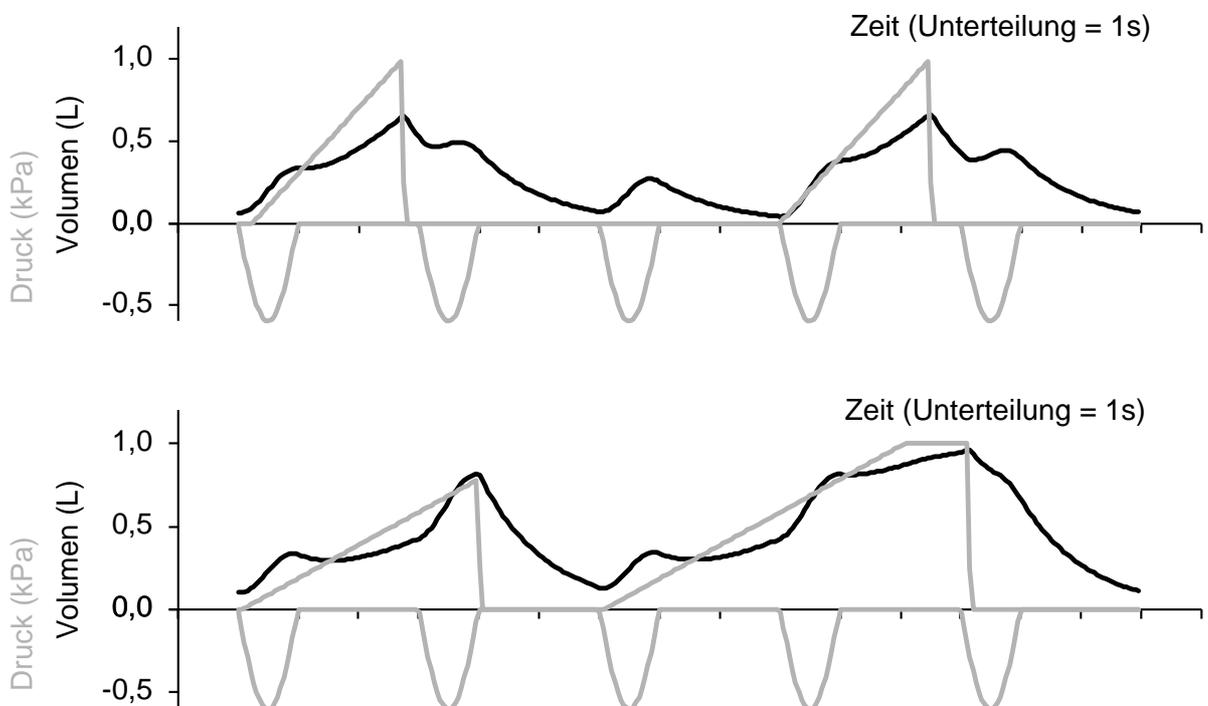


Abb. 4.18 und 4.19: Die dynamische Überblähung läßt sich in den Abbildungen an der Differenz zwischen Druck und Volumen erkennen. Nach großen Druckschwankungen, wie sie in diesen Abbildungen bei BIPAP mit Rampe bei der schlagartigen Assistenzdruck-Abnahme auftreten, kommt es zu einer deutlichen dynamischen Überblähung. ( $P_{Hi} = 10 \text{ mbar} = 1,0 \text{ kPa}$ ;  $T_{Hi}:T_{Lo} = 2,5 \text{ s} : 5,0 \text{ s}$  und  $T_{Ramp} = 2,5/1$  bzw.  $T_{Hi}:T_{Lo} = 5,0 \text{ s} : 2,5 \text{ s}$  und  $T_{Ramp} = 5,0/1$ ;  $P_{Mus} = 6 \text{ mbar} = 0,6 \text{ kPa}$ ;  $T_{Mus} = 1,0 \text{ s}$ ; AO/AO.)

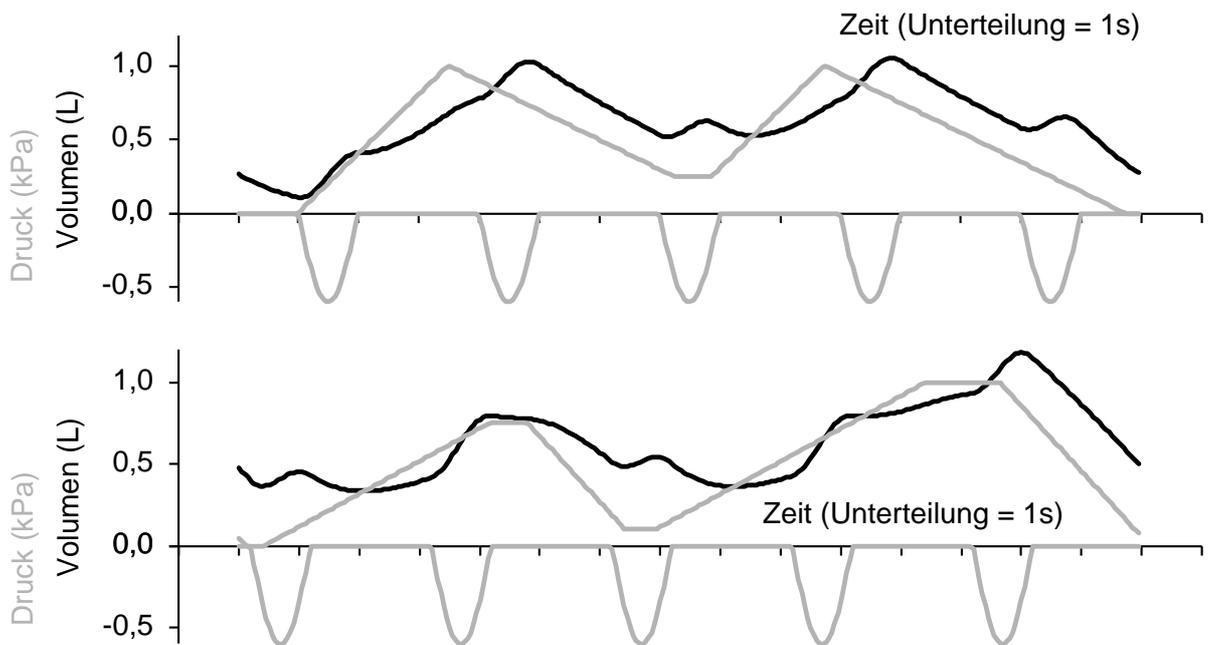


Abb. 4.20 und 4.21: In diesen Abbildungen aus dem NRV-Modus ist ebenso wie in den vorhergehenden die dynamische Überblähung aus der Differenz zwischen Druck und Volumen ableitbar. Da im Vergleich zu den starken "Drucksprüngen" bei BIPAP mit Rampe bei NRV nur langsame Druckänderungen vorliegen, ist auch das Maß der dynamischen Hyperinflation verringert. (PHi = 10 mbar = 1 kPa; THi:TLo = 2,5 s : 5,0 s bzw. THi:TLo = 5,0 s : 2,5 s; PMus = 6 mbar = 0,6 kPa; TMus = 1,0 s; AO/AO.)

#### 4.2.2.5 Beatmungskomfort für den Patienten

Der Komfort für den Patienten durch ein Beatmungsverfahren läßt sich als subjektiver Parameter anhand der durchgeführten Simulationen verständlicherweise nicht ermitteln. Da aber sowohl das Auftreten von Zuständen mit dynamischer Überblähung als auch die Höhe der Spitzenflüsse und nicht zuletzt die Patientenkontrolle über die Ventilation einen Einfluß auf den Komfort eines Beatmungsverfahrens haben, lassen es die Ergebnisse der Betrachtung dieser Punkte als gerechtfertigt erscheinen, eine Prognose über die "Patientenfreundlichkeit" von NRV zu wagen: Aufgrund der o.a. Resultate ist zu vermuten, daß das NRV-Beatmungsverfahren subjektiv als angenehmer empfunden wird als der BIPAP-Modus.

Unter Berücksichtigung der obigen Ausführungen ergibt sich die Schlußfolgerung, daß NRV eine vorteilhafte Kombination aus ausreichender Patientenkontrolle, garantierter Mindestventilation, moderaten Flüssen, limitierter dynamischer Überblähung sowie Patientenkomfort darstellt. NRV, insbesondere mit Trachealdruck-Regelung, zeigt dabei gegenüber BIPAP mit Rampe im Hinblick auf die "Patienten-Durchsetzungsfähigkeit", die Spitzenflüsse und die dynamische Hyperinflation einige Vorteile. Somit scheint mit NRV ein Beatmungsverfahren zu existieren, mit dem es möglich ist, die problematische und für viele andere Beatmungsverfahren typische Konkurrenz zwischen Maschine und Patient zu entschärfen.

### 4.3 Vergleich mit anderen Arbeiten

#### 4.3.1 Vergleich der Ergebnisse mit denen der Dissertation von Katzenstein zu BIPAP

In der Dissertation von Katzenstein aus dem Jahre 1998 [18] wurde der Beatmungsmodus BIPAP mit den gleichen Methoden untersucht, die in der vorliegenden Arbeit für die Analyse von BIPAP mit Rampe und NRV verwendet wurden. Aus diesem Grund ist ein Vergleich der Ergebnisse nicht nur in bezug auf das grundsätzliche Verhalten einiger beatmungstechnischer Parameter, sondern auch in bezug auf absolute Zahlenwerte möglich.

Viele der im Kapitel 3 vorgestellten - sowohl auf BIPAP mit Rampe als auch auf NRV zutreffenden - Ergebnisse wurden von Katzenstein auch bei der Analyse von BIPAP gefunden. Als Beispiele dafür seien an dieser Stelle folgende Sachverhalte genannt: Bei geringen Assistenzdrücken besitzt der Patient eine bessere Kontrolle über die Ventilation als bei größerer Maschinenunterstützung. Eine Verlängerung der Muskelanspannungszeit führt zu einer vergrößerten Minutenventilation, wobei die Zunahme bei niedrigeren Assistenzdrücken deutlich ausgeprägter ist. Bei Regelung auf den Trachealdruck sind im Vergleich mit der Regelung auf den Atemwegsöffnungsdruck neben einer verbesserten Patientenkontrolle auch höhere Spitzenflüsse festzustellen.

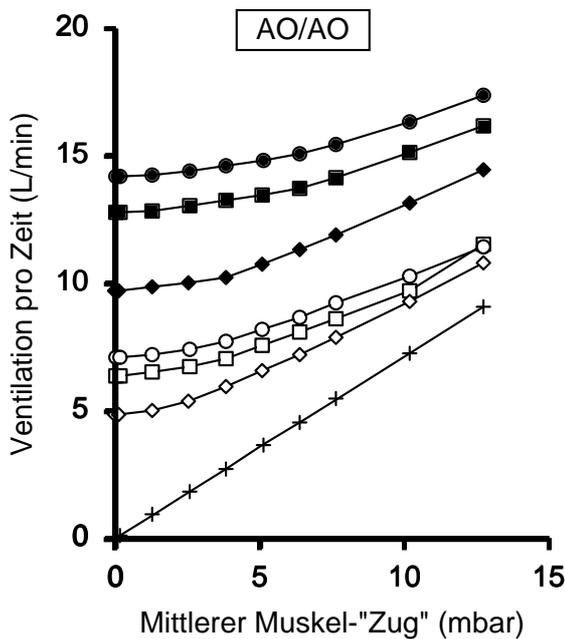


Abb. 4.22: Ventilation pro Zeit bei Atemwegsöffnungsdruck-Regelung: Dem im Vergleich zu BIPAP ohne und mit Rampe geringeren Atemminutenvolumen bei NRV steht ein größeres "Spektrum" gegenüber. ( $T_{Hi} = 2,5$  s.)

—○—	BIPAP; $P_{Hi} = 10$
—●—	BIPAP; $P_{Hi} = 20$
—□—	BIPAP mit Rampe; $P_{Hi} = 10$
—■—	BIPAP mit Rampe; $P_{Hi} = 20$
—◇—	NRV; $P_{Hi} = 10$
—◆—	NRV; $P_{Hi} = 20$
—+—	alle Modi; $P_{Hi} = 0$

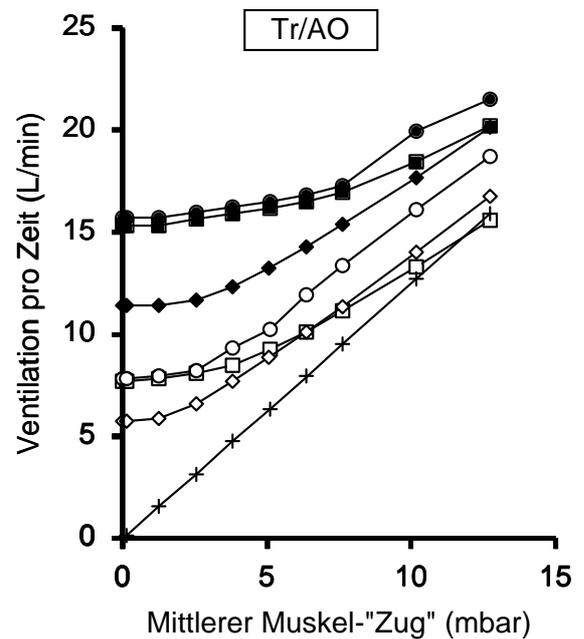


Abb. 4.23: Ventilation pro Zeit bei Trachealdruck-Regelung: Als Zeichen für eine bessere Patientenkontrolle ergibt sich bei NRV ein deutlich größeres "Spektrum" der Minutenventilation. ( $T_{Hi} = 2,5$  s.)

Ein Vergleich der Ergebnisse der Simulationen von BIPAP, BIPAP mit Rampe und NRV zeigt folgendes: Das Atemminutenvolumen ist bei BIPAP ohne Rampe größer als bei BIPAP mit Rampe und als bei NRV. In bezug auf das "Spektrum" der Minutenventilation als Maß für die Kontrolle des Patienten über die Ventilation (siehe Abschnitt 4.2.2.1) ist festzustellen, daß dieses "Spektrum" in vielen Einstellungen bei NRV größer ist als bei BIPAP mit und ohne Rampe. Bei Betrachtung der Atemfrequenzen ist zu bemerken, daß der Patient bei NRV und BIPAP mit Rampe bei geringeren Muskeldrücken eine höhere Atemfrequenz erreicht als bei BIPAP ohne Rampe. Somit spricht auch dieses Kriterium für eine bessere Durchsetzungsmöglichkeit des Patienten bei NRV und BIPAP mit Rampe im Vergleich zum herkömmlichen BIPAP.

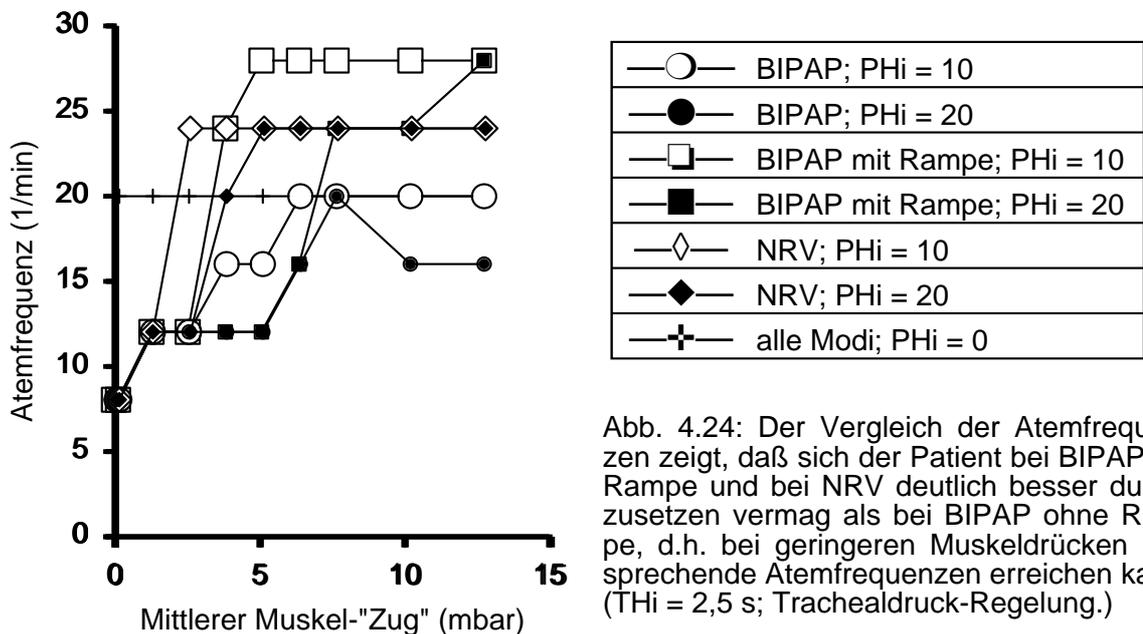


Abb. 4.24: Der Vergleich der Atemfrequenzen zeigt, daß sich der Patient bei BIPAP mit Rampe und bei NRV deutlich besser durchsetzen vermag als bei BIPAP ohne Rampe, d.h. bei geringeren Muskeldrücken entsprechende Atemfrequenzen erreichen kann. (THi = 2,5 s; Trachealdruck-Regelung.)

Eine Gegenüberstellung der Gesamtarbeit pro Zeit zeigt folgendes Bild: Während BIPAP ohne Rampe mit deutlich größerer Gesamtarbeit einhergeht als BIPAP mit Rampe, liegen die Werte bei NRV meist etwas über denen von BIPAP mit Rampe. Demgegenüber sind die Arbeitsanteile des Patienten an der Gesamtarbeit bei NRV nur minimal größer als bei BIPAP ohne Rampe, aber deutlich kleiner als bei BIPAP mit Rampe. Dementsprechend ergibt sich für die Patientenarbeit pro Zeit: Der NRV-Modus erfordert weniger Patientenarbeit als BIPAP mit Rampe, und hierbei ist wiederum eine geringere Patientenanstrengung notwendig als bei BIPAP ohne Rampe. Ein Vergleich der Maschinenarbeit pro Zeit führt zu folgendem Ergebnis: Im Modus BIPAP ohne Rampe ergibt sich eine deutlich größere Maschinenarbeit pro Zeit als in den beiden anderen Modi. Während im Bereich der geringen Muskelaktivitäten bei BIPAP mit Rampe mehr Maschinenarbeit zu verzeichnen ist als bei NRV, ergibt sich bei höheren Muskeldrücken ein - zuungunsten von NRV - umgekehrtes Ergebnis.

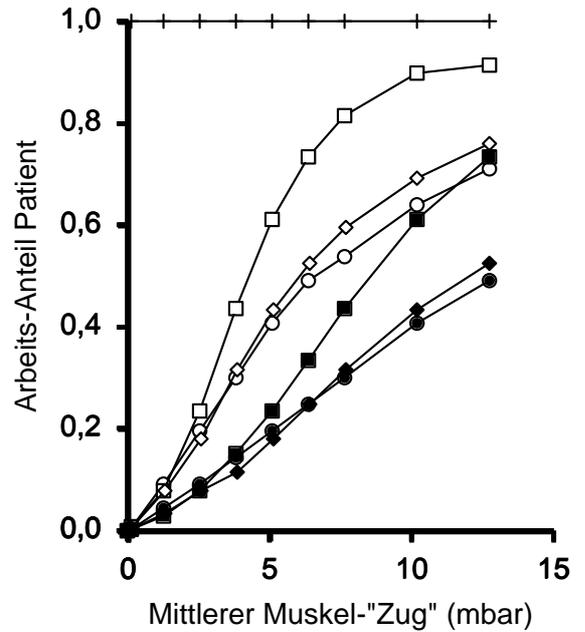
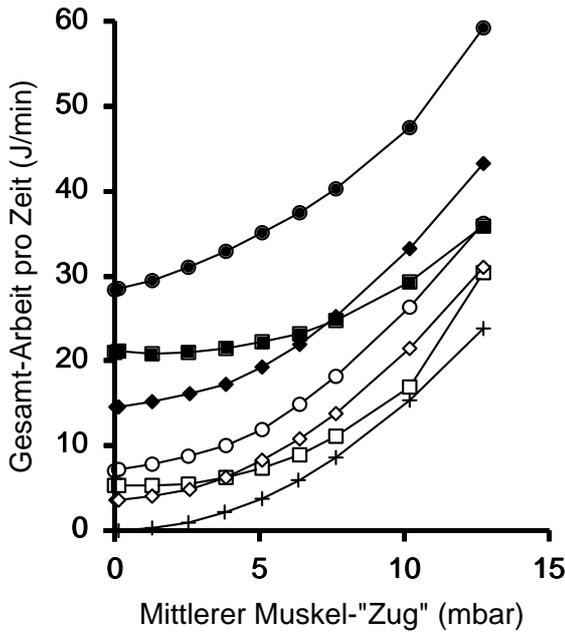


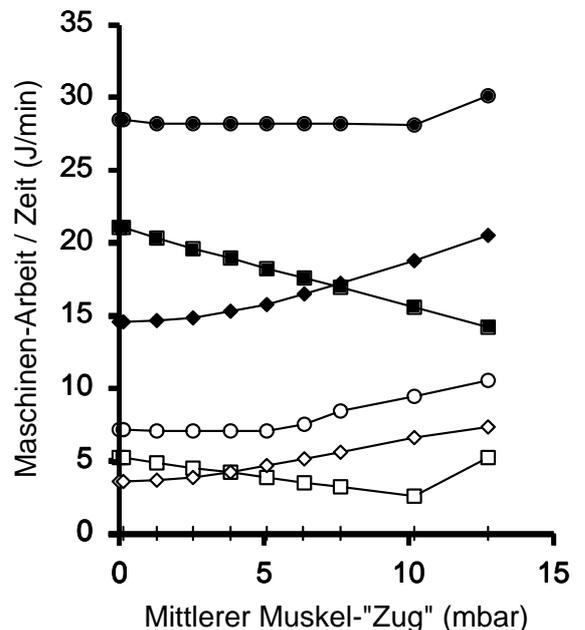
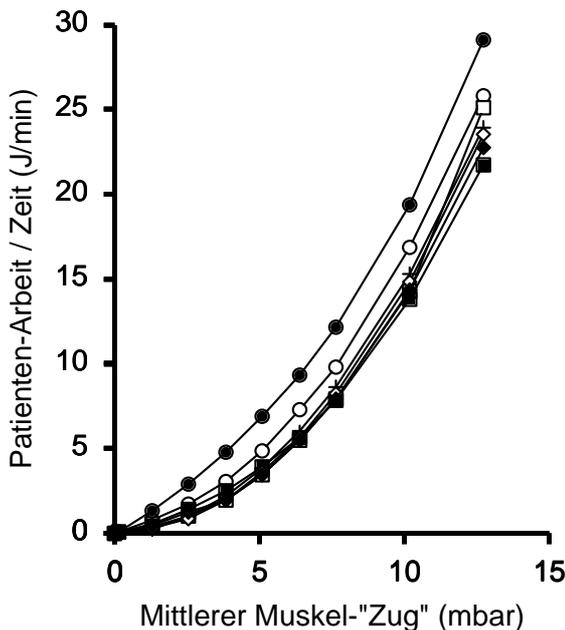
Abb. 4.25: Bei BIPAP ohne Rampe ergibt sich eine deutlich größere Gesamtarbeit pro Zeit als bei NRV und BIPAP mit Rampe. Während die Gesamtarbeit pro Zeit bei BIPAP mit Rampe bei niedrigen Muskelaktivitäten größer ist als bei NRV, verhält es sich im Bereich hoher Muskeldrücke umgekehrt.

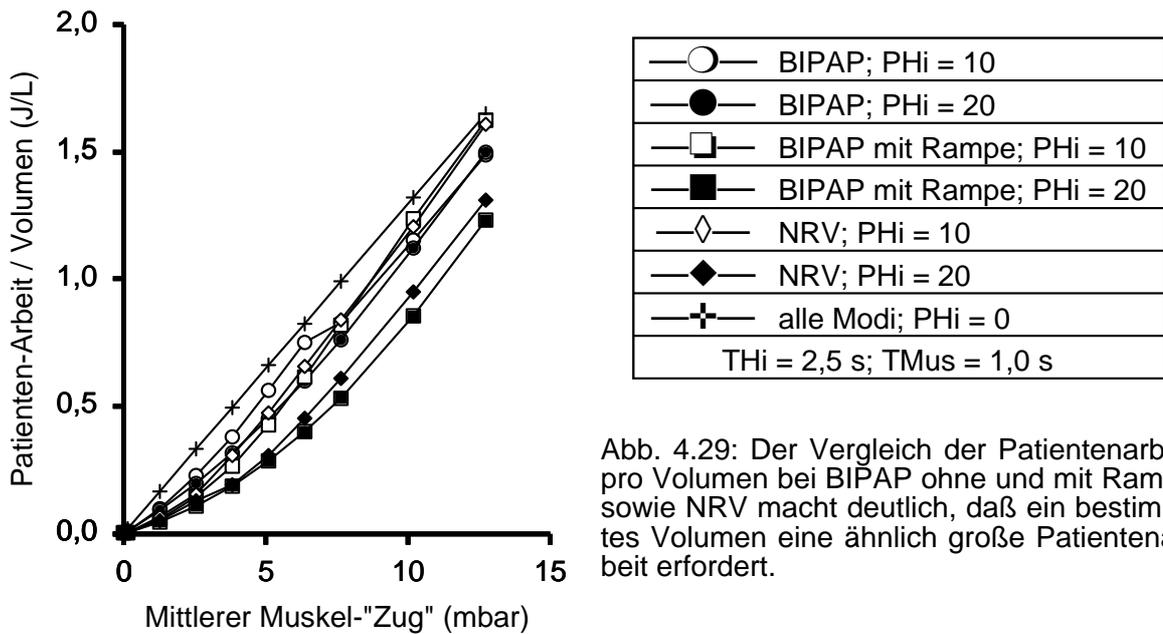
Abb. 4.26: Während die Patienten-Arbeitsanteile in den Modi BIPAP ohne Rampe und NRV nur gering divergieren, ergeben sich im Modus BIPAP mit Rampe erheblich höhere Anteile. Ein höherer Assistenzdruck führt zu deutlich geringeren Patienten-Arbeitsanteilen.

Abb. 4.27: Die Patientenarbeit pro Zeit unterscheidet sich in allen drei Modi nur geringfügig. Sie liegt bei BIPAP ohne Rampe höher als bei BIPAP mit Rampe und NRV. Die Patientenarbeit ohne Assistenz (PHi = 0) liegt ebenfalls genau in diesem Bereich.

○	BIPAP; PHi = 10
●	BIPAP; PHi = 20
□	BIPAP mit Rampe; PHi = 10
■	BIPAP mit Rampe; PHi = 20
◇	NRV; PHi = 10
◆	NRV; PHi = 20
+	alle Modi; PHi = 0
THi = 2,5 s; TMus = 1,0 s	

Abb. 4.28: Die Maschinenarbeit pro Zeit ist bei BIPAP ohne Rampe deutlich größer als bei BIPAP mit Rampe und NRV. Während sie bei geringen Muskelaktivitäten bei BIPAP ohne Rampe größer als bei NRV ist, besteht bei höheren Muskeldrücken ein umgekehrtes Verhältnis.





Zusammenfassend läßt sich also bei BIPAP ohne Rampe im Vergleich mit den anderen beiden Modi von einer höheren Belastung für den Patienten sprechen. Da diese größere Atemanstrengung allerdings auch mit einem vermehrten Atemminutenvolumen einhergeht, gleicht sich die Patientenarbeit pro Volumen den anderen Modi wieder an. Dies führt zu dem Schluß, daß bei allen drei Verfahren die erforderliche Mindestventilation (siehe Abschnitt 4.2.2.2) stets mit vergleichbar großer Patientenarbeit pro Volumen geleistet werden kann. In bezug auf die Mindestventilation bei herkömmlichem BIPAP läßt sich bei Betrachtung des Assistenzdrucks feststellen, daß auch bei BIPAP ohne Rampe in allen Einstellungen mit normaler Resistance und Compliance, d.h. also auch bei fehlender Patientenaktivität, bereits ein Assistenzdruck von 10 mbar ausreicht, um eine Minutenventilation von mindestens 6 l/min zu erzielen.

Wie für NRV und BIPAP mit Rampe gilt auch für BIPAP ohne Rampe, daß eine Erhöhung des Mitteldrucks über die Zeit zu einer vermehrten Gesamtarbeit sowie einem vergrößerten Atemzeitvolumen führt. Ebenso gilt für das herkömmliche BIPAP, daß ein geringerer Patienten-Arbeitsanteil, beispielsweise bei niedrigen Muskel- und hohen Assistenzdrücken sowie kurzen Muskelanspannungszeiten, in der Regel mit einer verminderten Kontrolle des Patienten über die Ventilation einhergeht. Auch in diesem Fall bilden Einstellungen mit Trachealdruck-Regelung eine Ausnahme: Hierbei ist trotz eines geringen Patienten-Arbeitsanteils eine gute "Patienten-Durchsetzbarkeit" gegeben.

Wie bereits im Abschnitt 3.6.2 erwähnt, ergeben sich in vergleichbaren BIPAP-mit-Rampe- und NRV-Einstellungen bei hohen Muskeldrücken ähnlich große Spitzenflüsse, während bei geringen Patientenaktivitäten der Peak Flow bei BIPAP mit Rampe meist größer ist als bei NRV. Im Vergleich dazu treten bei BIPAP ohne Rampe v.a. bei kleinen Muskeldrücken deutlich höhere Flowmaxima auf.

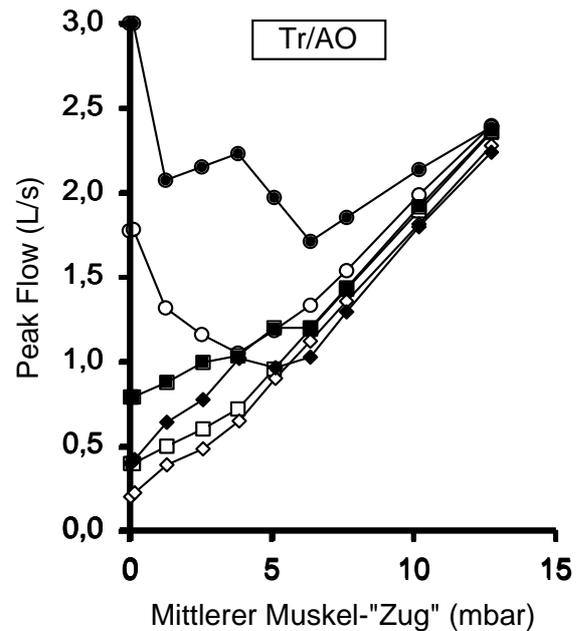
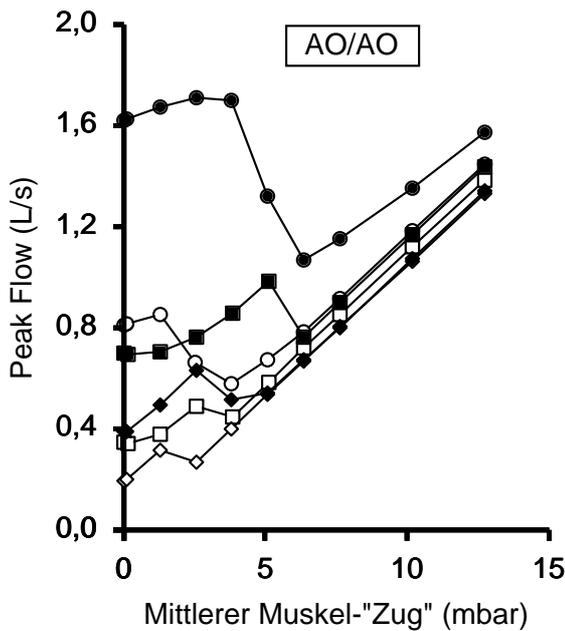


Abb. 4.30: Spitzenflüsse bei Atemwegsöffnungsdruck-Regelung: Bei BIPAP ohne Rampe ergeben sich v.a. im Bereich der geringeren Muskeldrücke deutlich größere Peak Flows als bei BIPAP mit Rampe und NRV.

—○—	BIPAP; PHi = 10
—●—	BIPAP; PHi = 20
—□—	BIPAP mit Rampe; PHi = 10
—■—	BIPAP mit Rampe; PHi = 20
—◇—	NRV; PHi = 10
—◆—	NRV; PHi = 20
THi = 5,0 s; TMus = 1,0 s	

Abb. 4.31: Spitzenflüsse bei Trachealdruck-Regelung: Auch in diesen Fällen treten bei BIPAP ohne Rampe und niedrigen Muskelaktivitäten erheblich größere Flowmaxima auf als in den anderen Modi.

Die Thematik der dynamischen Überblähung und ihre Bedeutung für die Ventilation wurde bereits mehrfach in dieser Arbeit angesprochen. In Anlehnung an Abschnitt 4.2.2.4 werden an dieser Stelle sowohl die Volumenminima als auch die Darstellung der Differenz zwischen Druck und Volumen bei BIPAP ohne Rampe angesprochen. Grundsätzlich kommt es bei BIPAP ohne Rampe zu einer deutlichen dynamischen Überblähung, was anschaulich aus der grafischen Aufzeichnung von Druck und Volumen in den Abbildungen 4.33 und 4.34 und der Interpretation der Differenz aus beiden als Maß für die dynamische Hyperinflation hervorgeht. Nach jedem Drucksprung abwärts folgt eine Phase mit starker dynamischer Überblähung mit allen bereits beschriebenen Nachteilen. In vielen Fällen ergeben sich zwar im Modus NRV größere Volumenminima als in den anderen Modi, deren Interpretation unterliegt jedoch den im Abschnitt 4.2.2.4 angesprochenen Einschränkungen, weshalb der direkte Vergleich der Volumenminima nicht wirklich aussagekräftig ist. Vielmehr zeigen sich die tatsächlichen Verhältnisse der dynamischen Überblähung bei einem Vergleich der Abbildungen 4.18 bis 4.21 sowie 4.33 und 4.34.

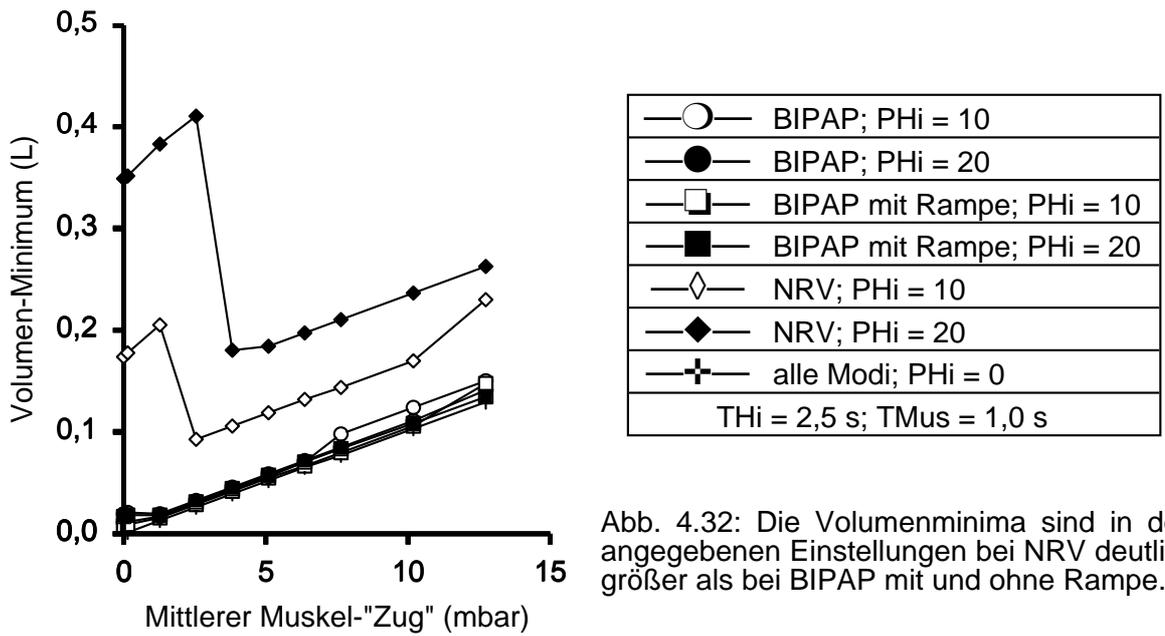


Abb. 4.32: Die Volumenminima sind in den angegebenen Einstellungen bei NRV deutlich größer als bei BIPAP mit und ohne Rampe.

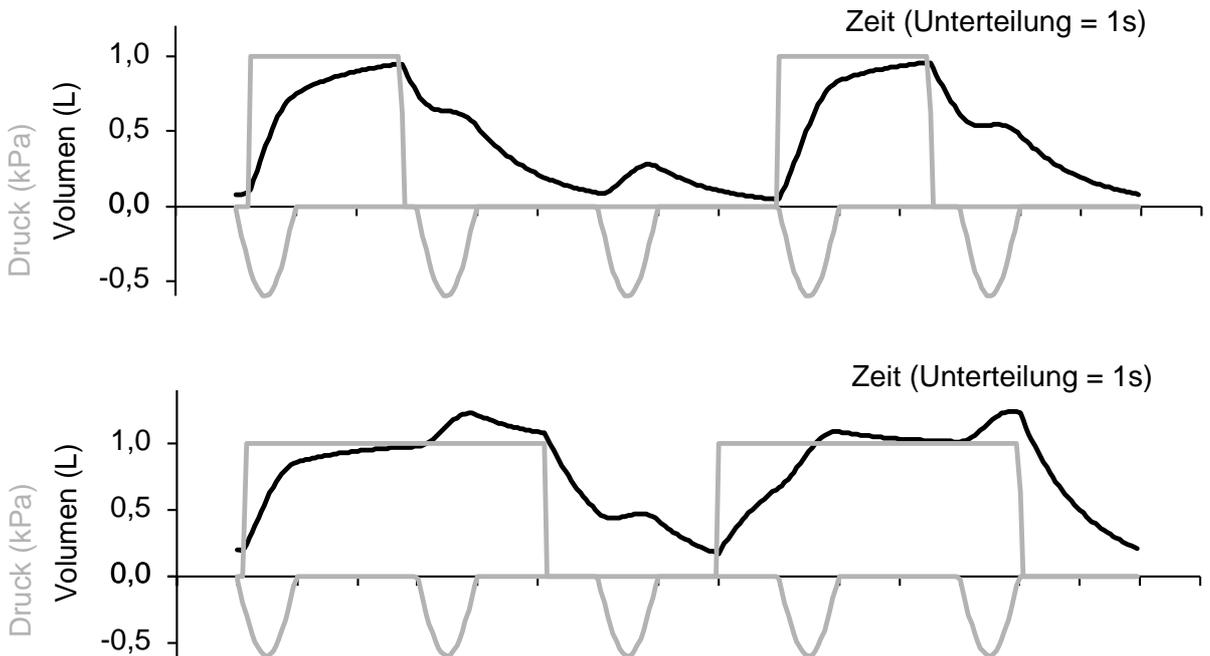


Abb. 4.33 und 4.34: Nach schlagartiger Assistenzdruck-Abnahme bei BIPAP kommt es - im Vergleich mit den Abb. 4.18 bis 4.21 - zu einer starken dynamischen Überblähung. (PHi = 10 mbar = 1,0 kPa; THi:TLo = 2,5 s : 5,0 s bzw. THi:TLo = 5,0 s : 2,5 s; PMus = 6 mbar = 0,6 kPa; TMus = 1,0 s; AO/AO.)

Bei Betrachtung der Veränderungen von Resistance und Compliance im Vergleich von herkömmlichem BIPAP und BIPAP mit Rampe sowie NRV läßt sich folgendes feststellen: Die von Katzenstein getroffenen Feststellungen einer deutlichen Abnahme sowohl des mittleren Hubvolumens als auch der Ventilation pro Minute bei einer Resistance-Erhöhung für den Modus BIPAP ohne Rampe lassen sich ebenso für BIPAP mit Rampe sowie für NRV konstatieren. Allerdings ergibt sich in bezug auf die Atemfrequenz ein Unterschied: Während für BIPAP ohne Rampe auch bei vergrößerter Resistance gilt: "die Anzahl der registrierten Atemhübe des Patienten bleibt unbeeinflußt", führt die Resistance-Zunahme in den beiden anderen Modi zu einer Abnahme der Atemfrequenzen im Bereich der stärkeren Muskelaktivitäten. Auch bei Compliance-Verminderung stimmen die von Katzenstein für BIPAP ohne Rampe festgestellten Veränderungen in den meisten Fällen mit denen bei BIPAP mit Rampe und NRV überein: Eine verringerte Compliance hat eine Abnahme des mittleren Hub- sowie des Atemminutenvolumens wie auch eine bessere Durchsetzung der Spontanatmung zur Folge.

Katzenstein kommt in seiner Arbeit zu dem Ergebnis, daß eine "freie Durchatembarkeit" bzw. eine "behinderungsfreie Atemanstrengung" nicht während des gesamten BIPAP-Atemzyklus gegeben sind, da es Situationen gibt, in denen aufgrund einer deutlichen Differenz zwischen dem tatsächlichen Lungenvolumen und dem druckspezifischen Relaxationsvolumen eine Zunahme des Hubvolumens nicht möglich ist. Auch bei BIPAP mit Rampe und bei NRV ergeben sich Situationen, in denen Einatemanstrengungen des Patienten zu keinem Hubvolumen, sondern lediglich zu einer Beschleunigung der Inspiration bzw. einer Verzögerung der Expiration führen (siehe Einzelhub-Analysen, Abschnitt 3.2). Folglich ist es auch bei BIPAP mit Rampe und bei NRV nicht korrekt, von einer "behinderungsfreien Atemanstrengung" oder einer "freien Durchatembarkeit" zu jedem Zeitpunkt des Atemzyklus zu sprechen. Genau wie für BIPAP gilt also auch für BIPAP mit Rampe und für NRV, daß die Durchsetzung der Atemaktivität wesentlich von der Differenz zwischen Ausgangsvolumen in den Alveolen und dem druckspezifischen Relaxationsvolumen zu Beginn der Patienten-Inspiration abhängt. Hierbei ist allerdings als Unterschied zwischen BIPAP mit und ohne Rampe und NRV festzustellen, daß die angesprochene Differenz zwischen tatsächlichem Lungenvolumen und druckspezifischem Relaxationsvolumen bei NRV geringer ausfällt als bei BIPAP mit und ohne Rampe (siehe Abschnitt 4.2.2.4).

Aufgrund der in diesem Abschnitt angesprochenen Punkte läßt sich zusammenfassend feststellen, daß NRV auch im Vergleich zu BIPAP ohne Rampe einige Vorteile im Hinblick auf die Patientenkontrolle über die Ventilation, auf die Spitzenflüsse und auf Zustände mit dynamischer Überblähung aufweist. Bezüglich der Spitzenflüsse ist (wie schon im Abschnitt 1.3 angesprochen) als gewichtiges Argument für NRV - im Gegensatz zum klassischen BIPAP - die Möglichkeit der Kombination mit Regelung auf den Trachealdruck zu nennen.

### 4.3.2 Vergleich mit weiteren Arbeiten

Während es sich bei dem Beatmungsmodus NRV um ein ganz neues Verfahren handelt, zu dem es dementsprechend bislang keine Veröffentlichungen gibt, existieren erstaunlicherweise auch zum Thema BIPAP mit Rampe keine Veröffentlichungen, obwohl die Möglichkeit der Einstellung einer Rampenzeit, d.h. die Bestimmung der Druckanstiegsgeschwindigkeit, für BIPAP schon seit einigen Jahren gegeben ist.

Sowohl in der bereits zitierten Dissertation von Katzenstein [18] als auch in einer Promotionsschrift von Auer [2] kommen die Autoren zu dem Schluß, daß die Anwendung von Rampen von Vorteil sein könnte. Während Katzenstein dies mit einer verkleinerten Differenz zwischen Lungen- und Relaxationsvolumen begründet, basiert die Überlegung von Auer auf dem durch eine Rampe gesteigerten Patientenkomfort aufgrund von geringeren Druck- und Flußspitzen.

In einigen zum herkömmlichen BIPAP veröffentlichten Studien wurden die Auswirkungen von BIPAP mit denen von PSV verglichen [10, 29, 31, 44]. Dabei kamen Staudinger et al. zu dem Ergebnis, daß sich BIPAP und PSV im Hinblick auf Sauerstoff- und Energieverbrauch, Kohlendioxidproduktion, Atemfrequenz, Atemminutenvolumen und Blutgase nicht signifikant unterscheiden [44]. Als Vorteil von BIPAP gegenüber PSV wurde in anderen Studien z.B. ein positiver Effekt auf das Ventilations-Perfusions-Verhältnis beobachtet [29, 31]. Als Erklärung dafür geben Putensen et al. an, daß dieses bessere Ventilations-Perfusions-Verhältnis bei BIPAP aus der ungekoppelten Abfolge von Spontanatmung und maschineller Beatmung im Gegensatz zur 1:1-synchronen Atemunterstützung bei PSV resultiert. Da sich BIPAP mit Rampe und NRV im Prinzip nicht von BIPAP unterscheiden, ist eine Übertragung dieser Ergebnisse auch auf den Vergleich von BIPAP mit Rampe bzw. NRV mit PSV möglich. Zudem gilt für BIPAP mit Rampe genauso wie für NRV der von Staudinger und Kollegen in bezug auf BIPAP betonte Vorteil eines ausreichenden Atemzeitvolumens auch beim insuffizient atmenden Patienten, das im Unterschied dazu bei PSV nicht gegeben ist [44].

Abweichend von den obigen Daten kamen Calcia et al. in einer Studie zum Vergleich von BIPAP und PSV beim Weaning von Patienten nach einer Bypass-Operation [10] zu dem Ergebnis, daß BIPAP für den Patienten anstrengender ist; berechnet und verglichen wurden dabei Atemarbeit und Druck-Zeit-Produkt als Parameter für die respiratorische Muskelanstrengung. Diese vergrößerte Anstrengung ist jedoch nach Meinung der Autoren als durchaus positiv anzusehen, da sie wahrscheinlich die Atemmuskulatur während der Entwöhnung vom Respirator effektiver trainiert und somit hilft, die Beatmungsdauer zu verkürzen und postextubatorische Komplikationen zu vermeiden. Auch dieses Ergebnis läßt sich auf BIPAP mit Rampe und NRV übertragen und macht deutlich, daß es nicht ausschließliches Ziel eines Beatmungsverfahrens sein kann, eine möglichst geringe Atemarbeit anzustreben.

Auch ein Vergleich von BIPAP mit CMV und IMV durch Rathgeber und Kollegen [35]

könnte für den Einsatz von BIPAP mit Rampe oder NRV beim Weaning sprechen. In dieser Studie stellten die Autoren für BIPAP verglichen mit CMV und IMV eine signifikant kürzere Intubationsdauer sowie einen signifikant geringeren Sedativum- und Analgetikumbedarf fest.

In einigen Studien zu BIPAP zeigte sich, daß die Spontanatmung des Patienten verstärkt auf dem unteren Druckniveau einsetzt [3, 10, 23]. Als Erklärung hierfür wird der Hering-Breuer-Reflex genannt [18], bei dem durch eine Aktivierung von Mechanosensoren bei Lungendehnung die Inspiration gehemmt wird und es somit zu einer verminderten Atmung auf dem oberen Druckniveau kommt. Durch die vorliegende Arbeit ergeben sich die Druck- und Zeitrelationen bei BIPAP als eine weitere bzw. andere Erklärung für die geringere oder fehlende Atmung auf dem oberen Niveau. Denn auch in den durchgeführten Simulationen, in denen biologische Faktoren wie die Lungendehnung und Reflexe keine Rolle spielen, zeigt ein Vergleich von "normalem" Assistenzzeit-Verhältnis ( $THi:TLo = 1:2$ ) mit umgekehrtem Assistenzzeit-Verhältnis ( $THi:TLo = 2:1$ ), daß im Modus BIPAP mit Rampe die Atemfrequenzen im ersten Fall bei gleichen Muskeldrücken höher liegen. Bei NRV fällt dieser Unterschied zwischen den verschiedenen Assistenzzeit-Verhältnissen geringer aus und ist auch nicht aufgrund des Fehlens konstanter Druckniveaus mit dem Assistenzdruck zu begründen, da der Mitteldruck in NRV-Einstellungen mit verschiedenem Assistenzzeit-Verhältnis annähernd gleich groß ist. Somit läßt sich durch NRV das Problem der verminderten Spontanatmung auf hohem Assistenzdruck-Niveau - zumindest aufgrund von Druck- und Zeitrelationen - vermeiden.

Auch wenn in den Lehrbüchern der Anästhesiologie und Intensivmedizin zum Thema Komplikationen der Beatmung meist an hervorgehobener Stelle der Beatmungsspitzenndruck als entscheidender Faktor für die Entstehung des Barotraumas genannt wird [5, 6, 7, 21, 47] und deshalb die Begrenzung auf Werte unter 40 cm Wassersäule [21] bzw. 35 cm Wassersäule [6, 20, 47] bzw. 30 cm Wassersäule [7] gefordert wird, kann in dieser Arbeit nicht auf die Beatmungsdrücke eingegangen werden, da hierfür nicht die gemessenen Atemwegsdrücke am Y-Stück des Beatmungsschlauches, sondern die schwierig zu ermittelnden - und deshalb nicht gemessenen - Drücke in der Trachea von entscheidender Bedeutung sind.

#### 4.4 Fazit

Bei der Diskussion um die Anforderungen, die an die Formen der maschinellen Beatmung zu stellen sind, stehen sich prinzipiell zwei konträre Ansprüche gegenüber. Einerseits wird erwartet, daß eine Mindestventilation sichergestellt ist und der Patient somit auch bei fehlender Spontanatmung mit einem ausreichenden Atemminutenvolumen ventilert wird. Andererseits bestehen die Forderungen, dem Patienten möglichst viel Selbstbestimmung über die Atmung zu überlassen, die Spitzenflüsse gering zu halten, eine dynamische Überblähung soweit wie möglich zu vermeiden sowie für den größtmöglichen Patientenkomfort zu sorgen. Bei jeder Form der maschinellen Beatmung muß also ein Kompromiß eingegangen werden zwischen garantierter Mindestventilation auf der einen und Patientenbestimmung, Beschränkung der "Invasivität" sowie Patientenkomfort auf der anderen Seite.

Die in der vorliegenden Arbeit genannten Ergebnisse lassen die Schlußfolgerung zu, daß die Beatmungsverfahren BIPAP mit Rampe und mehr noch die Near Relaxation Ventilation einen vorteilhaften Kompromiß zwischen den erwähnten grundsätzlichen Anforderungen an die maschinelle Beatmung darstellen. Sie können somit als eine gelungene Kombination aus ausreichender Patientenkontrolle, garantierter Mindestventilation, moderaten Flüssen sowie limitierter dynamischer Überblähung angesehen werden. Dabei sprechen insbesondere eine bessere Patientenkontrolle über die Ventilation und geringere Spitzenflüsse bei NRV dafür, daß dieser Modus eine vorteilhafte Alternative zum erwiesenermaßen nutzbringenden Beatmungsverfahren BIPAP darstellt. Des weiteren liegt bei NRV die Vermutung eines gesteigerten Patientenkomforts im Vergleich zu BIPAP nahe. Zudem läßt sich aus den angeführten Ergebnissen ableiten, daß im NRV-Modus die nachteilige Konkurrenz zwischen Maschine und Patient noch weniger ausgeprägt ist als bei BIPAP. Ein weiteres entscheidendes Argument für den Einsatz von NRV ergibt sich aus der Tatsache, daß eine Anwendung der ATC im BIPAP-Modus (wie bereits im Abschnitt 1.3 erwähnt) aufgrund der hohen Spitzenflüsse nicht empfehlenswert ist. Im Gegensatz dazu lassen sich jedoch bei der Near Relaxation Ventilation die Vorteile der ATC - v.a. die Beschleunigung des respiratorischen Systems und die Steigerung der "Patientenbestimmung" (siehe Abschnitt 1.2.4) - und die positiven Eigenschaften des BIPAP-Verfahrens mit guten Ergebnissen kombinieren.

Auch für den Modus BIPAP mit Rampe treffen die in bezug auf NRV aufgeführten Vorteile gegenüber dem herkömmlichen BIPAP zu, allerdings in geringerer Ausprägung als bei NRV. Da die Near Relaxation Ventilation v.a. aufgrund von Vorteilen in den Punkten Patientenkontrolle, dynamische Überblähung und Patientenkomfort dem BIPAP-mit-Rampe-Verfahren überlegen zu sein scheint, sollte dem NRV-Modus bei weiteren Studien und auch bei der praktischen Anwendung der Vorzug gegeben werden.

Allerdings scheint es aufgrund des differenzierten Einsatzes von Beatmungsverfahren bei den verschiedenen Krankheitsbildern in der Intensivmedizin notwendig, die Ansprüche an ein Beatmungsverfahren ebenfalls zu differenzieren. So ist es sicherlich ein diskutabler

Standpunkt, bei der Beatmung von ARDS-Patienten auf den Einsatz von Rampen bei BIPAP und in der Konsequenz daraus ebenso auf den Einsatz von NRV zu verzichten. Demgegenüber scheint es aber sehr sinnvoll, NRV mit seinen in diesem Zusammenhang vorteilhaften Effekten beispielsweise bei wachen Patienten und beim Weaning einzusetzen.

Neben den objektiven Ergebnissen durch Ermittlung bestimmter beatmungstechnischer Parameter in Simulationen ist als weiterer Schritt eine Untersuchung am Patienten, v.a. im Hinblick auf den Gasaustausch, wünschenswert. Dabei ließe zum einen die Erhebung weiterer objektiver Meßwerte, wie z.B. der Blutgase, verschiedener hämodynamischer Parameter oder des Druck-Zeit-Produkts und der Atemarbeit, eine noch exaktere Beurteilung der Auswirkungen dieses Beatmungsverfahrens zu, zum anderen wäre eine subjektive Beurteilung des Komforts durch die Patienten möglich. Wie bereits erwähnt, sprechen die bisherigen Ergebnisse der Simulationen dafür, daß NRV subjektiv als komfortabler angesehen werden kann.

Zusammenfassend lassen alle bislang ermittelten Ergebnisse den Schluß zu, daß NRV, und zwar speziell NRV mit trachealer Regelung, als sinnvolle Weiterentwicklung von BIPAP und BIPAP mit Rampe angesehen werden kann und Studien an Menschen mit dem Ziel der klinischen Einführung dieses Verfahrens wünschenswert wären.

## 5 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Untersuchung der Beatmungsverfahren NRV und BIPAP mit Rampe hinsichtlich ihrer Auswirkungen auf die Ventilation. Zu diesem Zweck wurden digitale und mechanische Simulationen beider Verfahren durchgeführt. Die mechanische Simulation an einem Lungenmodell erfolgte v.a. zur Validierung der Ergebnisse der digitalen Simulation, die auf Berechnungen der physikalischen und technischen Gegebenheiten und Abläufe basieren. Es wurden verschiedene Einstellungen mit unterschiedlichen Muskeldrücken und -anspannungszeiten, diversen oberen Assistenzdruckniveaus, verschiedenen Assistenzzeitverhältnissen, unterschiedlichen Rampenzeiten bei BIPAP mit Rampe, Veränderungen von Compliance und Resistance sowie Regelung auf den Atemwegsöffnungs- oder den Trachealdruck (bzw. ohne oder mit ATC) untersucht. Zur Analyse der Ergebnisse diente die Erfassung und Auswertung verschiedener beatmungstechnischer Parameter.

Zusammengefaßt lassen sich folgende Ergebnisse nennen:

1. Eine Vergrößerung des Mitteldrucks über die Zeit kann sowohl durch Zunahme der "Maschinenaktivitäten" (Assistenzdruck-Erhöhung, vergrößertes  $THi:TLo$ -Verhältnis, halbe statt ganzer Rampenzeit, Tracheal- statt Atemwegsöffnungsdruck-Regelung) als auch der Patientenaktivitäten (Muskeldruck-Vermehrung, Muskelanspannungszeit-Verlängerung) verursacht werden und führt zu größeren Atemminutenvolumina sowie einer gesteigerten Gesamtarbeit.
2. Die Durchsetzungsmöglichkeit des Patienten gegenüber dem Respirator richtet sich, mit Ausnahme der Einstellungen mit Trachealdruck-Regelung, v.a. nach dem Arbeitsanteil des Patienten an der Gesamtarbeit.
3. Bei der Regelung auf den Trachealdruck bzw. der automatischen Tubuskompensation als deren rechnerische Entsprechung kommt es zu einer Verlagerung von Arbeitsanteilen des Patienten auf die Maschine und als Folge davon zu erhöhten Hub- und Atemminutenvolumina, einer gesteigerten Maschinen- sowie Gesamtarbeit.
4. Sowohl bei BIPAP mit Rampe als auch bei NRV führen steigende Muskeldrücke und längere Muskelanspannungszeiten zu einer größeren Patientenkontrolle über die Ventilation.
5. Bei BIPAP mit Rampe und bei NRV bedeutet ein höheres Assistenzdruck-Niveau eine geringere "Selbstbestimmung" des Patienten.
6. Im Modus BIPAP mit Rampe ergibt sich - im Gegensatz zum NRV-Modus - eine bessere Patientenkontrolle über die Ventilation bei einem  $THi:TLo$ -Verhältnis von 2 : 1.
7. Die Near Relaxation Ventilation ermöglicht dem Patienten, v.a. bei Regelung auf den Trachealdruck, eine bessere Kontrolle über die Ventilation als BIPAP mit und ohne Rampe.

8. Sowohl bei NRV als auch bei BIPAP mit Rampe ist in allen Einstellungen mit mittelgroßen Assistenzdrücken ( $P_{Hi} \geq 10$  mbar) schon bei geringen Muskeldrücken eine ausreichende Mindestventilation sichergestellt.
9. Im Gegensatz zu druckunterstützenden Verfahren wie PSV ist bei BIPAP, BIPAP mit Rampe und NRV bei akzeptablen Assistenzdrücken ( $P_{Hi} \geq 15$  mbar) - selbst bei fehlenden Muskelaktivitäten - stets eine ausreichende Ventilation gesichert.
10. Bei NRV sind in vielen Einstellungen geringere Spitzenflüsse zu verzeichnen als bei BIPAP mit Rampe oder BIPAP.
11. Sowohl bei NRV als auch bei BIPAP mit Rampe steht bei Regelung auf den Trachealdruck dem Vorteil einer besseren Patientenkontrolle als Nachteil ein höherer Spitzenfluß gegenüber.
12. Zustände mit dynamischer Überblähung fallen bei NRV weniger ins Gewicht als bei BIPAP mit Rampe oder BIPAP, da die Differenz zwischen tatsächlichem Lungenvolumen und druckspezifischem Relaxationsvolumen bei NRV zu Inspirationsbeginn geringer ausfällt als bei BIPAP mit Rampe oder BIPAP.
13. Eine "Beschleunigung" des respiratorischen Systems aufgrund der Verkleinerung der Zeitkonstante  $\tau$  durch Compliance-Abnahme oder Resistance-Verminderung führt wegen schnelleren Erreichens des Relaxationsvolumens zu einer Verringerung der dynamischen Überblähung.
14. In der Praxis ist eine Umsetzung der Zeitkonstanten-Verringerung zur "Beschleunigung" des respiratorischen Systems durch Verminderung der Resistance in Form der Regelung auf den Trachealdruck oder deren rechnerischer Entsprechung ATC möglich.
15. Auch eine - praktisch nicht sinnvolle - Compliance-Verminderung bewirkt aufgrund der Verringerung der Zeitkonstante  $\tau$  eine deutlich größere Patientenkontrolle.
16. Die genannten Ergebnisse lassen den Schluß zu, daß NRV eine vorteilhafte Kombination aus ausreichender Patientenkontrolle, garantierter Mindestventilation, moderaten Flüssen sowie limitierter dynamischer Überblähung darstellt.
17. In bezug auf den Patientenkomfort bei der Beatmung ist die Annahme zulässig, daß NRV - verglichen mit BIPAP und BIPAP mit Rampe - subjektiv als komfortabler empfunden wird.
18. Der NRV-Modus ist dem Modus BIPAP mit Rampe v.a. im Hinblick auf Patientenkontrolle, dynamische Überblähung und Patientenkomfort überlegen.
19. Zur Verifizierung des Nutzens von NRV für die Patienten sowie zur Ermittlung weiterer Parameter sind Studien am Menschen erforderlich.

## 6 Literaturverzeichnis

1. Appendini L, Purro A, Patessio A, Zanaboni S, Carone M, Spada E, Donner CF, Rossi A (1996) Partitioning of Inspiratory Muscle Workload and Pressure Assistance in Ventilator-dependent COPD Patients. *Am J Respir Crit Care Med* 154:1301-1309
2. Auer F (1998) Der Einfluß von Regelalgorithmen und Einstellwerten auf die Interaktion zwischen Patient und Respirator bei der druckunterstützenden Beatmung. Med. Dissertation. Universität der Freien und Hansestadt Hamburg
3. Baum M, Benzer H, Putensen C, Koller W, Putz G (1989) Biphaseic Positive Airway Pressure (BIPAP) - eine neue Form der augmentierenden Beatmung. *Anaesthesist* 38:452-458
4. Baum M (1994) Technische Grundlagen der Beatmung. In: Kilian J, Ahnefeld FW (Hrsg.) *Grundzüge der Beatmung*, 2., unveränd. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 185-200
5. Baum M, Benzer H (1995) Atemhilfen und Beatmung. In: Benzer H, Burchardi H, Larsen R, Suter PM (Hrsg.) *Intensivmedizin*, 7. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 405-437
6. Burchardi H (1994) Moderne Beatmungskonzepte in der Intensivmedizin. *Med Klin* 89:55-57
7. Burchardi H (1995) Atemversagen, Lungenschädigung. In: Benzer H, Burchardi H, Larsen R, Suter PM (Hrsg.) *Intensivmedizin*, 7. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 364-379
8. Burchardi H (1995) Lungenfunktionsdiagnostik. In: Benzer H, Burchardi H, Larsen R, Suter PM (Hrsg.) *Intensivmedizin*, 7. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 280-299
9. Burchardi H (1995) Pathophysiologie der respiratorischen Störungen. In: Benzer H, Burchardi H, Larsen R, Suter PM (Hrsg.) *Intensivmedizin*, 7. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 335-349
10. Calzia E, Lindner KH, Witt S, Schirmer U, Lange H, Stenz R, Georgieff M (1993) Pressure-Time Product and Work of Breathing during Biphaseic Positive Airway Pressure and Assisted Spontaneous Breathing. *Am J Respir Crit Care Med* 150:904-910
11. Chen RC, Yan S (1999) Perceived Inspiratory Difficulty during Inspiratory Threshold and Hyperinflationary Loadings. *Am J Respir Crit Care Med* 159:720-727
12. Gibson GJ (1996) Pulmonary hyperinflation a clinical overview. *Eur Respir J* 9:2640-2649
13. Guttmann J, Eberhard L, Fabry B, Bertschmann W, Wolff G (1993) Continuous Calculation of Intratracheal Pressure in Tracheally Intubated Patients. *Anesthesiology* 79:503-513
14. Hachenberg T (1996) Augmentierte Spontanatmung. *Anaesthesist* 45:839-855
15. Hannich HJ, Scherer R, Wendt M (1983) Der Stellenwert von Sedierung und Mobilisation im Therapiekonzept beatmeter Patienten. *Anaesth Intensivther Notfallmed* 18:177-180

16. Hörmann C, Baum M, Putensen C, Mutz NJ, Benzer H (1994) Biphaseic Positive Airway Pressure (BIPAP) - ein neuer augmentierender Beatmungsmodus. *Eur J Anaesthesiol* 11:37-42
17. Hörmann C, Baum M, Putensen C, Kleinsasser A, Benzer H (1997) Effects of spontaneous breathing with BIPAP on pulmonary gas exchange in patients with ARDS. *Acta Anaesthesiol Scand Suppl* 111:152-155
18. Katzenstein JO (1998) Interaktion zwischen Patient und Respirator bei der Beatmung mit Bilevel Positive Airway Pressure (BIPAP) und Proportional Assist Ventilation (PAV). Med. Dissertation. Universität der Freien und Hansestadt Hamburg
19. Keller A (1995) Häodynamik und Gasaustausch unter Biphaseic Positive Airway Pressure (BIPAP) nach kardiochirurgischen Eingriffen. Med. Dissertation. Universität Münster (Westfalen)
20. Larsen R, Ziegenfuß T (1997) *Beatmung*, 1. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg New York
21. Lawin P, Scherer R, Hachenberg T (1994) *Beatmung*. In: Lawin P (Hrsg.) *Praxis der Intensivbehandlung*, 6. Aufl. Thieme, Stuttgart New York, S 357-394
22. Leith DE, Brown R (1999) Human lung volumes and the mechanisms that set them. *Eur Respir J* 13:468-472
23. Luger TJ, Putensen C, Baum M, Schreithofer D, Morawetz RF, Schlager A (1990) Entwöhnung eines Asthmatikers mit Biphaseic Airway Pressure (BIPAP) unter kontinuierlicher Sufentanil Gabe. *Anaesthesist* 39:557-560
24. Marini JJ, Smith TC, Lamb VJ (1988) External Work Output and Force Generation during Synchronized Intermittent Mechanical Ventilation. *Am Rev Resp Dis* 138:1169-1179
25. Messinger G, Banner MJ, Blanch PB, Layon AJ (1995) Using tracheal pressure to trigger the ventilator and control airway pressure during continuous positive airway pressure decreases work of breathing. *Chest* 108:509-514
26. Messinger G, Banner MJ (1996) Tracheal pressure triggering a demand flow continuous positive airway pressure system decreases patient work of breathing. *Crit Care Med* 24:1829-1834
27. Nunn JF (1993) *Nunn's Applied Respiratory Physiology*, 4th edn. Butterworth-Heinemann, Oxford London Boston Munich New Delhi Singapore Sydney Tokyo Toronto Wellington
28. Oczenski W, Werba A, Andel H (1996) *Atmen - Atemhilfen: Atemphysiologie und Beatmungstechnik*, 3., unveränd. Aufl. Blackwell, Berlin Wien
29. Putensen C, Räsänen J, López FA (1993) Interfacing between Spontaneous Breathing and Mechanical Ventilation Affects Ventilation-Perfusion Distributions in Experimental Bronchoconstriction. *Am J Respir Crit Care Med* 151:993-999
30. Putensen C, León MA, Putensen-Himmer G (1994) Timing of pressure release affects power of breathing and minute ventilation during airway pressure release ventilation. *Crit Care Med* 22:872-878
31. Putensen C, Räsänen J, López FA, Downs JB (1994) Effect of Interfacing between Spontaneous Breathing and Mechanical Cycles on the Ventilation-Perfusion Distribution in Canine Lung Injury. *Anaesthesiology* 81:921-930

32. Raschke F, Fischer J (1995) Gerätevergleich für CPAP- und BiPAP-Geräte hinsichtlich Atemarbeit, Druck- und Flußkonstanz. *Pneumologie* 49:205-208
33. Rathgeber J (1993) Beatmungsgeräte in der Intensivmedizin. Grundlagen. *Anaesthesist* 42:396-417
34. Rathgeber J (1997) Beatmungsformen und -strategien in der Intensivmedizin. *Anaesthesiol Reanim* 22:4-14
35. Rathgeber J, Schorn B, Falk V, Kazmaier S, Spiegel T, Burchardi H (1997) The influence of controlled mandatory ventilation (CMV), intermittent mandatory ventilation (IMV) and biphasic positive airway pressure (BIPAP) on duration of intubation and consumption of analgetics and sedatives. A prospective analysis in 596 patients following adult cardiac surgery. *Eur J Anaesthesiol* 14:576-582
36. Reissmann H, Katzenstein O, Prause A, Fuellekrug B, Pothmann W (1996) Determinants of ventilation during breathing with Bi-Level Continuous Positive Airway Pressure (BIPAP). Abstract Nr. 612, *Intensive Care Med* 22: S 425
37. Reissmann H, Rottke M, Katzenstein O, Fuellekrug B, Pothmann W (1997) "Near Relaxation Ventilation": a modification of BIPAP ventilation improving adaptation to patient effort. Abstract Nr. 277, *Intensive Care Med* 23: S 35
38. Reissmann H, Weinspach A, Rottke M, Fuellekrug B, Nierhaus A, Pothmann W (1997) Vergleich zwischen druckunterstützender Beatmung und Beatmung mit proportionaler Assistenz bei chirurgischen Intensivpatienten. Abstract Nr. 220, *Intensivmedizin und Notfallmedizin* 34: S 61
39. Reissmann H, Maisch S, Katzenstein O, Fuellekrug B, Pothmann W (1998) "Near Relaxation Ventilation" vs. BIPAP in a prototype ventilator: Adaptation to patient effort. Abstract Nr. 200, *Intensive Care Med* 24: S 67
40. Reissmann H, Maisch S, Katzenstein O, Fuellekrug B, Pothmann W (1999) "Near Relaxation Ventilation" verglichen mit BIPAP in einem Prototyp-Respirator: Adaptation an die Patienten-Bemühungen. Abstract Nr. 373.1, *Anästhesiologie & Intensivmedizin* 1999: S 133
41. Romand JA, Suter PM (1994) Dynamic hyperinflation and intrinsic PEEP during mechanical ventilation. *Eur J Anaesthesiol* 11:25-28
42. Silver MR (1998) BIPAP: useful new modality or confusing acronym? *Crit Care Med* 26:1473-1474
43. Smith RA, Smith DB (1995) Does Airway Pressure Release Ventilation Alter Lung Function After Acute Lung Injury? *Chest* 107:805-808
44. Staudinger T, Kordova H, Roggla M, Tesinsky P, Locker GJ, Laczika K, Knapp S, Frass M (1998) Comparison of oxygen cost of breathing with pressure support ventilation and biphasic intermittent positive airway pressure ventilation. *Crit Care Med* 26:1518-1522
45. Stock MC, Downs JB, Frohlicher DA (1987) Airway pressure release ventilation. *Crit Care Med* 15:462-466
46. Stocker R, Fabry B, Stein S, Zappe D, Trentz O, Haberthür C (1996) Zusätzliche Atemarbeit, Atemmuster und Erkennbarkeit der Extubationsbereitschaft unter inspiratorischer Druckunterstützung (IPS) und automatischer Tubuskompensation (ATC). *Unfallchirurg* 99:764-770

47. Sutter PM (1995) Komplikationen der maschinellen Beatmung. In: Benzer H, Burchardi H, Larsen R, Suter PM (Hrsg.) *Intensivmedizin*, 7. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 438-445
48. Sydow M, Burchardi H, Ephraim S, Zielmann T, Crozier A (1994) Long-term Effects of Two Different Ventilatory Modes on Oxygenation in Acute Lung Injury. *Am J Respir Crit Care Med* 149:1550-1556
49. Sydow M, Burchardi H (1995) Biphasic Positive Airway Pressure (BIPAP). Grundlagen und klinische Anwendung eines neuen Beatmungsverfahrens bei akuter respiratorischer Insuffizienz. *Internist* 36:802-811
50. Sydow M, Thies K, Engel J, Golisch W, Buscher H, Zinserling J, Burchardi H (1996) Variation des inspiratorischen Gasflusses unter druckunterstützter Spontanatmung. *Anaesthesist* 45:1051-1058
51. Tammeling GJ, Quanjer PH (1980) *Physiologie der Atmung*, 1. Aufl. Thome, Biberach an der Riss
52. Viale JP, Duperret S, Mahul P, Delafosse B, Delpuech C, Weismann D, Annat G (1998) Time Course Evolution of Ventilatory Responses to Inspiratory Unloading in Patients. *Am J Respir Crit Care Med* 157:428-434
53. Weiler N, Heinrichs W (1993) Moderne Beatmungsformen. *Anaesthesist* 42:813-832
54. Weismann D (1994) Formen der Beatmung. In: Kilian J, Ahnefeld FW (Hrsg.) *Grundzüge der Beatmung*, 2., unveränd. Aufl. Springer, Berlin Heidelberg New York, S 201-211
55. Wolff G, Fabry B, Guttmann J, Eberhard L, Habicht J (1994) Automatische Tubus-Kompensation mit volumen- und flußproportionaler Druckunterstützung - "ATC with VPPS and FPPS". In: Peter K, Lawin P, Briegel J (Hrsg.) *Intensivmedizin 1994. Organ dysfunktionen*. INA Bd. 84. Thieme, Stuttgart New York, S 79-99

## **Danksagung**

Ich möchte mich an dieser Stelle bei allen bedanken,  
die am Zustandekommen und Gelingen dieser Arbeit beteiligt waren.

Insbesondere danke ich Herrn Prof. Dr. med. J. Schulte am Esch  
für die freundliche Überlassung des Themas dieser Dissertation.

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. H. Reißmann  
für seine hervorragende Betreuung dieser Arbeit.

## Lebenslauf

### Persönliche Daten

Name: Stefan Maisch  
Geburtsdatum: 26. April 1971  
Geburtsort: Hamburg  
Familienstand: ledig  
Anschrift: Appener Weg 7, 20251 Hamburg

### Schulbildung

1977 - 1985 Rudolf-Steiner-Schule Hamburg-Bergstedt  
1985 - 1991 Gymnasium Buckhorn in Hamburg  
Abschluß: Allgemeine Hochschulreife

### Studium

April 1993 Beginn des Studiums der Humanmedizin, Universität Hamburg  
März 1995 Physikum  
März 1996 Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung  
März 1999 Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung  
Juni 2000 Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

### Famulaturen

Aug. 1996 Chirurgie: Kreiskrankenhaus Rottweil  
Feb. - März 1997 Anästhesie: Kreiskrankenhaus Buchholz  
Juli - Aug. 1997 Innere-Medizin: AK St.Georg in Hamburg  
Sept. - Nov. 1997 Chirurgie, Innere Medizin, Geburtshilfe und Pädiatrie:  
Community Hospital Lehurutshe in Südafrika  
Jan. 1998 Praxisfamulatur: Internistischen Gemeinschaftspraxis  
Becker / Nowrath / Rust in Ammersbek

### Praktisches Jahr

April - Aug. 1999 Innere Medizin: AK St.Georg in Hamburg  
Aug. - Okt. 1999 Chirurgie: Ev. Amalie-Sieveling-Krankenhaus in Hamburg  
Okt. - Dez. 1999 Unfallchirurgie: Groote-Schuur-Hospital in Kapstadt, Südafrika  
Dez. - März 2000 Anästhesie: Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

### Praktische Tätigkeiten

1991 - 1993 Zivildienst im Krankentransport / Rettungsdienst und anschließende  
hauptberufliche Arbeit als Rettungssanitäter beim DRK in Hamburg  
seit 1993 regelmäßige nebenamtliche Arbeit als Rettungssanitäter / Rettungs-  
assistent im Rettungsdienst des Landkreises Harburg (DRK Winsen)  
Juli - Okt. 1995 Ausbildung zum Rettungsassistenten an der Rettungsdienstschule  
Werdau  
seit 1996 Dozententätigkeit an der ASB-Rettungsassistentenschule Hamburg  
März 1998 Zusatzqualifikation als Fachdozent an der Rettungsdienstschule

Hamburg, im Juni 2000

## **Erklärung**

Ich versichere ausdrücklich, daß ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfaßt, andere als die von mir angegeben Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe, und daß ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.