

Aus der Klinik für Anästhesiologie
Universitäts-Krankenhaus Eppendorf
Direktor Prof. Dr. J. Schulte am Esch

Atemmechanik unter Atmung mit PSV und BIPAP

Dissertation

Zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

Dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg vorgelegt von

Kai Toussaint
aus Hamburg

Hamburg, 2000

Angenommen von dem Fachbereich
der Universität Hamburg am: *5. Juni 2001*

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs
Medizin der Universität Hamburg

Sprecher: *Prof. Dr. H.-P. Weichmann*

Referent: *Prof. Dr. J. Schulte am Esch*

Korreferent: _____

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	3
1.1	Assistierte Beatmung	3
1.2	Die untersuchten Assistenzverfahren	3
1.2.1	Pressure Support Ventilation (PSV)	3
1.2.2	Biphasic Positive Airway Pressure (BIPAP)	4
1.3	Ziele der Studie	5
2	METHODIK	7
2.1	Probandenkollektiv	7
2.2	Probandenvorbereitung	8
2.3	Ablauf der Studie	9
2.4	Zielvariablen	10
2.4.1	Hauptvariablen	10
2.4.2	Begleitvariablen	20
2.4.3	Biometrie	20
3	ERGEBNISSE	21
3.1.1	Abgeleitete und errechnete Variablen	22
3.1.2	Durch Befragung oder mittels besonderer Manöver erfaßte Variablen	30
3.1.3	Begleitvariablen	32
4	DISKUSSION	33
5	ZUSAMMENFASSUNG	40
6	APPENDIX.....	41
7	GLOSSAR DER AKRONYME UND ABKÜRZUNGEN	42
8	LITERATUR	44

1 EINLEITUNG

1.1 *Assistierte Beatmung*

Die kontrollierte Beatmung von Patienten birgt viele Nachteile. Durch völlige Ausschaltung der Patientenarbeit wird eine Atrophie der Atemmuskulatur und Atemhilfsmuskulatur hervorgerufen. Außerdem besteht die Gefahr, dass insbesondere in Phasen der Desynchronisation von Patient und Respirator, Barotraumen gesetzt werden. Um diese Desynchronisationen zu vermeiden, wird zumeist eine tiefere Sedierung notwendig: Der Patient muss an den Respirator adaptiert werden. Der umgekehrte Weg, die Anpassung des Respirators an die Bedürfnisse des Patienten zur Minimierung der Nachteile war nicht gangbar, solange keine Mess- und Regelelektronik vorhanden war, die es dem Respirator ermöglichte, die momentanen Bedürfnisse des Patienten zu erkennen und auf sie zu reagieren.

Als Alternative zur kontrollierten Beatmung existierte lediglich die Spontanatmung (ggf. mit Sauerstoffinsufflation). Diese hat den Nachteil des mangelnden Monitorings, des Fortschreitens der pathologischen Prozesse durch z.B. persistierende Hypoxämie und einer Überforderung des Patienten, der durch unzureichende Spontanatmung möglicherweise wieder kontrolliert beatmungspflichtig wird.

Aufgrund der Nebenwirkungen der kontrollierten Beatmung wird heutzutage versucht, die Spontanatmung so lange wie möglich aufrechtzuerhalten. Die Ventilation wird lediglich durch eine sogenannte assistierende Beatmung unterstützt.

Assistierende Beatmungsverfahren werden bei Patienten eingesetzt, die über Atemantrieb und ein Mindestmaß an Atemmuskulatur verfügen. Die notwendige Atemarbeit sind sie jedoch nicht in der Lage, über einen längeren Zeitraum zu leisten. Die Art und der Umfang der Assistenz muss erstens eine suffiziente alveoläre Ventilation gewährleisten und zweitens dem Patienten in der gegebenen Situation nur einen leistbaren Teil der Atemarbeit abverlangen^{38,42}.

1.2 *Die untersuchten Assistenzverfahren*

1.2.1 **Pressure Support Ventilation (PSV)**

Der gegenwärtige Stand assistierender Verfahren ist die druckunterstützende Beatmung, die als Pressure Support Ventilation (PSV) in die gängigen Beatmungsgeräte implementiert ist. Als älteres Akronym findet sich bisweilen die Bezeichnung ASB (Assisted Spontaneous Breathing).

Diese Form der augmentierten Spontanatmung wurde im Jahr 1981 eingeführt³⁵. Unter PSV gibt der Anwender einen Druck vor, mit dem jeder Spontanatemzug des

Patienten unterstützt wird. Zum Erreichen und Erhalten dieses Druckes liefert die Maschine den entsprechenden Inspirationsgasfluss. Dieser wird über ein Hochdruckservoventil in sehr kurzen Intervallen (ca. 50-125 Hz) nachreguliert und hängt wesentlich nicht nur vom gewählten Druck, sondern auch von der Aktivität des Patienten und den passiv-mechanischen Eigenschaften seines respiratorischen Systems ab. Die Höhe des Flows resultiert folglich aus dem Druckgradienten zwischen einem eingestellten Solldruck und dem aktuellen inspiratorischen Niveau, wodurch der angebotene Flow zum Ende der Inspiration dezeleriert.

Üblicherweise leiten Geräte in diesem Modus die Expiration ein, wenn der Flow nach Erreichen des Hilfsdruckniveaus auf 25% des Spitzenflows abfällt (Hauptkriterium) oder wenn der Inspirationsfluss auf Null zurückgeht, der Patient also versucht auszuatmen.

Eine Minimalventilation bei Rückgang der Patientenaktivität ist hier durch Back-up-Programme zu gewährleisten, etwa eine Überwachung der Atemvolumina und automatisches Wechseln des Beatmungsmodus, z.B. auf eine kontrollierte Ventilation bei Unterschreiten des Schwellenwertes.

Die Atemunterstützung von PSV kann in weiten Bereichen reguliert werden. So ist es zum Beispiel möglich, dem Patienten im CPAP-Modus lediglich eine Mehrarbeit durch Strömungswiderstände im Beatmungsschlauchsystem (inkl. Befeuchter) und Tubus zu ersparen, indem man diese mit niedrig eingestellten Drücken überwindet¹⁷. Mit hoch eingestellten Druckwerten und sehr sensitivem Trigger ist es nahezu möglich, dem Patienten die Atemarbeit vollständig abzunehmen, ihn praktisch drucklimitiert zu beatmen²². Zwischen diesen beiden Extremen liegt ein großer Bereich, in dem sich Gerät und Patient die Atemarbeit teilen.

1.2.2 Biphasic Positive Airway Pressure (BIPAP)

Im Jahre 1989 beschrieben Baum et al.⁵ einen neuen Beatmungsmodus: Biphasic Positive Airway Pressure (BIPAP). Dieses Verfahren ermöglicht eine Spontanatmung innerhalb einer zeitgesteuerten, druckkontrollierten Beatmung. Es wurde entwickelt, um in jeder Phase des Beatmungszyklus die Möglichkeit einer unlimitierten Spontanatmung zu schaffen.

Im BIPAP-Modus legt der Behandler ein hohes (P_{high}) und ein tiefes Druckniveau (P_{low}) fest und bestimmt Zeiten, für die der Respirator per Servosteuerung diese Drücke halten soll (T_{high} für P_{high} und T_{low} für P_{low}). Auf diesen beiden Druckniveaus kann ein aktiver Patient spontan atmen, daher entspricht BIPAP einem zeitgesteuerten Wechsel zweier CPAP-Niveaus⁴⁴. In der gegenwärtig für die klinische Anwendung implementierten Version werden die Druckwechsel mit den etwaigen Patientenaktivitäten synchronisiert, so dass der Wechsel auf das hohe Druckniveau im

Idealfall eine Inspiration augmentiert und die Rückstellung auf das niedrige Druckniveau mit einer Expiration zusammenfällt¹⁸.

Je nach Patientenaktivität und Einstellung des Respirators ist die Ventilation damit entweder vollständig kontrolliert, zu beliebigen Anteilen assistiert oder gänzlich spontan. Allein die Höhe der eingestellten Druckdifferenz und die Häufigkeit der Umschaltung bestimmen den Anteil der maschinellen Ventilation. Es ist nach Meinung der Entwickler im BIPAP-Modus nicht notwendig, in irgendeiner Phase der Beatmung das Verfahren zu wechseln. Von der Relaxation bis zur Extubation müssen lediglich die Parameter verstellt werden. *Baum* selber schreibt: „Der Wegfall des willkürlichen Aktes der Umschaltung auf eine augmentierende Beatmung erübrigt somit die Wahl des Zeitpunktes der Entwöhnung.“¹⁵.

BIPAP wird üblicherweise mit einem Demand-Ventil-System realisiert, möglich wäre aber ebenfalls die Umsetzung mit einem periodisch umschaltenden CPAP-Ventil.

Als wesentliches Spezifikum von BIPAP gilt, dass es der einzige Modus neben IMV/SIMV ist, der unterschiedliche Atem- bzw. Beatmungsfrequenzen von Patient und Respirator zulässt und ein gewisses Mindestatemminutenvolumen garantiert^{41,52}. Mittlerweile existieren diverse Abwandlungen und Ergänzungen zum BIPAP, z.B. BIPAP mit PSV auf P_{low} oder Variationen der Druckanstiegssteilheit unter BIPAP. Aufgrund seiner Variationsmöglichkeiten kann dieser Modus viele Beatmungsformen simulieren³². Daher ist es wichtig im Zusammenhang mit dem Begriff BIPAP auch stets die Beatmungsparameter anzugeben.

Im Appendix ist ein Überblick zu den unterschiedlichen Einstellungen in den kommerziell angebotenen Respiratoren (z.B. EVITA ab Version 2, DRÄGERWERKE, Lübeck, Deutschland; CESAR, Fa. TAEMA, Antony Cédex, Frankreich; PULMOFLOW, Fa. E. BIEGLER, Mauerbach, Österreich) dargestellt. In der vorliegenden Studie wurde mit dem genuinen BIPAP gearbeitet.

Die im Appendix erwähnte APRV stellen *Stock* und *Downs*, die übrigens auch IMV einführten, bereits 1987 vor^{23,54,55}. APRV wurde entwickelt, um Barotraumen und hämodynamische Nachteile der druckkontrollierten Beatmung (IPPV), zu vermeiden^{49,50}. Man könnte APRV als Vorläufer von BIPAP bezeichnen, da es BIPAP mit umgekehrtem Atemzeitverhältnis darstellt.

1.3 Ziele der Studie

Die vorliegende Studie sollte klären, wie effektiv BIPAP die Atmung eines Probanden unterstützen kann, und wie dieser die Qualität der Assistenz subjektiv bewertet. Als

Vergleich diene die konventionelle druckunterstützte Beatmung (PSV) und die unassistierte Spontanatmung (CPAP).

PSV ist ein Assistenzverfahren, das grundsätzlich die synchrone Assistenz anstrebt. In letzter Zeit gab es jedoch zunehmend Berichte in der Literatur über Asynchronitäten unter PSV^{57, 62, 63}. BIPAP hingegen ist ein fast zwangsläufig asynchron arbeitendes Verfahren, so dass insbesondere unter den von uns gewählten Parametern eine 1:1-Synchronität unwahrscheinlich ist.

Um die Asynchronität der Verfahren zu bewerten, sollten die Interaktionen zwischen Proband und Respirator erfasst und quantifiziert werden. Im Vordergrund standen dabei das Atemmuster, also Atemhubvolumina und Atemzykluszeiten, Atemmuskelfrequenzen, sowie die Aufteilung der Atemarbeit zwischen Respirator und Patient. Zusätzlich sollten auch subjektive Aspekte Beachtung finden. Zur genaueren Beschreibung der atemmechanisch auffälligen Atemhübe war es notwendig, eine neue deskriptive Klassifikation bezüglich der Synchronität von Spontanatemhüben und Respiratoraktionen zu schaffen. Die wenigen in der Literatur beschriebenen Klassifikationen wie die von *Calzia et al.*¹⁹ waren uns nicht umfassend genug, da diese nur inspiratorische Synchronitäten betrachteten.

2 METHODIK

2.1 Probandenkollektiv

Von den zwölf Probanden, die in die Auswertung eingingen, waren sechs männlich und sechs weiblich. Das Alter lag zwischen 21 und 28 Jahren. Die durch venöse Blutentnahme bestimmten Werte für Hämoglobin, CO-Hämoglobin, Methämoglobin, Kalium und Natrium lagen allesamt im Normbereich. Sechs Probanden waren Raucher und konsumierten pro Tag zwischen 3 und 20 Zigaretten (im Durchschnitt 11).

Die Probanden nahmen keine für diese Studie relevanten Medikamente ein. Sieben Probanden trieben nach eigenen Angaben regelmäßig Sport.

Tabelle 1 gibt einen Überblick über alle 14 Probanden. Zwei Probanden brachen den Versuch auf eigenen Wunsch vorzeitig ab. Alle wurden durchgängig vom gleichen Untersucherteam betreut und gaben ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme an der durch die Ethikkommission genehmigten Studie.

Tabelle 1 Anthropometrische Daten der Probanden bei Versuchsbeginn

Proband	Alter (Jahre)	Körpergröße (cm)	Körpergewicht (kg)	HF (min ⁻¹)	MAD (mmHg)	SaO ₂ (%)	Hb (mg/dl)
1. m	28	186	83	71	103	100	-
2. m	28	177	69	59	128	99	14,9
3. w	24	163	55	57	101	100	11,7
4. w	27	182	68	66	87	99	12,5
5. m	26	196	86	82	109	100	14,4
6. w	23	167	54	69	89	100	13,4
7. m	26	197	85	66	95	98	13,9
8. w	26	164	58	62	73	100	-
9. m	24	170	70	90	105	100	14,5
10. m	24	180	78	62	96	98	15,6
11. w	21	173	58	73	92	100	13,0
12. w	26	166	62	64	105	99	12,4
$\bar{x} \pm s$	25 ± 2,1	177 ± 11,7	69 ± 11,8	68 ± 9,6	99 ± 13,6	99 ± 0,8	13,6 ± 1,2
m (Abbruch)	26	184	64	82	103	100	13,3
m (Abbruch)	28	178	74	109	116	100	14,8

m: männlich w: weiblich Daten aus technischen Gründen nicht zu erheben

Die Ein- und Ausschlusskriterien sind in Tabelle 2 aufgeführt. Es wurden zwei Probanden mit ASA (American Society of Anesthesiologists) Klasse 2 ebenfalls in die Studie aufgenommen, da die leichte Allgemeinerkrankung den Respirations- und Gastrointestinaltrakt nicht betraf.

Tabelle 2 Ein- und Ausschlusskriterien

Einschlusskriterien

- Alter zwischen 18 und 40 Jahren
- eingehaltene Nahrungskarenz sechs Stunden vor Versuchsbeginn
- physischer Status Klasse 1 nach ASA (American Society of Anesthesiologists)

Ausschlusskriterien

- Allergische Diathese, insbesondere bekannte Lokalanästhetika-Allergie
 - Anamnestisch zu vermutende oder bekannte Störung der Blutgerinnung
 - Anamnestische oder bei der Vorbereitung der Untersuchung sich ergebende Hinweise auf Erkrankungen oder Veränderungen im Oro- oder Hypopharynx oder im Oesophagus
 - Anamnestische oder bei der Vorbereitung der Untersuchung sich ergebende Hinweise auf Erkrankungen, Veränderungen oder Deformitäten der Luftwege, der Lunge, des Thorax oder im Abdomen
 - sonstige vorbestehenden Systemerkrankungen
-

2.2 Probandenvorbereitung

Die Probanden wurden auf einem Krankenbett in 30°-Elevation des Oberkörpers gelagert.

Beide Nasenhöhlen, der Pharynx und der Kehlkopfeingang wurden topisch mit Lidocain-Spray anästhesiert und die Ballonkatheter zur Messung des gastralen und ösophagealen Druckes platziert. Daraufhin führten wir eine Larynxmaske (Firma Intavent) in der von *Brain* entwickelten Technik¹¹ ein und verifizierten per Fiberoptik, wie bei *Füllekrug* und *Pothmann*^{27,28} beschrieben, durch den Schaft der Larynxmaske deren korrekten Sitz vor dem Kehlkopfeingang.

Im Rahmen einer kurzen Vorstudie erwies sich für die Probanden die Speichelretention zwischen Pharynxhinterwand und Larynxmaske als besonders unangenehm. Die intravenöse Applikation eines Anticholinergikums (hier 0,1 mg Glycopyrrolat) erwies sich als vorteilhaft. Lediglich eine Probandin (Nr. 6) erhielt aus organisatorischen Gründen kein Glycopyrrolat. Zusätzlich musste der Speichel aus dem oben genannten Problembereich intermittierend abgesaugt werden.

An die Larynxmaske wurde eine EVITA 2 (Softwareversion 75, DRÄGERWERK AG, Lübeck) angeschlossen, die die zu prüfenden Assistenzverfahren generieren konnte. Der Totraum von Maske (70 ml), Filter (70 ml) und Kapnometerküvette (10 ml) betrug 150 ml, dazu kamen für die Studienteile, die eine Totraumvermehrung erforderten, 435 ml durch Einfügen eines nicht dehnbaren Kunststoff-Schlauches zwischen Y-Stück und Kapnometerküvette.

Die Impedanzvermehrung wurde durch elastische Bandagierung von Thorax und Abdomen mittels zweier postoperativer Stützverbände der Firma PROTEMO, Köln

(Größe 3, für Körperumfang 85-95 cm) erreicht. Zwei Personen legten den Probanden die Bandagen maximal stramm an und fixierten sie mit selbstklebendem Gewebepband.

2.3 Ablauf der Studie

Im Rahmen der Studie durchliefen die Probanden je eine Phase PAV-, BIPAP- und PSV-assistierter Atmung unter Totraum und Impedanz-Vermehrung in randomisierter Reihenfolge. Auf die Verhältnisse unter PAV (Proportional Assist Ventilation) wird hier nicht näher eingegangen, sie sind Gegenstand einer anderen Arbeit.

In jedem Assistenzmodus mit Standardeinstellung (Tabelle 3) bewerteten die Probanden die Atemlast mittels der visuellen Analogskala (Seite 17).

Danach sollten die Probanden mit Handzeichen anzeigen, ob eine größere oder eine geringere Assistenz für sie subjektiv besser wäre oder ob die Assistenz ideal sei. So wurde das subjektive Optimum der Probanden gefunden. Variiert wurde unter PSV die Druckassistenz und unter BIPAP das obere Druckniveau P_{high} .

Auch unter der Optimumeinstellung baten wir die Probanden, ihre Atemlast mittels visueller Analogskala anzugeben. Der Übergang zur nächsten Phase fand erst statt, wenn endexpiratorischer P_{CO_2} und Atemmuster für eine Minute stabil erschienen.

Tabelle 3 Standardeinstellungen

• CPAP:	PEEP = 0 mbar	Flow-Trigger = 2 l/min
• PSV:	Druckassistenz = 10 mbar Rampe = 0,25 sec (= Dauer des Druckerstieges)	Flow-Trigger = 2 l/min
• BIPAP:	P_{high} = 10 mbar P_{low} = 0 mbar T_{high} = 2,5 sec T_{low} = 5 sec resultierende BIPAP-Frequenz = 8 /min	Flow-Trigger = 2 l/min Rampe = 0,25 sec

Kontrollphasen unassistierter (CPAP mit ZEEP) und unbelasteter Atmung, unassistierter Atmung mit Restriktion und unassistierter Atmung mit Restriktion und Totraumzusatz wurden den Versuchsphasen voran- und nachgestellt.

Der gesamte Versuchsaufbau ist in Abbildung 1 schematisch dargestellt.

2.4 Zielvariablen

2.4.1 Hauptvariablen

2.4.1.1 Primär gemessene Variablen

2.4.1.1.1 Gasfluss

Der Gasfluss ($\Delta V/\Delta t = \dot{V}$ [l/min]) wurde mittels Differenzdruckaufnehmer und eines geheizten Pneumotachographen (Außendurchmesser 76 mm, Firma JAEGER, Würzburg), der vor die Larynxmaske geschaltet wurde, ermittelt. Der Widerstand des Siebes liegt laut Herstellerangaben bei $36 \text{ Pa l}^{-1} \text{ s} \pm 2,5\%$.

2.4.1.1.2 Atemwegsdruck

Der Atemwegsdruck (P_{AO}) wurde über einen Atemgasfilter vor der LMA mit Hilfe eines differentiellen Transducers abgeleitet.

2.4.1.1.3 Ösophagusdruck und gastraler Druck

Der Ösophagusdruck (P_{eso}) und der gastrale Druck (P_{ga}) wurden mittels zweier Latexballons von 10 cm Länge, die sich am Ende eines 130 cm langen Polyäthylenkatheters (Firma JAEGER, Würzburg) mit seitlichen Perforationsöffnungen zur Kommunikation des Balloninhaltes mit dem Lumen befanden, gemessen. Als Differenz von Ösophagusdruck und gastralem Druck ergibt sich der transdiaphragmale Druck (P_{di}):

Gleichung 1

$$P_{di} = P_{eso} - P_{ga}$$

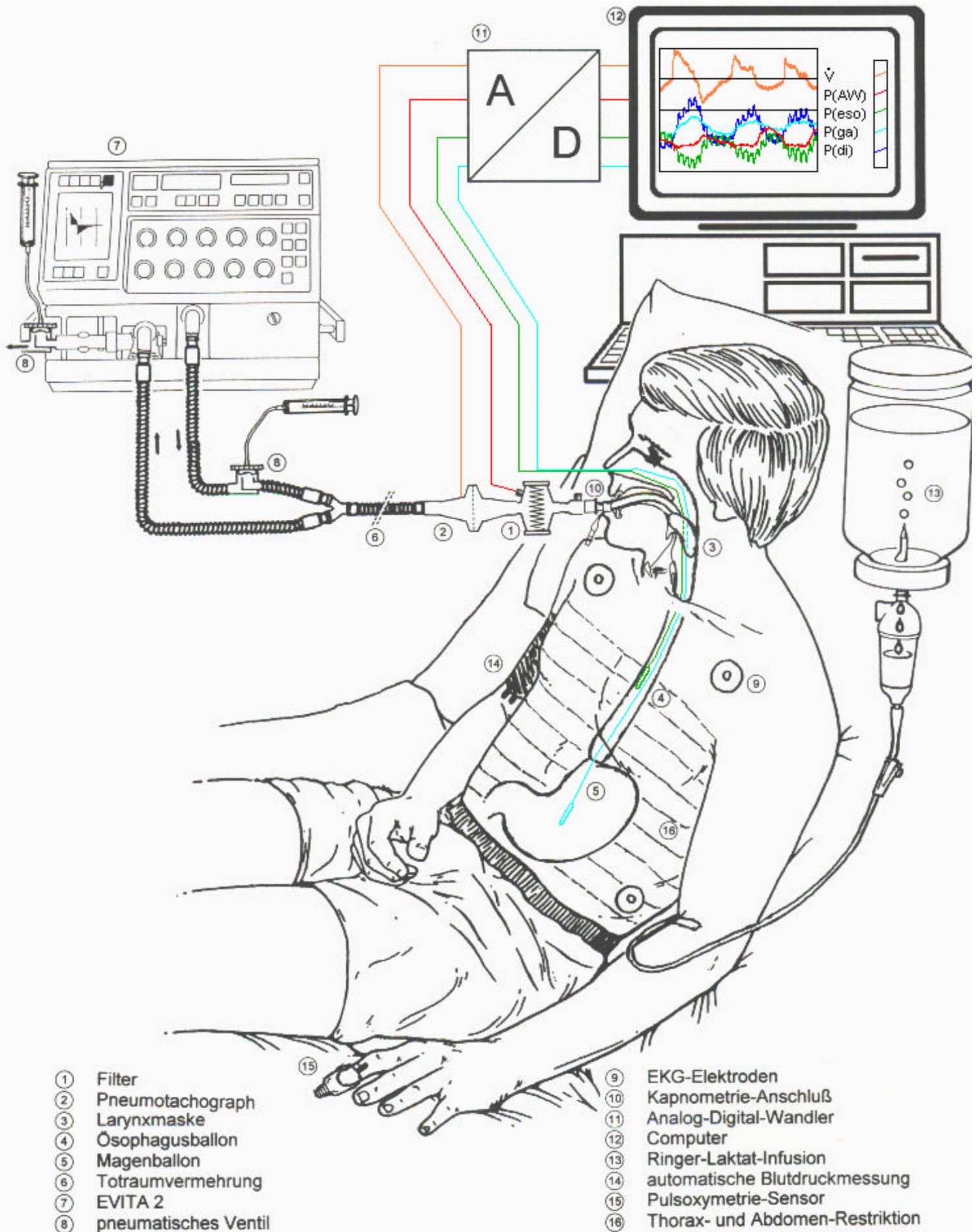
Die Ballons wurden, wie bei *Milic-Emili* et al. beschrieben⁴⁵, durch die Nase in den Magen geschoben und mit je 1,5 ml Luft gefüllt. Der Ösophagusballon wurde unter Monitoring der Druckkurve soweit zurückgezogen, bis der Ösophagusdruck eine inspiratorische Drucknegativierung zeigte. Die optimale Position befindet sich im mittleren Ösophagusdrittel, 30 bis 40 cm ab Naseneingang⁵⁸.

Die sichere Verifizierung gelang durch den „Okklusionstest“ nach *Baydur* et al.⁶. Hier atmet der Proband gegen einen verschlossenen Atemweg, wobei der Katheter die richtige Lage hat, wenn sich der Atemwegsöffnungsdruck und der Ösophagusdruck gleichförmig verhalten.

Alle Drücke einschließlich des Differenzdruckes am Pneumotachographen wurden mit piezoresistiven Transducern gemessen. Die Signale durchliefen einen 30 Hz Tiefpassfilter und wurden nach 100 Hz-Digitalisierung in einem PC aufgezeichnet. Die Software für die Datenaufnahme und -bearbeitung wurde mit einem kommerziell

erhältlichen Programm von einem Mitarbeiter des Institutes erstellt. Zu Beginn eines Versuchsdurchlaufes fand eine Kalibrierung mit definierten Drücken und Volumina statt.

Abbildung 1 schematische Übersicht über den Versuchsaufbau



- ① Filter
- ② Pneumotachograph
- ③ Larynxmaske
- ④ Ösophagusballon
- ⑤ Magenballon
- ⑥ Totraumvermehrung
- ⑦ EVITA 2
- ⑧ pneumatisches Ventil

- ⑨ EKG-Elektroden
- ⑩ Kapnometrie-Anschluß
- ⑪ Analog-Digital-Wandler
- ⑫ Computer
- ⑬ Ringer-Laktat-Infusion
- ⑭ automatische Blutdruckmessung
- ⑮ Pulsoxymetrie-Sensor
- ⑯ Thorax- und Abdomen-Restriktion

2.4.1.2 Abgeleitete und errechnete Variablen

2.4.1.2.1 Inspirationszeit, Zykluszeit, Atemfrequenz und Atemzeitverhältnis

Die Inspirationszeit, Expirationszeit, Zykluszeit (T_T) und Atemfrequenz wurden auf Grundlage der Flowkurve berechnet.

Das Atemzeitverhältnis zu Zykluszeit (T_I/T_T) ist nach *Bellmare* und *Grassino* eine wichtige Determinante des Zeitintervalls, in dem der bestehende transdiaphragmale Druck ($P_{ga} - P_{eso}$) nicht mehr aufrechterhalten werden kann⁷. Je größer T_I/T_T , desto kürzer ist die Expirationszeit. Dieses Intervall ist entscheidend für die Erholung der Atemmuskulatur²⁹. Verkürzt sich die Expirationszeit, so wird die Ausdauer des Patienten, die bestehenden Atembemühungen aufrecht zu erhalten, ebenfalls geringer. Wir ziehen für die Analyse von T_I den Parameter T_{di} heran, da am Gasfluss abzulesende Ereignisse keine zeitlich sichere Relation zur Muskelaktivität zu haben brauchen.

2.4.1.2.2 Atemhubvolumen und Atemminutenvolumen

Das Integral der Fläche unter der Pneumotachographenkurve entspricht dem Einatemvolumen (V_T) bzw. Ausatemvolumen. Das Atemminutenvolumen (AMV) ergibt sich aus der Multiplikation mit der Frequenz.

2.4.1.2.3 Atemarbeit von Proband und Respirator

Die Arbeit des Atemvorgangs (\dot{W}) wird bei Gesunden in Ruhe nur während der Inspiration geleistet. Die Expiration erfolgt passiv durch die in Gewebe und Thoraxwand gespeicherte potentielle Energie der Inspiration. Für die Atemarbeit des Probanden (\dot{W}_{PR}) ergibt sich:

Gleichung 2
$$\dot{W}_{PR} = \int P_{mus} dV$$

Die Arbeit entspricht dem Integral der Druck(P_{mus})-Volumen(V)-Kurve. P_{mus} ist hier die Drucknegativierung im Thoraxraum durch Betätigung der Atemmuskulatur während der Inspiration. Dieser Wert ist allerdings nicht direkt messbar, denn an dem der Muskulatur nächsten Messort, der Pleura, wird die Summe aus Muskelkräften und den passiven - im wesentlichen elastischen - Kräften der Chest Wall wirksam. Letztere werden üblicherweise aus der geschätzten oder zu einem anderen Zeitpunkt am passiven Patienten ermittelten Druck-Volumen-Beziehung der Chest Wall abgeleitet. Dazu muss jedoch das absolute Lungenvolumen bekannt sein, denn Veränderungen

der passiven Kräfte durch Verschiebung der funktionellen Residualkapazität bleiben sonst fälschlicherweise unberücksichtigt.

Da sich dieser Wert nicht ohne großen Aufwand ermitteln lässt, setzen wir den Abdominaldruck (P_{ga}) der Rückstellkraft des Thorax gleich. Dies ist unter der Annahme möglich, dass sich die Kompartimente Thorax und Abdomen auch bei Muskelaktivität im gleichen Verhältnis ausdehnen, wie dies bei passiver Beatmung der Fall ist⁴³. Bei Atmung auf der Relaxationskurve sind alle Muskeln um den gleichen Betrag angespannt, jeder Muskel ist repräsentativ für die Gesamtmuskulatur.

Hieraus folgt, dass man die Atemarbeit des Probanden (\dot{W}_{PR}) vereinfacht berechnen kann nach:

Gleichung 3
$$\dot{W}_{PR} = \int P_{di} dV$$

Die Arbeit des Respirators wurde davon unabhängig nach dem positiven Druck an der Atemwegsöffnung (P_{AO}) berechnet:

Gleichung 4
$$\dot{W}_{RESP} = \int P_{AO} dV$$

Als Gesamtarbeit (\dot{W}_{TOT}) bezeichnen wir die Summe aus Patienten- und Respiratorarbeit:

Gleichung 5
$$\dot{W}_{TOT} = \dot{W}_{RESP} + \dot{W}_{PR}$$

2.4.1.2.4 Diaphragmaler Tension-Time-Index

Aus dem Parameter T_{di}/T_T entwickelten *Bellemare* und *Grassino* 1982 den diaphragmalen Tension-Time-Index (TT_{di}), der zusätzlich zur Muskelanspannung auch die Kontraktionsdauer reflektiert. Sie stellten fest, dass dieser Wert eine Aussage über die Zwerchfell-Ermüdung treffen kann^{7,8}. Ein Patient, der ein Atemmuster länger als 45 min aufrecht erhalten kann, hat nach ihren Messungen einen TT_{di} von kleiner 0,15 (kritischer TT_{di})¹⁰. *Field* et al. fanden eine noch stärkere Korrelation zum O_2 -Verbrauch der Atemmuskulatur als für das pleurale Druck-Zeit-Integral²⁶.

Die Berechnungen für TT_{di} wurden mit folgender, nach *Barnard* und *Levine* verbesserten⁴, Formel durchgeführt:

Gleichung 6
$$TT_{di} = \frac{\bar{P}_{di}}{P_{di(max)}} \times \frac{T_{di}}{T_T}$$

$P_{di(max)}$ wurde über ein auf Seite 19 beschriebenes Manöver ermittelt. T_{di} ist das Zeitintervall, in dem sich der diaphragmale Druck bei Inspiration über der Baseline befindet und \bar{P}_{di} ist der durchschnittliche diaphragmale Druck im Intervall T_{di} .

2.4.1.2.5 Synchronitätsanalyse

Die Atemhübe werden nach ihrem zeitlichen Zusammentreffen mit den Respiratorhüben betrachtet. Der Proband hat die Möglichkeit, auf dem niedrigen Druckniveau, dem hohen Druckniveau oder synchron mit dem Respirator ein- und auszuatmen. So können sowohl für die Inspiration als auch für die Expiration drei Zustände definiert werden, die jeweils mit den Zahlen 1 bis 3 belegt werden (Tabelle 4).

Ob eine Inspirations- oder Expirationsbemühung des Probanden synchron von der Maschine unterstützt wird, richtet sich nach der zeitlichen Beziehung von Patientenaktivität und Respiratorverhalten. Wir definierten ein Zeitfenster von 700 ms um den Respiratorhub als synchrone Aktion. Dieser Wert erscheint recht hoch, es muss jedoch berücksichtigt werden, dass unsere Definition von Inspirationsbeginn des Probanden deutlich sensitiver durch die Bestimmung der transdiaphragmalen Druckschwankungen ist, als die Flow- oder gar Drucktrigger des Respirators sein können. Zusammen mit messtechnisch bedingten Schwankungen hat sich der oben genannte Wert als unter unseren Versuchsbedingungen realistisch herausgestellt.

Die Quantifizierung erfolgte gewichtet nach der relativen Anzahl der beobachteten unterschiedlichen Hübe bezogen auf die einzelnen Probanden.

Tabelle 4 Klassifikation der Patientenhübe (P)

Erste Stelle – Inspiration	Zweite Stelle - Expiration
1 auf P_{low}	1 auf P_{low}
2 synchron mit Respirator (getriggert)	2 synchron mit Respirator (getriggert)
3 auf P_{high}	3 auf P_{high}

Die Betrachtung der Synchronität kann auch aus Sicht der Respiratorhübe erfolgen, so dass analog die in Tabelle 5 dargestellte Klassifikation entsteht. Zur Verdeutlichung welche Hübe klassifiziert werden, wird vor die Zahlen der Buchstabe „P“ für Patientenhub bzw. „R“ für Respiratorhub gesetzt.

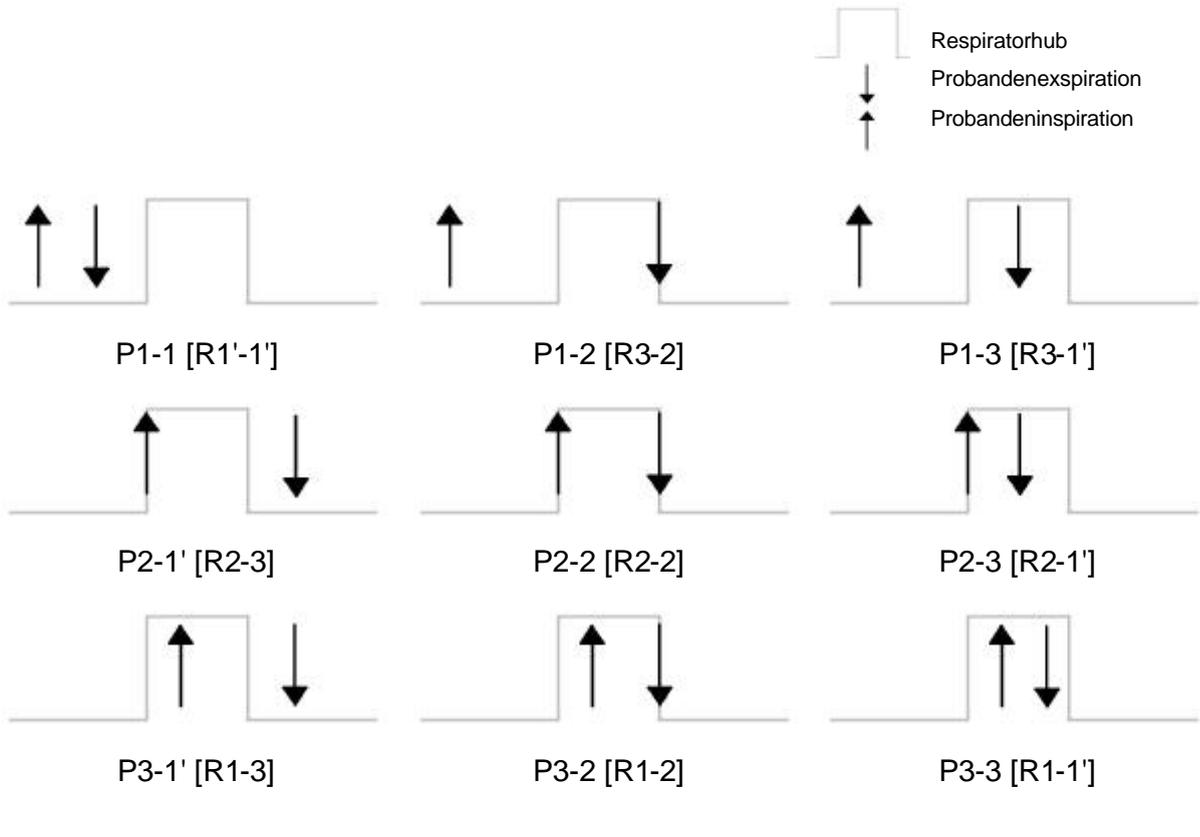
Tabelle 5 Klassifikation der Respiratorhübe (R)

Erste Stelle - Wechsel P_{low} auf P_{high}	Zweite Stelle - Wechsel P_{high} auf P_{low}
1 nach Patientenexpiration	1 nach Patientenexpiration
2 synchron mit Patienteninspiration (getriggert)	2 synchron mit Patientenexpiration (getriggert)
3 nach Patienteninspiration	3 nach Patienteninspiration

Aus dieser Klassifikation ergeben sich neun Grundzustände (Tabelle 6).

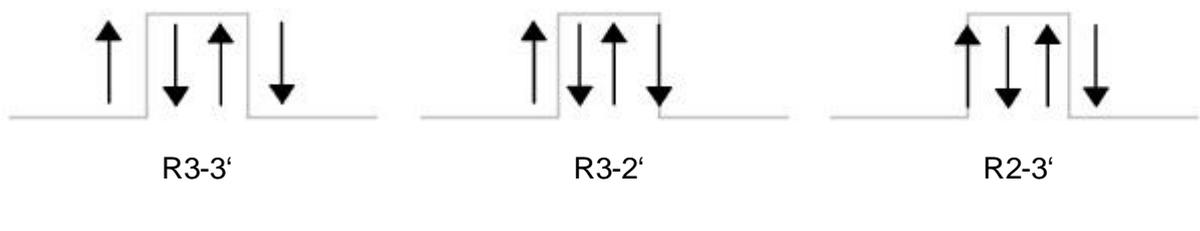
Die "Strich"-Klassifikationen besagen, dass es sich um Betrachtungen des nachfolgenden wiederholten Zustandes handelt, z.B. ein P_{low} nach P_{high} wäre 1', das P_{low} vor P_{high} 1. Deutlich wird dies bei den Hüben R1'-1' (kompletter Respiratorhub folgt kompletten Probandenhub, keine Überschneidung) und R 1-1' (Probandenhub beginnt nach Respiratorinspiration und endet vor der Respiratorexpiration, siehe Tabelle 6).

Tabelle 6 Klassifikation Atemhübe nach Proband (P) [und Respirator (R)]



Für die Respiratorklassifikation mussten drei weitere Zustände definiert werden (Tabelle 7).

Tabelle 7 Zusätzliche Hübe für Respirator-Klassifikation



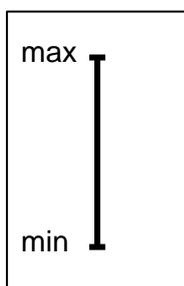
Andere als die hier aufgeführten Hübe wurden nicht beobachtet.

2.4.1.3 *Durch Befragung oder mittels besonderer Manöver erfasste Variablen*

2.4.1.3.1 Subjektive Atemanstrengung

Die subjektive Atemanstrengung wurde jeweils für die Standardeinstellung und für das gewählte Optimum mittels der allgemein anerkannten visuellen Analogskala^{1,2,48} (VA) erfasst. Hierbei handelt es sich um einen vertikalen Balken, der oben mit „max“ und unten mit „min“ beschriftet ist. Diese Skala wurde den Probanden auf einem aufrechten DIN A4 Blatt vorgelegt. Um den Probanden nicht durch verschiedene oder verkürzte Formulierungen oder durch den Fragenden zu beeinflussen, erhielt dieser einen schriftlich verlesenen Auftrag (Abbildung 2). Der Proband markierte mit einem Stift den gesuchten Punkt, der Abstand von „min“ zu dem Punkt wurde später vermessen und ausgewertet (0-20 cm).

Abbildung 2 Visuelle Analogskala



„Suchen Sie sich einen Punkt auf der Skala, von dem Sie denken, dass er am besten Ihre Anstrengung beim Atmen widerspiegelt. Nehmen Sie irgendeinen Punkt, den Sie wollen. Gesteigerte Anstrengung beim Atmen sollte durch Auswahl eines höher gelegenen Punktes deutlich gemacht werden.“

2.4.1.3.2 Atemwegsverschlussdruck (P0.1)

Der P0.1 gilt als direktes Maß für den neuro-muskulären Atemantrieb, da eine enge Beziehung zur elektromyographisch bestimmten Phrenikusaktivität besteht^{47,36}. Die Übertragung des Druckes vom Pleuraspalt bis vor den Mund erfolgt ohne Volumenänderung oder Gasverschiebung, daher ist er von Resistance und Compliance des respiratorischen Systems unabhängig²⁰. *Whitelaw* et al. zeigten 1975, dass die minimale Latenzperiode bis zur Änderung des Druckes durch Reaktionen des Probanden auf den Verschluss 150 ms beträgt, daher wurde die Bestimmung des Mundverschlussdruckes 100 ms nach Inspirationsbeginn vorgeschlagen⁶¹.

Für P0.1 gelten als Standardwert 3 - 4 mbar. Werte > 4 mbar sind Ausdruck eines hohen Atemantriebs, der nur begrenzte Zeit aufrechterhalten werden kann und Werte > 6 mbar zeigen drohende Erschöpfung an⁵³.

Das von uns eingesetzte Beatmungsgerät EVITA 2 hat die Messung des Atemwegsverschlussdruckes (P0.1) serienmäßig implementiert. Hier beginnt die Zeitbedingung 100 ms, wenn im Zuge der Inspirationsanstrengung ein Unterdruck von 0,5 mbar gemessen wird. Wir nutzten die Atemwegsverschlusszeit des Respirators zur Ermittlung von P0.1 unter CPAP und PSV. Den P0.1-Wert berechneten wir selber aus der resultierenden P_{AO} -Kurve. Da im BIPAP-Modus die automatische

Atemwegsverschlusszeit der EVITA 2 nicht nutzbar ist, war es nötig den Einatemschenkel durch Zwischenschaltung eines pneumatischen Ventils (Abbildung 1), für den Probanden unerwartet manuell zu okkludieren. Der Einatemschenkel wurde während der Expiration verschlossen, so dass die folgende Inspiration für kurze Zeit bei okkludierten Atemwegen stattfand.

P0.1 wurde in den Kontrollphasen und in den Assistenzverfahren mit Standard- und Optimumeinstellung mehrfach erhoben.

2.4.1.3.3 Statischer Druck bei verschiedenen Volumina als Maß für die statische Compliance von Lunge und Thorax

Die Compliancemessung sollte die Impedanzsteigerung des respiratorischen Systems durch Abdomen- und Thoraxrestriktion quantifizieren und damit deren Qualität beurteilbar machen.

Die statische Compliance der Probanden wurde unassiiert vor und nach dem Versuchsablauf einmal ohne Belastung und einmal mit Restriktion bestimmt, indem der Proband nach Inspiration eines beliebigen Volumens die Atemmuskulatur vollständig entspannte und die Glottis offen hielt. Hierzu wurde der Expirationsschenkel mittels eines Ballonventils (Abbildung 1) okkludiert.

Durch die Verrechnung der Druckänderungen an der Atemwegsöffnung, des Oesophagus und des Magens mit den entsprechenden Volumenänderungen konnten die Compliance der Lunge, des Thorax und des gesamten respiratorischen Systems getrennt voneinander bestimmt werden.

Der am Mund gemessene Druck (P_{AO}) entspricht unter statischen Bedingungen, d.h. nachdem sich die Alveolarbereiche mit unterschiedlichen Zeitkonstanten im Sinne des Alveolarrecruitments ausgeglichen haben und P_{AO} konstant bleibt, dem Alveolardruck. Dieses Manöver wurde ca. drei Mal durchgeführt, so dass sich die Beziehung $\Delta V/\Delta P$ als statische thorako-pulmonale Compliance im Sinne einer Relaxationskurve aufstellen ließ.

2.4.1.3.4 $P_{di(max)}$

Der maximale transdiaphragmale Druck ($P_{di(max)}$) wird zur Berechnung des diaphragmalen Tension-Time-Index (siehe Seite 14) benötigt. Er wurde unter Belastung, aber ohne Assistenz bestimmt, indem die Probanden auf dem Niveau der funktionellen Residualkapazität durch kräftigen Inspirationsversuch ($P_{eso}\downarrow$) gegen die Okklusion des Inspirationsschenkels mittels eines pneumatischen Ventils das

Zwerchfell maximal anspannten ($P_{ga}\uparrow$) und zusätzlich die Bauchmuskulatur aktivierten ($P_{ga}\uparrow\uparrow$). Das Maximum von P_{di} wurde als $P_{di(max)}$ definiert⁷.

2.4.1.3.5 Subjektive Abschlussbewertung durch den Probanden

Nach Abschluss der Untersuchungsphase wurden die Probanden aufgefordert, sich in freien Worten zu der Studie und den Assistenzverfahren zu äußern.

2.4.2 Begleitvariablen

Die Daten für Herzfrequenz, Blutdruck und arterielle Sauerstoffsättigung per Pulsoxymetrie wurden mit einem Monitoring-System (Clinicomp, Firma MARQUETTE) alle 3 Minuten erfasst.

Der endtidale Kohlendioxidpartialdruck (P_{CO_2}) wurde mit einem Kapnometer im Nebenstromverfahren quantitativ (Normocap, Firma DATEX) ermittelt.

2.4.3 Biometrie

Je Untersuchungsphase wurden die kontinuierlich gemessenen Daten aus einer längeren Phase ungestörter, stabiler Atmung zur weiteren Analyse und Ermittlung der zu errechnenden Variablen herangezogen.

Alle demographischen Daten und Messwerte wurden auf die jeweils zulässigen Mittel- und Streuungswerte untersucht.

Die Werte intervall- und proportionalskalierter Variablen wurden per Varianzanalyse, die der ordinalskalierten per Friedman-Test auf Unterschiede zwischen den Beatmungsverfahren geprüft, jeweils ggf. mit passender Korrektur für Mehrfachtestung.

Die Nullhypothese wurde bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit $< 5\%$ verworfen. Alle numerischen Angaben sind Mittelwerte mit Standardabweichungen.

3 ERGEBNISSE

Bei der Auswertung der Compliance stellten wir fest, dass, obwohl das Manöver zu Beginn der Studie mehrfach geübt wurde, die Durchführung häufig nicht optimal war. Zwar ließen sich die Fälle, in denen die Glottis verschlossen oder die Bauchmuskulatur angespannt wurde, nachträglich aufgrund der typischen Magendruckkurve bzw. des sich nicht aufbauendem Atemwegsöffnungsdruckes aus der Wertung entfernen, es ließ sich aber anhand der auswertbaren Ergebnisse lediglich eine Halbierung der Thoraxwand-Compliance (von $0,44 \pm 0,19$ l/mbar auf $0,213 \pm 0,075$ l/mbar) sicher beschreiben. Damit kann die Restriktion als effektiv angesehen werden.

Im Weiteren wird für Vergleiche in erster Linie die nach Probandenangabe optimierte Respiratoreinstellung herangezogen, da in der Praxis auch optimale Parameter angestrebt werden.

Durchschnittlich wurde die Assistenz durch die Probanden erhöht, und zwar von 10 mbar auf 11,6 mbar unter PSV und von 10 mbar auf 12,8 mbar unter BIPAP (Tabelle 8). Lediglich zwei Probanden erniedrigten die voreingestellte Assistenz um zu ihrem Optimum zu gelangen (je einer unter BIPAP und PSV).

Tabelle 8 subjektive Assistenzoptimierung

Proband	PSV (mbar)	BIPAP (mbar)
1. m	10,0	15,0
2. m	7,5	10,0
3. w	15,0	15,0
4. w	10,0	12,0
5. m	12,0	12,0
6. w	15,0	12,0
7. m	15,0	8,0
8. w	10,0	10,0
9. m	10,0	15,0
10. m	12,5	20,0
11. w	12,5	15,0
12. w	10,0	10,0
$\bar{x} \pm s$	11,6 ± 2,5	12,8 ± 3,3
Standard	10,0	10,0

Signifikante Änderungen durch nach Probandenangaben optimierte Respiratoreinstellungen fanden sich lediglich unter PSV. Hier bewirkte das Optimum eine Senkung des Anteils der Patientenarbeit an der Gesamtarbeit (PSV stand. $0,52 \pm 0,08$ vs. PSV opt. $0,435 \pm 0,11$; $p=0,001$) und eine Reduktion der Patientenarbeit pro Volumen (PSV stand. $0,99 \pm 0,26$ Joule/l vs. PSV opt. $0,85 \pm 0,26$ Joule/l; $p=0,02$). Nicht signifikante Änderungen, die die optimierte Einstellung bewirkte, waren die Herabsetzung der Patientenarbeit, des TT_{di} , des P0.1 und eine Steigerung der Sa_{O_2} .

Die Atmung mit vollbelastetem (Restriktion und Totraum) CPAP ohne Assistenz erwies sich lediglich für sieben Probanden erträglich. Für einen statistischen Vergleich ist die Datenmenge nicht ausreichend. Daraus folgt, dass hier nur Vergleiche mit alleiniger Restriktion und mit unbelastetem CPAP präsentiert werden.

3.1.1 Abgeleitete und errechnete Variablen

3.1.1.1 *Inspirationszeit, Zykluszeit, Atemfrequenz und Atemzeitverhältnis*

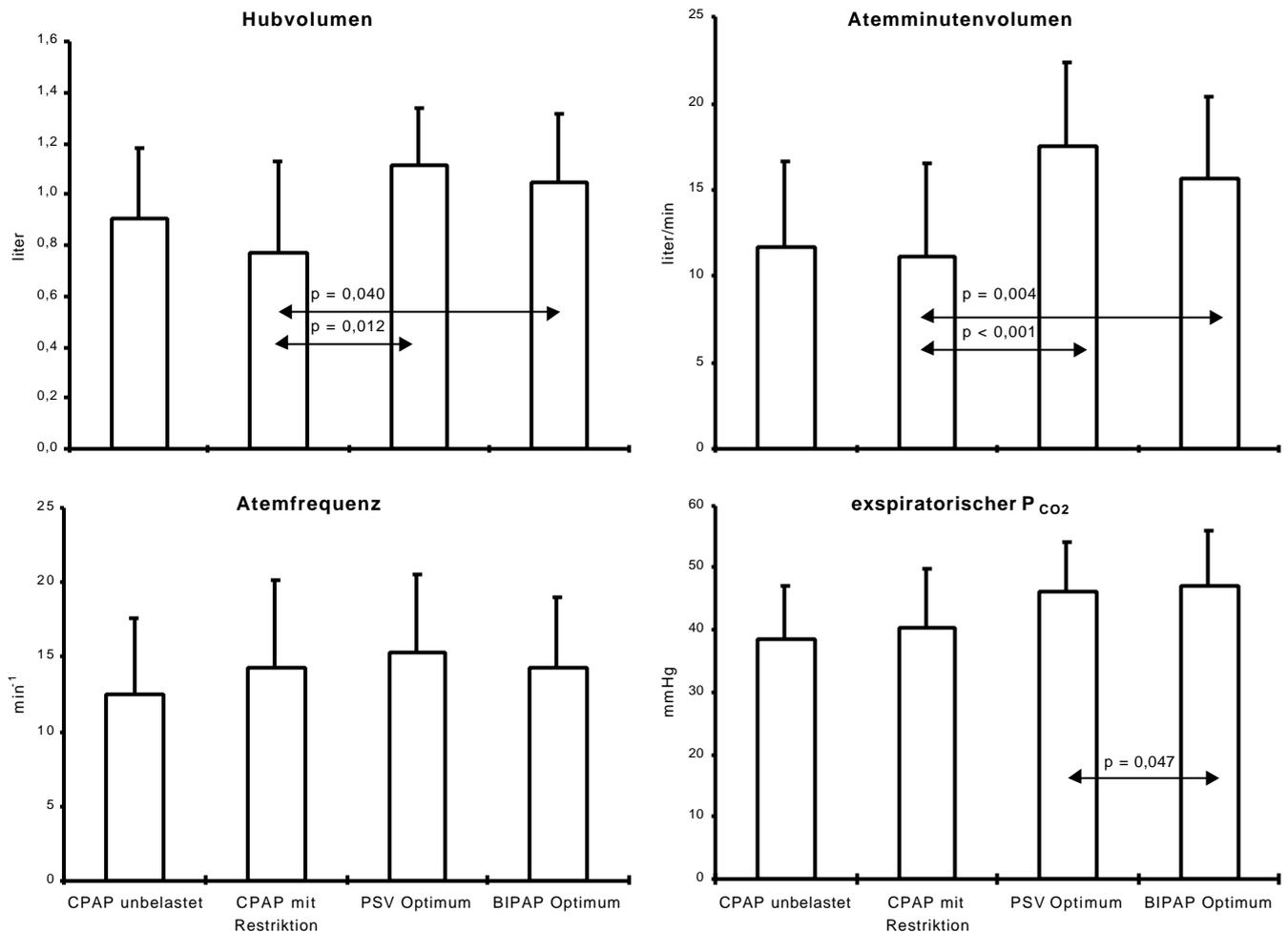
Das Verhältnis Inspirationsdauer/Zykluszeit (T_{di}/T_T) ergibt für optimiertes BIPAP signifikant ($p=0,036$) höhere Werte ($0,45 \pm 0,07$) als für optimiertes PSV ($0,41 \pm 0,05$), bei nicht signifikant unterschiedlicher Atemfrequenz ($14,4 \pm 4,6 \text{ min}^{-1}$ vs. $15,3 \pm 5,2 \text{ min}^{-1}$, Abbildung 3) und Inspirationszeit ($2,03 \pm 0,51 \text{ sec}$ vs. $1,70 \pm 0,41 \text{ sec}$).

3.1.1.2 *Atemhubvolumen und Atemminutenvolumen*

Die Steigerung des Hubvolumens durch die Assistenzverfahren war jeweils signifikant im Vergleich mit restringiertem CPAP ($0,77 \pm 0,36 \text{ l}$; Abbildung 3); untereinander ließen sich Signifikanzen jedoch nicht ermitteln. PSV-Optimum war in der Lage, eine Erhöhung des Hubvolumens auf $1,11 \pm 0,22 \text{ l}$ ($p=0,012$) zu bewirken, wobei BIPAP-Optimum die geringste Veränderung auf $1,05 \pm 0,27 \text{ l}$ hervorrief ($p=0,040$).

Ähnliche, jedoch nicht signifikante, Ergebnisse finden sich beim Atemminutenvolumen unter PSV-Optimum und BIPAP-Optimum ($17,46 \pm 4,94 \text{ l}$ vs. $15,66 \pm 4,76 \text{ l}$).

Abbildung 3 Atemmuster



3.1.1.3 Atemarbeit von Proband und Respirator

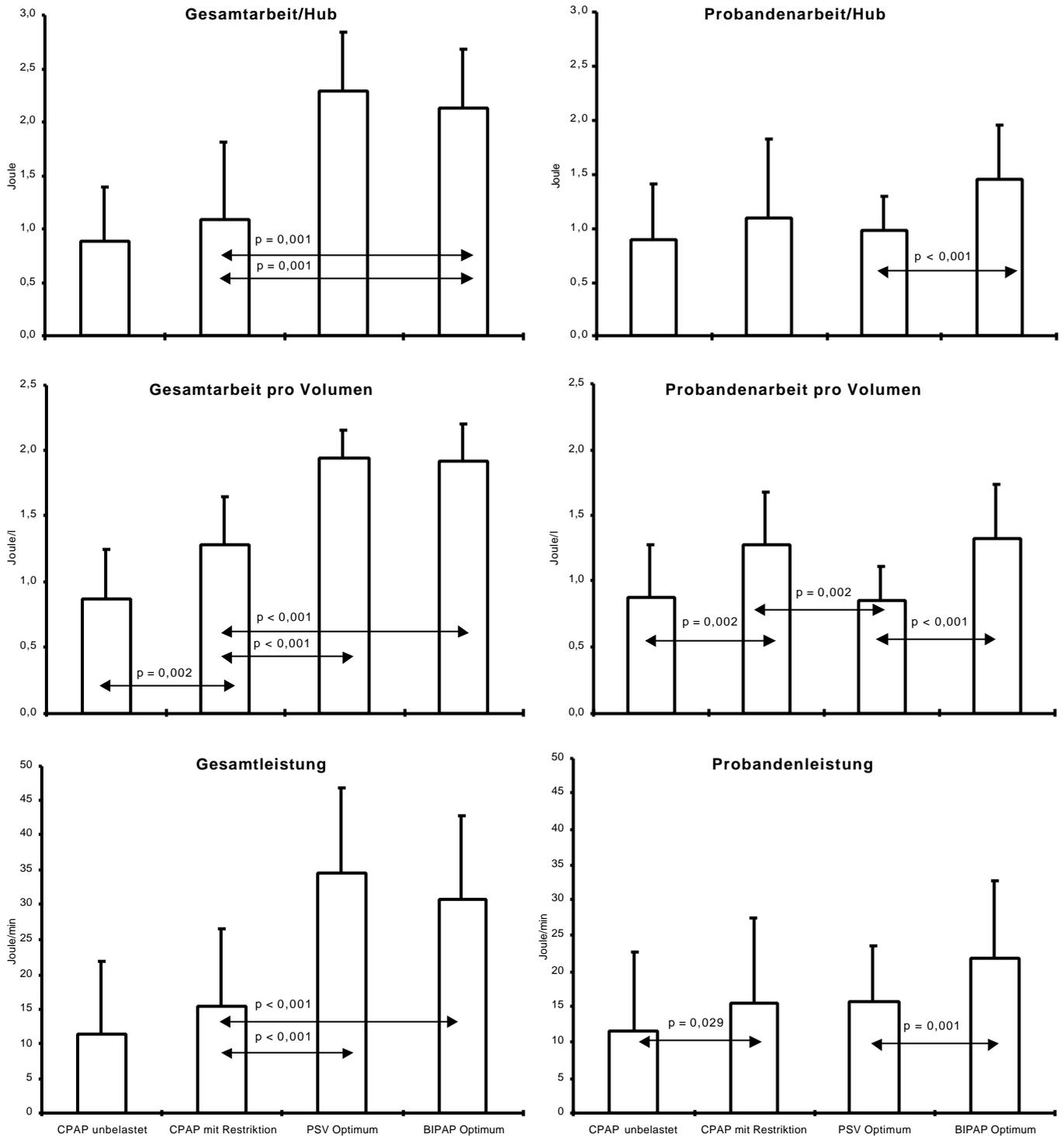
Die gesamte am respiratorischen System geleistete Atemarbeit stieg durch die Restriktion von $0,893 \pm 0,495$ Joule/Hub um einen nicht signifikanten Betrag auf $1,092 \pm 0,716$ Joule/Hub an. Bei Belastung mit Restriktion und Totraum fiel deutlich mehr Atemarbeit an. Diese Belastung erwies sich für die Probanden ohne Atemassistenz allerdings als zu groß, um ausreichend Daten für den statistischen Vergleich zu gewinnen. Die Zustände mit Assistenz belegen, dass deutlich mehr Arbeit entstand, wobei keine signifikanten Unterschiede zwischen den Assistenzverfahren auftraten (PSV-Optimum $2,287 \pm 0,547$ Joule/Hub vs. BIPAP-Optimum $2,140 \pm 0,540$ Joule/Hub). Die Zunahme der Arbeit verglichen mit restringiertem CPAP ($p=0,001$ in beiden Fällen) ist hingegen signifikant. Ähnliche, jedoch nicht signifikante, Unterschiede (Abbildung 4) ergibt die Betrachtung der Gesamarbeit pro Volumen

(PSV-Optimum $1,947 \pm 0,209$ Joule/l; BIPAP-Optimum $1,921 \pm 0,283$ Joule/l) und der Gesamtleistung ($34,525 \pm 12,265$ Joule/min vs. $30,666 \pm 12,133$ Joule/min).

Die Patientenarbeit der optimierten Assistenzverfahren allerdings ist deutlich niedriger unter PSV ($0,983 \pm 0,308$ Joule/Hub) als unter BIPAP ($1,463 \pm 0,493$ Joule/Hub) mit einer Signifikanz von $p < 0,001$. Diese Beobachtung findet sich auch bei der Patientenarbeit pro Volumen ($0,853 \pm 0,255$ Joule/l vs. $1,324 \pm 0,412$ Joule/l; $p < 0,001$), der Patientenleistung ($15,640 \pm 8,115$ Joule/min vs. $21,803 \pm 11,080$ Joule/min; $p = 0,001$) und dem Anteil der Patientenarbeit an der Gesamtarbeit ($0,435 \pm 0,106$ vs. $0,685 \pm 0,170$; $p < 0,001$; Abbildung 5).

Ein hierzu passendes Ergebnis lieferte das transdiaphragmale Druck-Zeit-Integral über eine Minute. Unter BIPAP-Optimum war dieses deutlich höher ($358,54 \pm 108,09$ mbars) als unter PSV-Optimum ($248,94 \pm 61,97$ mbars; $p < 0,001$). Der Vergleich von unbelastetem CPAP ($215,7 \pm 119,86$ mbars) mit CPAP bei Restriktion ($342,61 \pm 147,03$ mbars; $p = 0,001$) zeigt die Steigerung der Atemlast unter Restriktion signifikant (Abbildung 5).

Abbildung 4 Gesamtemarbeit und Probandenarbeit



3.1.1.4 Diaphragmaler Tension-Time-Index

Unter CPAP mit Restriktion fand sich ein höherer TT_{di} ($0,059 \pm 0,018$) als unter PSV-Optimum ($0,044 \pm 0,012$), der Unterschied ist signifikant ($p=0,035$). Die Werte für

BIPAP-Optimum waren sogar höher ($0,062 \pm 0,017$) als bei restringiertem CPAP (Abbildung 5). Im Vergleich mit PSV-Optimum ergibt sich eine deutliche Signifikanz ($p < 0,001$). Ein kritischer TT_{di} von größer 0,15 fand sich nicht.

3.1.1.5 Synchronitätsanalyse

Mittels der auf Seite 14 erläuterten Klassifikation wurden alle Hübe des Beobachtungszeitraums analysiert.

Die relativen Anteile der Atemhübe gewichtet nach Hubanzahl pro Proband bei den unterschiedlichen Assistenzverfahren sind auf der nächsten Seite in Tabelle 9 aufgeführt.

Tabelle 9 Verteilung der Klassifikationsgruppen

a) PSV-Standard (R): Aktivität der Maschine in Relation zur Probandenaktivität

		1	2	3	1'	
Maschine beginnt Expiration... Maschine beginnt Inspiration...		...mehr als 700 msec nach Beginn der Probanden- Expiration	... synchron (±700 msec) mit der Probanden- Expiration	...mehr als 700 msec vor Beginn der Probanden- Expiration	...mehr als 700 msec vor Beginn der folgenden Probanden- Inspiration	S
1	...mehr als 700 msec vor Beginn der Probanden- Inspiration	-	-	-	-	-
2	... synchron (±700 msec) mit der Probanden- Inspiration		88%	12%	-	100%
3	...mehr als 700 msec nach Beginn der Probanden- Inspiration		-	-	-	-
S		-	88%	12%	-	

PSV-Standard (P): Probandenaktivität in Relation zur Aktivität der Maschine

		1	2	3	1'	
Proband beginnt Expiration... Proband beginnt Inspiration...		...mehr als 700 msec vor Beginn der Maschinen- Inspiration	... synchron (±700 msec) mit der Maschinen- Inspiration	...mehr als 700 msec nach Beginn der Maschinen- Inspiration	...mehr als 700 msec vor Beginn der folgenden Maschinen- Inspiration	S
1	...mehr als 700 msec vor Beginn der Maschinen- Inspiration	-	-	-	-	-
2	... synchron (±700 msec) mit der Maschinen- Inspiration		88%	-	12%	100%
3	...mehr als 700 msec nach Beginn der Maschinen- Inspiration		-	-	-	-
S		-	88%	-	12%	

b) PSV-Optimum (R): Aktivität der Maschine in Relation zur Probandenaktivität

		1	2	3	1'	
Maschine beginnt Expiration... Maschine beginnt Inspiration...		...mehr als 700 msec nach Beginn der Probanden- Expiration	... synchron (±700 msec) mit der Probanden- Expiration	...mehr als 700 msec vor Beginn der Probanden- Expiration	...mehr als 700 msec vor Beginn der folgenden Probanden- Inspiration	S
1	...mehr als 700 msec vor Beginn der Probanden- Inspiration	-	-	-	-	-
2	... synchron (±700 msec) mit der Probanden- Inspiration		88%	12%	-	100,00%
3	...mehr als 700 msec nach Beginn der Probanden- Inspiration		-	-	-	-
S		-	88%	12%	-	

PSV-Standard (P): Probandenaktivität in Relation zur Aktivität der Maschine

		1	2	3	1'	
Proband beginnt Expiration... Proband beginnt Inspiration...		...mehr als 700 msec vor Beginn der Maschinen- Inspiration	... synchron (±700 msec) mit der Maschinen- Inspiration	...mehr als 700 msec nach Beginn der Maschinen- Inspiration	...mehr als 700 msec vor Beginn der folgenden Maschinen- Inspiration	S
1	...mehr als 700 msec vor Beginn der Maschinen- Inspiration	-	-	-	-	-
2	... synchron (±700 msec) mit der Maschinen- Inspiration		88%	-	12%	100%
3	...mehr als 700 msec nach Beginn der Maschinen- Inspiration		-	-	-	-
S		-	88%	-	12%	

c) BIPAP-Standard (R): Aktivität der Maschine in Relation zur Probandenaktivität

		1	2	3	1'	
Maschine beginnt Expiration...		...mehr als 700 msec nach Beginn der Probanden- Expiration	... synchron (±700 msec) mit der Probanden- Expiration	...mehr als 700 msec vor Beginn der Probanden- Expiration	...mehr als 700 msec vor Beginn der folgenden Probanden- Inspiration	S
Maschine beginnt Inspiration...						
1	...mehr als 700 msec vor Beginn der Probanden- Inspiration	-	-	3%	-	3%
2	... synchron (±700 msec) mit der Probanden- Inspiration		45%	11%*	6%	62%
3	...mehr als 700 msec nach Beginn der Probanden- Inspiration		24%**	-	11%	35%
S		-	69%	14%	17%	

* alles R2-3'-Hübe

** enthält 3% R3-2'-Hübe

BIPAP-Standard (P): Probandenaktivität in Relation zur Aktivität der Maschine

		1	2	3	1'	
Proband beginnt Expiration...		...mehr als 700 msec vor Beginn der Maschinen- Inspiration	... synchron (±700 msec) mit der Maschinen- Inspiration	...mehr als 700 msec nach Beginn der Maschinen- Inspiration	...mehr als 700 msec vor Beginn der folgenden Maschinen- Inspiration	S
Proband beginnt Inspiration...						
1	...mehr als 700 msec vor Beginn der Maschinen- Inspiration	31%	20%	9%	-	60%
2	... synchron (±700 msec) mit der Maschinen- Inspiration		25%	6%	-	31%
3	...mehr als 700 msec nach Beginn der Maschinen- Inspiration		4%	-	5%	9%
S		31%	49%	15%	5%	

d) BIPAP-Optimum (R): Aktivität der Maschine in Relation zur Probandenaktivität

		1	2	3	1'	
Maschine beginnt Expiration...		...mehr als 700 msec nach Beginn der Probanden- Expiration	... synchron (±700 msec) mit der Probanden- Expiration	...mehr als 700 msec vor Beginn der Probanden- Expiration	...mehr als 700 msec vor Beginn der folgenden Probanden- Inspiration	S
Maschine beginnt Inspiration...						
1	...mehr als 700 msec vor Beginn der Probanden- Inspiration	-	3%	0%	-	3%
2	... synchron (±700 msec) mit der Probanden- Inspiration		44%	-	19%	64%
3	...mehr als 700 msec nach Beginn der Probanden- Inspiration		10%	7%*	17%	33%
S		-	57%	7%	36%	

* alles R3-3'-Hübe

BIPAP-Optimum (P): Probandenaktivität in Relation zur Aktivität der Maschine

		1	2	3	1'	
Proband beginnt Expiration...		...mehr als 700 msec vor Beginn der Maschinen- Inspiration	... synchron (±700 msec) mit der Maschinen- Inspiration	...mehr als 700 msec nach Beginn der Maschinen- Inspiration	...mehr als 700 msec vor Beginn der folgenden Maschinen- Inspiration	S
Proband beginnt Inspiration...						
1	...mehr als 700 msec vor Beginn der Maschinen- Inspiration	31%	12%	16%	-	59%
2	... synchron (±700 msec) mit der Maschinen- Inspiration		27%	9%	-	36%
3	...mehr als 700 msec nach Beginn der Maschinen- Inspiration		2%	-	3%	5%
S		31%	41%	25%	3%	

Im Unterschied zu PSV kann unter BIPAP eine 1:1-Synchronisation von Patient und Maschinenaktivität nicht gewährleistet werden. Dieses wird in der absoluten Form wie unter PSV jedoch auch nicht angestrebt. Daher ist es nicht verwunderlich, dass sowohl inspiratorisch (Standard 31%, Optimum 36%) als auch expiratorisch (Standard 49%, Optimum 41%) deutlich weniger Hübe getriggert sind. Die unter PSV in 88% (Standard und Optimum) auftretenden inspiratorisch und expiratorisch getriggerten (P2-2) Hübe treten hier nur mit 25% (Standard) bzw. 27% (Optimum) auf. Da die gewählte BIPAP-Frequenz von 8 min^{-1} deutlich niedriger als die Patientenfrequenz von $14,05 \text{ min}^{-1} \pm 5,5$ (Standard) bzw. $14,35 \text{ min}^{-1} \pm 4,64$ (Optimum) ist, kann nicht erwartet werden, dass jede Patientenaktion getriggert wird.

Die Betrachtung der Synchronität aus Richtung der Maschinenhübe zeigt, dass inspiratorisch und expiratorisch getriggerte (R2-2) Hübe auch lediglich in 45% (Standard) bzw. 44% (Optimum) auftreten, unter PSV finden sich wiederum die o.g. 88% (Standard und Optimum). Auffällig sind unter PSV die Hübe P2-1' bzw. R2-3. Diese traten in 12% (Standard und Optimum) der Hübe auf, jedoch fast ausschließlich bei einem Probanden. Nicht zwangsläufig muss ein derartiger Atemhub bedeuten, dass der Respiator vorschnell einfällt, es könnte sich auch um ein Phänomen postinspiratorischer Zwerchfellaktivität handeln. Wir denken nicht, dass es sich hier um einen für die Probandenbedürfnisse zu kurzen Atemhub handelt.

Fast ein Drittel der Spontanhübe unter BIPAP (31% Standard und Optimum) sind komplett unassistent, der Proband trägt den vollen Anteil der Atemarbeit. Besonders auffällig sind die Hübe, in denen die Maschine in die Patienteninspiration einfällt (P1-3). Hier wechselt das Beatmungsgerät nach $79 \pm 16\%$ (Standard) bzw. $76 \pm 13\%$ (Optimum) der Patienteninspiration von P_{low} auf P_{high} , was subjektiv für den Patienten unangenehm ist. Der Anteil der Patientenarbeit an der Gesamtarbeit ist mit $81 \pm 12\%$ (Standard) bzw. $88 \pm 8\%$ (Optimum) entsprechend hoch.

Die komplett getriggerten (P2-2) Hübe unterscheiden sich bei BIPAP in den atemmechanischen Kenngrößen nicht von den analogen Hüben unter PSV. Für die Unterschiede von BIPAP zu PSV machen wir daher hauptsächlich die inspiratorisch auf dem niedrigen Druckniveau beginnenden Atemhübe (P1-1, P1-2 und P1-3) verantwortlich. Die Hübe P2-1' und P3-3 sind unter BIPAP nicht zu beobachten und die Hübe P3-1' (Standard 5%, Optimum 3%) und P3-2 (Standard 4%, Optimum 2%) haben aufgrund des seltenen Auftretens unter BIPAP keinen wesentlichen Anteil an den beobachteten Unterschieden zu PSV. In den Hüben P1-1, P1-2 und P1-3 wird der Hauptteil der Atemarbeit inspiratorisch ohne Assistenz geleistet.

3.1.2 Durch Befragung oder mittels besonderer Manöver erfasste Variablen

3.1.2.1 *Subjektive Atemanstrengung*

Anhand der visuellen Analogskala bewerteten die Probanden die Atemlast unter BIPAP generell, jedoch nicht signifikant, höher (Standard $10,92 \pm 4,70$ cm; Optimum $8,35 \pm 4,02$ cm) als unter PSV ($10,28 \pm 4,27$ cm; $6,87 \pm 4,43$ cm). Standard und Optima sind aufgrund des durch die Information „Optimum“ entstandenen Bias nicht zu vergleichen, daher werden hier keine Signifikanzen angegeben. Hieraus erklärt sich auch, dass einige Probanden die Atemlast unter der Optimierung selbst dort als geringer angaben, wo das Optimum der Standardeinstellung entsprach (Tabelle 10).

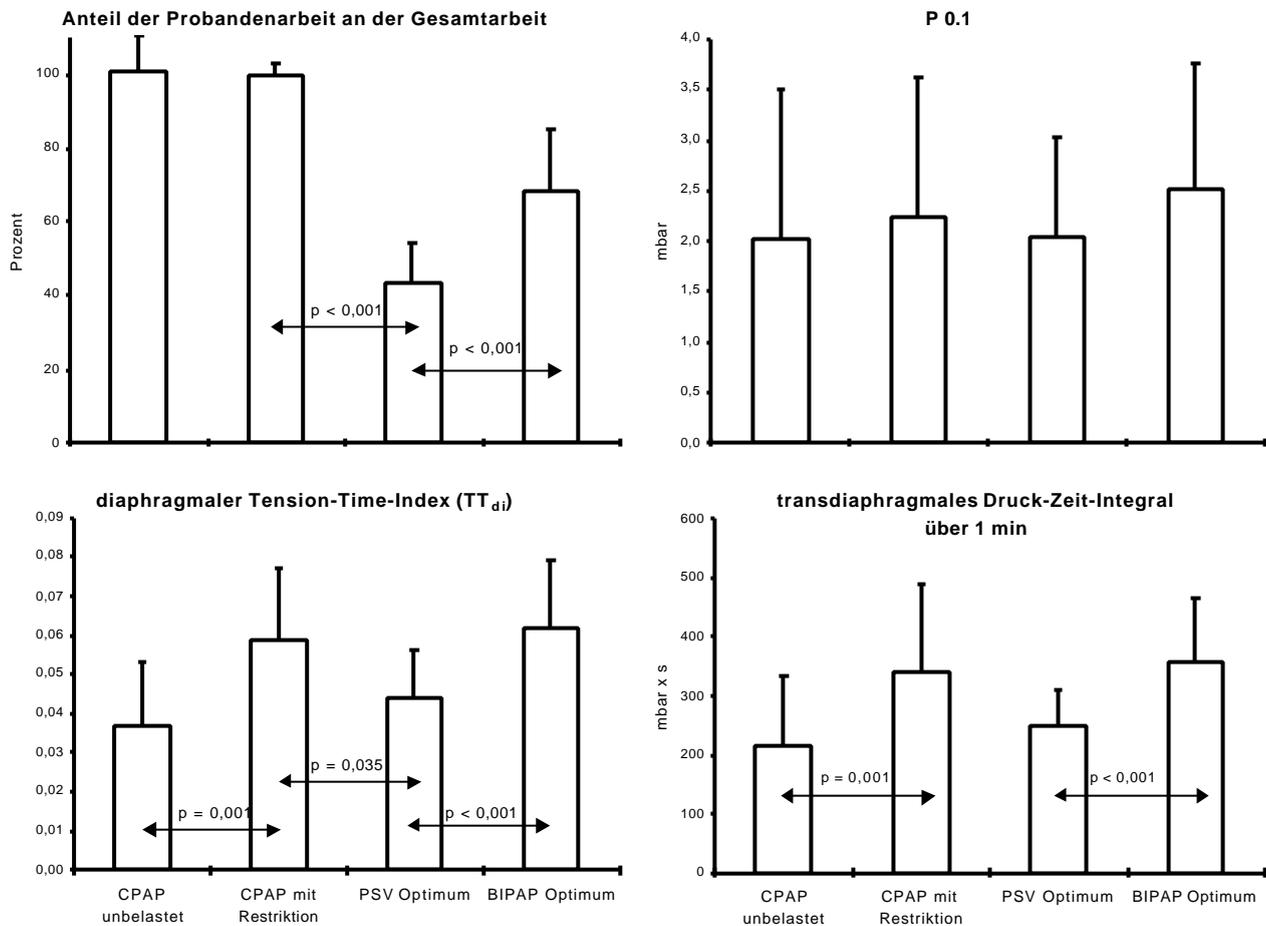
Tabelle 10 Ergebnisse visuelle Analogskala

Assistenzverfahren	\bar{x} (cm)	S
PSV - Standard	10,28	4,27
PSV - Optimum	6,87	4,43
BIPAP - Standard	10,92	4,70
BIPAP - Optimum	8,35	4,02

3.1.2.2 *Atemwegsverschlussdruck (P0.1)*

Die höchsten und im Vergleich mit restringiertem CPAP signifikanten Werte finden sich unter BIPAP-Standard ($2,223 \pm 1,391$ mbar vs. $3,029 \pm 1,704$ mbar; $p=0,005$). Hier finden sich sogar Maxima von 7,615 mbar. Verglichen mit PSV-Optimum ist P0.1 unter BIPAP-Optimum ebenfalls höher ($2,033 \pm 0,993$ mbar vs. $2,521 \pm 1,246$ mbar; Abbildung 5).

Abbildung 5 Atemlast



3.1.2.3 Subjektive Abschlussbewertung durch die Probanden

Die Probanden bewerteten die Untersuchung als erträglich, besonders die Larynxmaske wurde, nach ausreichender Lokalanästhesie, gut toleriert. Manipulationen an der Maske wurden als störend empfunden. Als problematisch erwies sich für die Probanden die Speichelretention an dem dorsalen Maskenwulst, wo trotz Anticholinergika intermittierend abgesaugt werden musste. Direkt nach Extubation hatten fast alle Probanden (11 von 14) Schluckbeschwerden und die Hälfte der Probanden leichte Halsschmerzen. Vier Stunden nach dem Versuch stellten sich bei allen Probanden Halsschmerzen ein.

Die retrospektive Beurteilung der einzelnen Verfahren ergab, dass PSV von keinem, BIPAP hingegen von fünf der zwölf Probanden als unangenehm empfunden wurde.

3.1.3 Begleitvariablen

Die Herzfrequenz erwies sich unter den Assistenzverfahren als stabil und mit durchschnittlich $77,5 \pm 14,8 \text{ min}^{-1}$ trotz Glycopyrroniumbromid vor dem Hintergrund der Belastung als normal. Es zeigten sich im Vergleich keine signifikanten Unterschiede. Dies galt auch für die nicht-invasiven Blutdruckwerte, die jedoch mit systolisch $144,5 \pm 18,7 \text{ mmHg}$ und diastolisch $88 \pm 11,8 \text{ mmHg}$ (Mitteldruck $111,4 \pm 13,9 \text{ mmHg}$) aufgrund der körperlichen Belastung in Relation zum Alter der Probanden erhöht waren.

Die arterielle Sauerstoffsättigung per Pulsoxymetrie zeigte geringfügig niedrigere Werte unter BIPAP (Standard $97,5 \pm 2,3 \%$; Optimum $97,9 \pm 1,7 \%$) im Vergleich mit PSV ($98,1 \pm 1,8 \%$; $98,4 \pm 1,8 \%$). Die durchschnittliche Sättigung unter unbelastetem CPAP war $99,3 \pm 1,2 \%$. Der Kohlendioxidpartialdruck der Ausatemluft ergab hingegen unter BIPAP die höchsten Werte (Optimum $47,0 \pm 8,9 \text{ mmHg}$) und war damit, wenn auch um einen geringen Betrag, signifikant höher als unter PSV-Optimum mit $46,2 \pm 7,9 \text{ mmHg}$ ($p=0,047$) und restringiertem CPAP mit $40,3 \pm 9,5 \text{ mmHg}$ ($p=0,013$).

4 DISKUSSION

Der Vergleich verschiedener Beatmungsverfahren ist ausgesprochen schwierig und beinhaltet stets die Gefahr, wie *Ambrosino* in einem Editorial schreibt, Äpfel mit Birnen ("Apples and oranges") zu vergleichen³. Um dies zu umgehen, müssen unabhängige und abhängige Variablen definiert und geprüft werden. Hierzu schlägt er drei mögliche Wege vor:

(1) Den mittleren Atemwegsdruck identisch zu wählen, (2) denselben Grad der Muskelentlastung in den zu vergleichenden Verfahren vorzugeben oder (3) die unterschiedlichen Modalitäten an den Patientenkomfort anzupassen.

Wir entschieden uns für Letzteres, da dies den Vorteil besitzt, die Verfahren in randomisierter Reihenfolge durchlaufen zu lassen und, ausgehend von der Prämisse, dass beide Verfahren eine adäquate Ventilation sicherstellen, die Patientenbelange im Vordergrund der Therapie stehen konnten.

Es galt, die untersuchten Beatmungsmodi unter den Bedingungen zu untersuchen, unter denen sie auch klinisch eingesetzt werden, nämlich unter Steigerung von Ventilationsbedarf und Impedanz des respiratorischen Systems. Dies ist an Probanden per Totraum-Zusatz resp. Restriktion von Thorax und Abdomen realisierbar^{33,34}. *Bradley* et al. setzten hierfür eine pneumatische Manschette ein und wiesen nach, dass sowohl bei Thorax- als auch bei Abdomenrestriktion die elastischen Rückstellkräfte und der maximale Expirationsflow signifikant anstiegen und die totale Lungenkapazität um 43 bzw. 40% abfällt⁹. Wir restringierten Thorax und Abdomen mittels eines Stützverbandes.

Zur Steigerung des Ventilationsbedarfes wurde der Totraum des respiratorischen Systems durch Zwischenschaltung eines Reptilschlauches vermehrt. Die Halbierung der Thoraxwand-Compliance und der relativ hohe P_{CO_2} von 43 ± 13 mmHg ohne Assistenz weisen die Effizienz dieser Maßnahmen nach. Zusätzlich wird die Steigerung der Atemlast dadurch deutlich, dass sich die Atmung ohne Assistenz für fünf Probanden als so anstrengend erwies, dass sie nicht lange genug aufrecht erhalten werden konnte, um eine Aufzeichnung ausreichender Messdaten zu ermöglichen. Die Werte der Gesamtatmarbeit unter alleiniger Restriktion bei CPAP von $1,281 \pm 0,366$ Joule/l (Abbildung 4) liegen deutlich über dem von *Sharp* angegebenen Durchschnittswert bei Gesunden von 0,73 Joule/l (zitiert bei *Kacmarek*³⁵). Auch die Gesamtleistung bei restringiertem Thorax ist unter CPAP mit 15,44 Joule/min deutlich erhöht.

Die Compliance der oberen Luftwege, vor allem der Mundhöhle, ist groß und durch wechselnde Aktivität der Wangen- und Mundbodenmuskulatur sehr variabel. Sie kann

die Messung der Mechanik des respiratorischen Systems (untere Luftwege, Lunge, Brustwand) beeinträchtigen. Bei einer Verbindung von Proband mit dem Respirator per Atemmaske ist daher mit einer entsprechenden Kontamination der Messwerte zu rechnen. Die ideale Überbrückung der oberen Luftwege per endotrachealer Intubation wäre aufgrund der bekannten möglichen Belästigungen und Risiken bei Probanden nicht zu rechtfertigen gewesen. Die weniger invasive Larynxmaske (LMA) hingegen stellte einen guten Kompromiss dar: Die oberen Luftwege wurden überbrückt, die mögliche Leckage von Atemgas bei hohen Beatmungsdrücken war angesichts der für diese Studie vorgesehenen niedrigen Drücke irrelevant.

Die von den Probanden nach Ende der Studie geäußerten Beschwerden im Sinne von Halsschmerzen und Schluckbeschwerden waren aufgrund der positiven Erfahrungen bei Patienten nicht zu antizipieren. Es bleibt daher zu konstatieren, dass bei wachem Probanden Schluckbewegungen zu mechanischen Irritationen geführt haben, was den Einsatz der Larynxmaske ohne Sedierung deutlich relativiert.

Für Vergleiche zogen wir in erster Linie die nach Probandenangabe optimierte Respiratoreinstellung heran, da in der Praxis auch Parameter, die dem Patienten den besten Komfort erlauben, angestrebt werden. Die unterschiedliche Assistenz der beiden Verfahren ermöglichte es nicht, von dem Optimum des einen Verfahrens auf das des anderen schließen zu lassen, so dass es unumgänglich war, hier die Probandenbelange einfließen zu lassen.

Die Messung des Sauerstoffverbrauches des Probanden ($\dot{V}O_2$ = „cost of breathing“) ist ein wertvoller Parameter, dessen Bestimmung aber mit großen Schwierigkeiten, Ungenauigkeiten und erheblichem technischen Aufwand verbunden ist^{Fehler! Textmarke nicht definiert.}. Auch die Messung des Elektromyogramms (EMG) des Zwerchfells ist auf Intensivstationen nur bedingt durchführbar. Wie ziehen daher als Maß die Atemarbeit (WOB) heran.

WOB kann in Joule/min, Joule/Hub und in Joule/l quantifiziert werden. Die Einheiten Joule/Hub und Joule/min enthalten die Faktoren Atemhubvolumen bzw. Atemminutenvolumen und sind somit ventilationsabhängig. Eine Normierung auf Arbeit pro Liter beschreibt zusätzlich Eigenschaften des respiratorischen Systems im Sinne der Lungenmechanik.

Bei beiden Verfahren wurde von den Probanden zum Erreichen des subjektiven Assistenzoptimums die voreingestellte Atemunterstützung soweit erhöht (oder erniedrigt) bis die Atmung für sie optimal unterstützt wurde. Der Anteil der Probandenarbeit an der Gesamtatmarbeit lag bei BIPAP signifikant höher (Abbildung 5). Deutlich zeigte sich, dass die Probanden eine geringere Assistenz unter BIPAP als Optimum empfanden, obwohl BIPAP sehr wohl in der Lage wäre, dem Patienten einen

höheren Prozentsatz der Atemarbeit als die von uns gefundenen ca. 30% (PSV ca. 60%) abzunehmen.

Unter Berücksichtigung der Tatsache, dass die Probanden in der hier vorliegenden Studie bei restringiertem CPAP signifikant niedrigere Hubvolumina und Atemminutenvolumina bei Atemfrequenzsteigerung hatten, ist der entscheidende Parameter für den Vergleich der Atemarbeiten der Assistenzverfahren mit CPAP die Probandenarbeit pro Volumen (Abbildung 4). Die deutlich niedrigeren Werte bestätigen die in der Literatur beschriebene Verminderung der Atemarbeit unter PSV verglichen mit CPAP^{15,25,40,59}. Unter BIPAP lassen sich keine signifikanten Unterschiede zu CPAP finden.

Da die Atemmuster (Hubvolumen, Atemminutenvolumen und Atemfrequenz) unter den Assistenzverfahren keinerlei signifikante Unterschiede zeigten (Abbildung 3), ziehen wir den Schluss, dass die signifikant höhere Probandenarbeit unter optimiertem BIPAP (Abbildung 4) auf diese Art der Assistenz zurückzuführen ist. Es kann jedoch nicht gefolgert werden, dass BIPAP die Atemarbeit, die am respiratorischen System geleistet werden muss, steigert, denn die Gesamtatemarkarbeit unterscheidet sich unter den Assistenzverfahren nicht.

Die Atemlast des Patienten wird jedoch nur unzureichend durch die Atemarbeit beschrieben, denn sie reflektiert nicht den gesamten O₂-Verbrauch der Atemmuskulatur. Nach der *Hill-Gleichung*³¹ ist der Energieverbrauch eines Skelettmuskels abhängig von der Anspannung, der Kontraktionsdauer und der Verkürzungsgeschwindigkeit. Die beiden letztgenannten Parameter können die Atemarbeit aufgrund des Fehlens einer Zeitkomponente nicht wiedergeben. Daher wurden zusätzlich als Parameter der Atemlast P0.1, das Atemzeitverhältnis und der diaphragmale Tension-Time-Index betrachtet.

Obwohl der Wert für P0.1 unter optimiertem BIPAP über dem für optimiertes PSV und restringiertem CPAP lag, wurden hier keine Signifikanzen gefunden. Es sollte jedoch erwähnt werden, dass unter BIPAP mit Standardeinstellung durchaus Maxima von 7,6 mbar auftraten. Derartig hohe Werte sind Anzeichen für eine drohende Erschöpfung.

Unter BIPAP finden sich signifikant höhere Werte für T_{di}/T_T als bei der Druckunterstützung, die Zeit der Muskelentspannung und damit der Erholung der Atemmuskulatur ist folglich verringert.

Deutlich signifikant unterscheiden sich ebenfalls die von uns gefundenen diaphragmalen Tension-Time-Indizes wie auch das transdiaphragmale Druck-Zeit-Integral pro Minute (Abbildung 5). Optimiertes BIPAP lieferte ebenfalls höhere Werte als optimiertes PSV und restringiertes CPAP.

Aus den dargestellten Ergebnissen lässt sich folgern, dass die BIPAP-Assistenz unter unseren Versuchsbedingungen, also nach Probandenentscheid über Höhe der Assistenz, eine höhere Atemlast und einen höheren Sauerstoffverbrauch der Atemmuskulatur als PSV zur Folge hatte. Zu diesem Ergebnis kommen auch *Calzia et al.*¹⁹. Ein kritischer TT_{di} fand sich nicht, und ein abdominelles Paradoxon oder ein respiratorischer Alternans als allgemein anerkannte Zeichen einer Erschöpfung der Atempumpe⁴⁶ waren nicht zu beobachten.

Hinsichtlich der pulsoxymetrisch bestimmten Sauerstoffsättigung gab es keine signifikanten Unterschiede, es leisten folglich beide Verfahren eine ausreichende Oxygenierung. Allerdings neigten die Probanden durch die Totraumvermehrung in beiden Assistenzverfahren dazu, Kohlendioxid zu retinieren, unter BIPAP sogar signifikant mehr als unter PSV. Die Assistenz von PSV scheint es dem Probanden besser zu ermöglichen, die Totraumvermehrung zu kompensieren.

Die druckunterstützte Beatmung führt, verglichen mit Spontanatmung, zu einer Erhöhung des Tidalvolumens bei gleichzeitigem Abfall der Atemfrequenz^{16,58} und verringert somit die Gefahr einer dynamischen Überblähung bzw. eines „intrinsic PEEP“¹³. Zudem ergaben klinische Studien einen Anstieg des Pa_{O_2} , Abfall des Pa_{CO_2} ⁶ und eine Verhinderung der Zwerchfell-Erschöpfung^{13,14}. Auch die Fähigkeit von PSV, die Erhöhung der Atemarbeit durch Tubus, Schlauchsystem und einen demand Flow zu kompensieren, kann als bewiesen angesehen werden³⁵. Klinische Studien belegen weiterhin den größeren Komfort für Patienten gegenüber kontrollierten Verfahren³⁵. PSV ist ein patientengetriggertes Beatmungsmodus und soll das synchrone Zusammenspiel von Respirator und Patient gewährleisten. Sowohl der Beginn als auch das Ende der inspiratorischen Atemanstrengung des Patienten sollen erkannt werden und der inspiratorische Gasfluss den Belangen des Patienten angepasst werden. PSV soll es dem Patienten ermöglichen, alleine die Atemfrequenz, die Inspirations- und die Expirationsdauer und die Größe des Hubvolumens zu bestimmen^{12,21,39,63}.

Im Rahmen des klinischen Einsatzes und innerhalb klinischer Studien wurden jedoch Beobachtungen gemacht, die die anfänglichen Vorstellungen, dass unter druckunterstützter Beatmung alleine der Patient sowohl die zeitliche Koordination der Atmung als auch das Hubvolumen bestimmen kann, nicht unter allen Umständen bestätigen konnten. *Fabry* und Mitarbeiter fanden unter PSV bei 9 von 11 Patienten Asynchronitäten während der Inspiration, die sie auf eine dynamische Überblähung zurückführten²⁴. Inspiratorische Asynchronitäten stellten wir bei keinem der Probanden unter PSV fest, allerdings gehen wir auch davon aus, dass keiner unserer pulmonal gesunden Probanden überbläht war. *Sydow* und Mitarbeiter beobachteten bei Patienten, dass ein hoher Initialfluss aufgrund des gerätespezifischen

Umschaltkriteriums (d.h. wenn der Inspirationsfluss auf 25% des Spitzenflusses gesunken ist) bei hohen Gasflüssen zu vorzeitigem Inspirationsabbruch führen kann und beschreibt dieses Phänomen als in der klinischen Praxis nicht selten. Hierdurch verliert der Patient die Kontrolle über die Expiration: Gerät und Patient arbeiten asynchron⁵⁷. Auch *Younes* berichtet von diesem Phänomen^{62,63}. *Fabry* schlägt zur Verbesserung der expiratorischen Synchronität vor: (1) die inspiratorische Druckanstiegssteilheit (Rampe) zu reduzieren, (2) eine höhere Druckunterstützung zu wählen und (3) das expiratorische Abschaltkriterium weniger sensitiv zu wählen²⁴. Da wir davon ausgehen, dass die optimale Druckunterstützung vom Probanden gewählt wurde und das expiratorische Abschaltkriterium geräteseitig fest eingestellt ist, vom Anwender also nicht variiert werden kann, wäre die einzige Möglichkeit zur Verbesserung der Synchronität die Verminderung der Rampe gewesen. Diesen Parameter haben wir bewusst nicht variiert, um zur besseren Interpretation der Daten nur wenige veränderliche Parameter zu verwenden. Im klinischen Alltag ist es durch kontinuierliches Monitoring der Fluss- und Druck-Zeit-Kurven möglich derartige Asynchronitäten frühzeitig zu bemerken und mit oben genannten Maßnahmen darauf zu reagieren.

Wir beobachteten ein ähnliches Phänomen bei einem der Probanden, wobei die Spitzenflüsse in diesen Fällen nicht ungewöhnlich hoch zu sein scheinen, die Frequenz sich mit ca. 10 min⁻¹ jedoch eher im unteren Bereich befand. Der Respirator schaltete bei diesen Hüben nach $64 \pm 4\%$ der Inspiration (Standard) ab (Optimum $63 \pm 5\%$) und der TTdi war mit $0,13 \pm 0,03$ (Standard) bzw. $0,12 \pm 0,03$ (Optimum) deutlich höher als bei allen anderen Hüben ($0,09 \pm 0,03$ Standard und Optimum). Dies spricht für eine größere Atemlast des Probanden. Die Compliance der Brustwand lag restringiert bei 0,12 l/mbar, was im Vergleich sehr niedrig ist. Derartige Hübe (P2-1') wurden unter BIPAP erwartungsgemäß nicht beobachtet, was methodisch aufgrund der langen Dauer von T_{high} mit 2,5 sec auch nicht verwundert. Wir vermuten, dass der vorliegende Fall nicht analog zu den von *Fabry*, *Sydow* und *Younes* beschriebenen Phänomenen ist. Auch bei einem normalen unassistierten Hub findet die Flussumkehr kurz nach dem Muskelmaximum statt. Da wir P2-1' Hübe nur bei einem Probanden beobachtet haben, der vergleichsweise langsam und tief atmete und eben nicht wie in der Literatur hohe inspiratorische Flüsse abforderte, kann man davon ausgehen, dass auch die postinspiratorische Aktivität entsprechend lange dauerte und zusammen mit Messungenauigkeiten falsch positiv aus unserem Messfenster fiel.

Somit kann man zusammenfassen, dass wir keine in- und expiratorischen Asynchronitäten unter PSV beobachteten, da die Probanden immer so kräftig atmeten, dass eine etwaige dynamische Überblähung sie nicht am Triggern hindern konnte.

Anders sähe die Situation bei Patienten aus, die aufgrund von respiratorischer Insuffizienz eine starke Assistenz benötigten. Weitaus problematischer erweisen sich im klinischen Alltag expiratorisch asynchrone Hübe, wie P2-3. Aufgrund der Verkürzung der Expirationszeit durch die überlange Maschineninspiration verschärfen sich dynamische Überblähungen und es entstehen konsekutiv auch inspiratorische Asynchronitäten. Da unsere Probanden auch nach Restriktion suffiziente Inspirationsmuskulatur und keine dynamische Überblähung besaßen, ergaben sich derartige Konstellationen bei uns nicht.

BIPAP assistiert nur wenige Atemzüge des Patienten direkt. In der längeren Phase des niedrigen Druckniveaus muss der Patient unassistiert ventilieren. Der Wechsel auf das hohe Druckniveau kann entweder synchron mit der Patienteninspiration stattfinden oder, wenn das Zeitfenster ohne Inspirationsbemühung verstreicht, asynchron. Für den Wechsel auf das niedrige Druckniveau gilt das selbe. BIPAP wurde in die klinische Routine eingeführt und in kommerziell erhältliche Respiratoren serienmäßig implementiert. In der Klinik und bei klinisch orientierten Studien erweist sich BIPAP als einfaches und, da ein gewisses Maß an Ventilation gewährleistet ist, sicheres Verfahren für die Weaning-Phase^{30,37,60}.

Wir erklären uns die Unterschiede zwischen BIPAP und PSV durch die asynchrone Atemunterstützung von BIPAP. Die Asynchronität von BIPAP scheint der limitierende Faktor der Assistenz zu sein. Die Probanden nutzten die technisch mögliche Assistenz nicht aus, sondern ließen sich nur etwa ein Drittel der Atemarbeit abnehmen.

Auch die subjektive Bewertung der unterschiedlichen Verfahren durch die Probanden anhand der visuellen Analogskala zeigt, dass BIPAP generell als anstrengender bewertet wurde und in der retrospektiven Betrachtung von fünf der zwölf Probanden sogar als unangenehm bewertet wurde. Auch dies führen wir auf die Asynchronität zurück.

Es lässt sich zusammenfassend sagen, dass wache und ansprechbare Probanden ein Atemverfahren wie PSV, das jeden einzelnen Hub assistiert, dem asynchronen BIPAP vorziehen und dass die vom Probanden gewählte Eigenleistung bei BIPAP, verglichen mit PSV, signifikant höher ist. Daraus wird deutlich, dass ein Assistenzverfahren wie BIPAP sich auch an anderen Faktoren als nur am technisch Möglichen messen muss, um die Qualität der Atemunterstützung zu bewerten.

Es kann hilfreich sein, den BIPAP-Modus zu wählen, wenn Adaptationsprobleme an andere Assistenzverfahren auftreten. BIPAP sollte aber vermieden werden, wenn der Patient (resp. dessen Atemmuskulatur) stark erschöpft ist oder der Patient mit anderen Assistenzverfahren gut zurecht kommt.

Es ist notwendig, in Folgestudien zu überprüfen, ob diese Ergebnisse auf beatmete Patienten in einer länger dauernden Weaning-Phase uneingeschränkt zutreffen und ob Patient-Ventilator-Interaktionen bei anderen BIPAP-Geräten als der EVITA 2, die sich zum Teil erheblich in Atemarbeit, Druck- und Flusskonstanz unterscheiden⁵¹, ähnlich denen in dieser Studie sind.

5 ZUSAMMENFASSUNG

Wir untersuchten an 12 Probanden die Beatmungsverfahren BIPAP und PSV hinsichtlich der Verteilung der Atemarbeit und Atemlast.

Das Atemmuster und auch die Gesamtatemarkarbeit zwischen den Verfahren zeigte keine Unterschiede, die Probandenarbeit unter BIPAP war jedoch signifikant höher. So nahm der Respiator den Probanden unter PSV ca. 60% der Atemarbeit ab, unter BIPAP hingegen nur 30%. Ebenfalls lag der diaphragmale Tension-Time-Index unter BIPAP signifikant höher. Unter unseren Versuchsbedingungen bedeutete die BIPAP-Assistenz eine höhere Atemlast und einen höheren Sauerstoffverbrauch als PSV.

Wache und ansprechbare Probanden ziehen ein Atemverfahren wie PSV, das jeden einzelnen Hub assistiert, dem asynchronen BIPAP vor. Die vom Probanden gewählte Assistenz durch BIPAP verglichen mit PSV ist deutlich geringer.

Wir erklären uns die Unterschiede zwischen BIPAP und PSV durch die asynchrone Atemunterstützung von BIPAP. Die Asynchronität von BIPAP scheint der limitierende Faktor der Assistenz zu sein.

Daraus wird deutlich, dass ein Assistenzverfahren wie BIPAP sich auch an anderen Faktoren als nur am technisch Möglichen messen muss, um die Qualität der Atemunterstützung zu bewerten.

6 APPENDIX

Unterschiedliche Einstellungen von BIPAP (modifiziert nach ⁵⁶)

1. CMV-BIPAP

Hier liegt eine reine zeitgesteuerte, druckkontrollierte Beatmung (CMV) ohne Spontanatmungsaktivität des Patienten vor. Eine gängige Einstellung für CMV-BIPAP wäre:

T_{high} 1,5-2 s	T_{low} 2,5-3 s (= CMV-Frequenz zwischen 12 und 15 min^{-1})
P_{low} 5 mbar	P_{high} 10-20 mbar über P_{low} (abhängig vom beabsichtigten V_T)

2. IMV-BIPAP

P_{high} ist kürzer als das P_{low} . Hier atmet der Patient nur auf dem unteren Niveau spontan. Wenn allerdings Spontanatmung vorhanden ist, erfolgt in der Praxis meist auch eine mehr oder weniger synchrone spontane Inspiration zusammen mit dem Wechsel von P_{low} zu P_{high} . Aufgrund der kurzen Dauer von P_{high} fehlt jedoch eine spontane Expiration auf diesem oberen CPAP-Niveau. Eine typische Einstellung für IMV-BIPAP ist:

T_{high} 1-2 s	T_{low} 4-8 s (= IMV-Frequenz zwischen 6 und 12 min^{-1})
P_{low} 5 mbar	P_{high} 10-20 mbar über P_{low} (abhängig vom beabsichtigten V_T)

3. APRV-BIPAP

Unter APRV (Airway-Pressure Release Ventilation) ist P_{high} länger als P_{low} . In der Regel ist P_{low} wesentlich kürzer als 2 s (0,5-1,5 s). In diesem Fall ist Spontanatmung nur auf dem hohen Niveau zu registrieren, da P_{low} zu kurz ist. Aber auch hier wird der Wechsel von P_{low} zu P_{high} meist von einer spontanen Inspiration verstärkt. Eine typische Einstellung für APRV-BIPAP ist:

T_{high} 2-6 s	T_{low} 0,5-1,5 s (= APRV-Frequenz zwischen 8 und 24 min^{-1})
P_{low} 5 mbar	P_{high} 15-25 mbar über P_{low} (abhängig vom beabsichtigten V_T)

4. Eigentlicher (genuiner) BIPAP

P_{high} ist etwa gleichlang wie P_{low} , so dass Spontanatmung auf beiden Niveaus auftritt. Typisches Beispiel einer genuinen BIPAP-Einstellung ist:

T_{high} 3-6 s	T_{low} 3-6 s (= BIPAP-Frequenz zwischen 5 und 10 min^{-1})
P_{low} 5-10 mbar	P_{high} 10-15 mbar über P_{low} (abhängig vom beabsichtigten V_T)

5. CPAP

bei dieser „extremen“ Einstellung von BIPAP sind P_{high} und P_{low} identisch, daher spielen T_{high} und T_{low} keine Rolle mehr, zum Beispiel:

T_{high} egal	T_{low} egal
P_{low} 5 mbar	P_{high} 5 mbar

6. BIPAP mit zusätzlicher PSV

Die Druckunterstützung als zusätzliche Ventilationshilfe wird nur auf T_{low} geleistet (EVITA ab Version 2). Diese Einstellung ist bei entsprechend langem P_{low} (wie IMV-BIPAP) sinnvoll. Eine typische Einstellung ist:

T_{high} 1-2 s	T_{low} 4-8 s (= IMV-Frequenz zwischen 6 und 12 min^{-1})
P_{low} 5 mbar	P_{high} 10-20 mbar über P_{low} (abhängig vom beabsichtigten V_T) zusätzliche Druckunterstützung von 10 mbar auf P_{low}

7. IMPRV

IMPRV (Intermittent Mandatory Pressure Release Ventilation) ist eine etwas später entwickelte Abwandlung des BIPAP, bei der jeder spontane Atemzug auf beiden CPAP-Niveaus mit zusätzlicher Druckunterstützung augmentiert wird (z.Zt. nur in CESAR-Ventilator). Letztendlich wird damit aber der Atemwegsdruck weiter angehoben. Eine typische Einstellung ist:

T_{high} 1-2 s	T_{low} 4-8 s (= IMV-Frequenz zwischen 6 und 12 min^{-1})
P_{low} 5 mbar	P_{high} 10 mbar über P_{low} zusätzliche Druckunterstützung von 10 mbar auf beiden Niveaus

7 GLOSSAR DER AKRONYME UND ABKÜRZUNGEN

AMV	Atemminutenvolumen
APRV	Airway Pressure Release Ventilation
ASA	American Society of Anesthesiologists
ASB	Assisted Spontaneous Breathing
BIPAP	Biphasic Positive Airway Pressure
CMV	Controlled Mandatory Ventilation (zeitgesteuert, druckkontrolliert)
CPAP	Continuos Positive Airway Pressure
Hb	Hämoglobin
HF	Herzfrequenz
HME	Heat and Moisture Exchanging (Filter)
IMPRV	Intermittent Mandatory Pressure Release Ventilation
IMV	Intermittent Mandatory Ventilation
IPPV	Intermitted Positive Pressure Ventilation
LMA	Larynxmaske
m	männlich
MAD	arterieller Mitteldruck (nicht-invasiv)
P	Druck
P_{aCO_2}	Arterieller Kohlendioxidpartialdruck
P_{aO_2}	Arterieller Sauerstoffpartialdruck
PAV	Proportional Assist Ventilation
P_{CO_2}	Kohlendioxidpartialdruck (endtidal)
PEEP	Positive Endexpiratory Pressure
P_{AO}	Atemwegsöffnungsdruck
P_{di}	transdiaphragmaler Druck
\bar{P}_{di}	durchschnittlicher transdiaphragmaler Druck im Intervall T_{di}
$P_{di(max)}$	maximaler transdiaphragmaler Druck
P_{eso}	Ösophagusdruck
P_{ga}	Magendruck
P_{high}	Einstellung des oberen Druckniveaus bei BIPAP
P_{low}	Einstellung des unteren Druckniveaus bei BIPAP
P_{mus}	Drucknegativierung im Thoraxraum durch Atemmuskulatur während der Inspiration
PSV	Pressure Support Ventilation
P0.1	Atemwegsverschlussdruck nach 100 ms
s	Standardabweichung der Grundgesamtheit

Sa_{O_2}	Arterielle relative Sauerstoffsättigung
SIMV	Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation
T_{di}	Zeitintervall, in dem P_{di} über Baseline (mit Beginn bei positivem Flow) ist
T_{high}	Zeitdauer für P_{high} (BIPAP)
T_I	Inspirationszeit
T_{low}	Zeitdauer für P_{low} (BIPAP)
T_T	Gesamtdauer des Atemzyklus (Inspirationszeit + Expirationszeit)
TT_{di}	diaphragmaler Tension-Time-Index
V	Volumen
\dot{V}	Flow = Gasfluss
VA	Visuelle Analogskala
V_T	Tidalvolumen
w	weiblich
\dot{W}	Work of Breathing = Atemarbeit
\dot{W}_{PR}	Atemarbeit des Probanden
\dot{W}_{TOT}	gesamte Atemarbeit
\bar{x}	arithmetisches Mittel
ZEEP	Zero Endexpiratory Pressure

8 LITERATUR

- ¹ Adams L, Chronos N, Lane R, Guz A. The measurement of breathlessness in normal subjects; validity of two scaling techniques. *Clin Sci* 1985; 69:7-16.
- ² Aitken RCB. Measurement of feelings using visual analogue scales. *Proc R Soc Med* 1969; 62:989-993.
- ³ Ambrosino A. Apples and Oranges. *Intensive Care Med* 1999; 25:775-777.
- ⁴ Barnard PA, Levine S. Critique on application of diaphragmatic time-tension index to spontaneously breathing humans. *J Appl Physiol* 1986; 60:1067-1072.
- ⁵ Baum M, Benzer H, Putensen C, Koller W, Putz G. Biphasic Positive Airway Pressure (BIPAP) - eine neue Form der augmentierenden Beatmung. *Anaesthesist* 1989; 38:452-458.
- ⁶ Baydur A, Behrakis PK, Zin WA, Jaeger M, Milic-Emili J. A simple method for assessing the validity of the esophageal balloon technique. *Am Rev Respir Dis* 1982; 126:788-791.
- ⁷ Bellmare F, Grassino A. Effect of pressure and timing of contraction on human diaphragm fatigue. *J Appl Physiol* 1982; 53:1190-1195.
- ⁸ Bellmare F, Grassino A. Evaluation of human diaphragm fatigue. *J Appl Physiol* 1982; 53:1196-1206.
- ⁹ Bradley CA, Anthonisen NR. Rip cage and abdominal restrictions have different effects on lung mechanics. *J Appl Physiol* 1980; 49:946-956.
- ¹⁰ Bradley TD, Chartrand DA, Fitting JW, Killian KJ, Grassino A. The relation of inspiratory effort sensation to fatiguing patterns on the diaphragm. *Am Rev Respir Dis* 1986; 134:1119-1124.
- ¹¹ Brain AIJ. Die Kehlkopfmaske. Brain Medical Limited 1993.
- ¹² Brochard L. Pressure support ventilation. In: Marini JJ, Roussos C, eds. *Ventilatory failure (update in intensive care and emergency medicine, 15)*. Berlin: Springer 1992; 380-391.
- ¹³ Brochard L, Harf A, Lorino H, Lemaire F. Inspiratory pressure support prevents diaphragmatic fatigue during weaning from mechanical ventilation. *Am Rev Respir Dis* 1989; 139:513-521.
- ¹⁴ Brochard L, Harf A, Lorino H, Lemaire F. Optimum level of pressure support in patients with unsuccessful weaning from mechanical ventilation. (Abstract) *Am Rev Respir Dis* 1987; 135 (Suppl: A51).
- ¹⁵ Brochard L, Harf A, Lorino H, Lemaire F. Pressure support decreases work of breathing and oxygen consumption during weaning from mechanical ventilation. (Abstract) *Am Rev Respir Dis* 1987; 135 (Suppl: A51).
- ¹⁶ Brochard L, Pluskwa F, Lemaire F. Improved efficacy of spontaneous breathing with inspiratory pressure support. *Am Rev Respir Dis* 1987; 136:411-415.
- ¹⁷ Brochard L, Rua F, Lorino H, Lemaire F, Harf A. Pressure support compensates for the additional work of breathing caused by the endotracheal tube. *Anesthesiology* 1991; 75:739-745.
- ¹⁸ Brochard L, Rua F, Lorino H, Lemaire F, Harf A. Pressure support compensates for the additional work of breathing caused by the endotracheal tube. *Anesthesiology* 1991; 75:739-745.
- ¹⁹ Calzia E, Lindner K, Witt S, Schirmer U, Lange H, Stenz R, Georgieff M. Pressure-Time Product and Work of Breathing during Biphasic Continuous Positive Airway Pressure and Assisted Spontaneous Breathing. *Am J Respir Crit Care Med* 1994; 150:904-10.
- ²⁰ Criée CP, Laier-Groeneveld G. Die Atempumpe. Thieme Stuttgart, New York, 1995.
- ²¹ Dekel B, Segal E, Perel A. Pressure support ventilation. *Arch Intern Med* 1996; 156:369-373.
- ²² Doktor N. Nomenklatur der wichtigsten Spontan- und Beatmungsformen im Bereich der Intensivtherapie. *intensiv* 1993; 1:116-123.
- ²³ Downs JB, Stock MC. Airway pressure release ventilation: a new concept in ventilatory support. *Crit care med* 1987; 15:459-461.

- ²⁴ *Fabry B, Guttman J, Eberhard L, Bauer T, Haberthür C, Wolff G.* An analysis of desynchronization between the spontaneously breathing patient and ventilator during inspiratory pressure support. *Chest* 1995; 107:1387-1394.
- ²⁵ *Fahey PJ, Vanderwarf C, David A.* Comparison of oxygen costs of breathing during weaning with continuous positive airway pressure versus pressure support ventilation (Abstract). *Am Rev Respir Dis* 1985; 131 (Suppl: A130).
- ²⁶ *Field S, Sancı S, Grassino A.* Respiratory muscle oxygen consumption estimated by the diaphragm pressure-time index. *J Appl Physiol* 1984; 57:44-51.
- ²⁷ *Füllekrug B, Pothmann W, Werner C, Schulte am Esch J.* The laryngeal mask airway: anesthetic gas leakage and fiberoptic control of positioning. *J Clin Anesth* 1993; 5:357-363.
- ²⁸ *Füllekrug B, Pothmann W.* The laryngeal mask: fiberoptic detection of positioning and measurement of gas leakage. *Anesth Analg* 1992; 74:101.
- ²⁹ *Grassino A.* Determinants of respiratory muscle failure. *Am Rev Respir Dis* 1986; 134: 1091-1093.
- ³⁰ *Hensel I.* Atemnotsyndrom nach Beinahe-Ertrinken. *Rettungsdienst* 1991; 14:737-739.
- ³¹ *Hill AV.* The effect of load on the the heat of shortening muscle. *Proc R Soc Biol* 1964; 159:297-318.
- ³² *Hörmann C, Baum M, Puthensen C, Mutz NJ, Benzer H.* Biphasic positive airway pressure (BIPAP) - ein neuer augmentierender Beatmungsmode. *Eur Journ of Anaesthes* 1993; 11:37-42.
- ³³ *Hussain SNA, Pardy RL.* Inspiratory muscle function with restrictive chest wall loading during exercise in normal humans. *J Appl Physiol* 1985; 58:2027-2032.
- ³⁴ *Hussain SNA, Rabinovitch B, Macklem PT, Pardy RL.* Effects of seperate rip cage and abdominal restriction on exercise performance in normal humans. *J Appl Physiol* 1985; 58:2020-2026.
- ³⁵ *Kacmarek RM.* The role of pressure support ventilation in reducing work of breathing. *Resiratory Care* 1988; 33:99-120.
- ³⁶ *Lopata M, Evanich MJ, Lourenço RV.* Realtionship between mouth occlusion pressure and diaphragm electromyogram in normal men. *Am Rev Respir Dis* 1975; 111:908.
- ³⁷ *Luger TJ, Putensen C, Baum M, Schreithofer D, Morawetz RF, Schlager A.* Entwöhnung eines Asthmatikers mit Biphasic Positive Airway Pressure (BIPAP) unter kontinuierlicher Sufentanil Gabe. *Anaesthesist* 1990; 39:557-560.
- ³⁸ *MacIntyre NR, Leatherman NE.* Ventilatory muscle loads and the frequency-tidal volume pattern during inspiratory pressure (pressure supported) ventilation. *Am Rev Respir Dis* 1990; 141:327-331.
- ³⁹ *MacIntyre NR, Nishimura M, Usada Y, Tokioka H, Takezawa J, Shimada Y.* The Nagoya conference on system design and patient-ventilator interactions during pressure support ventilation. *Chest* 1990; 97:1463-1466
- ⁴⁰ *MacIntyre NR.* Respiratory function during pressure support ventilation. *Chest* 1986; 89:677-683.
- ⁴¹ *Marini JJ, Capps JS, Culver BH.* The inspiratory work of breathing during assisted mechanical ventilation. *Chest* 1985; 87:612-618.
- ⁴² *Marini JJ.* Strategies to minimize breathing effort during mechanical ventilation. *Critical Care Clinics* 1990; 6:635-661.
- ⁴³ *Mead J, Smith J, Loring S.* Volume Displacements of the Chest Wall and Their Mechanical Significance. In: Roussos C, Macklem PT, eds. *The Thorax*. New York, Basel: Marcel Dekker Inc. 1985; 369-392.
- ⁴⁴ *Meyer J.* Neue Beatmungsformen. *Anästhesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther* 1991; 26:337-342.
- ⁴⁵ *Milic-Emili J, Mead J, Turner JM, Glauser EM.* Improved technique for estimation pleural pressure from esophageal balloons. *J Appl Physiol* 1964; 19:207-211.
- ⁴⁶ *Milic-Emili J.* Is weaning an art or a science. *Am Rev Respir Dis* 1986; 134:1107-1108.
- ⁴⁷ *Murciano D, Boczkowski J, Lecocguic Y, Milic-Emili J, Pariente R, Aubier M.* Tracheal occlusion pressure: a simple index to monitor respiratory muscle fatigue during acute

- respiratory failure in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Annals of internal medicine* 1988; 108:800-805.
- ⁴⁸ *Muza SR, Silverman MT, Gilmore GC, Hellerstein HK, Kelsen SG.* Comparison of scales used to quantitate the sense of effort to breathe in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1990; 141:909-913.
- ⁴⁹ *Putensen C, Räsänen J, López FA, Downs JB.* Effect of interfacing between spontaneous breathing and mechanical cycles on the ventilation-perfusion distribution in canine lung injury. *Anesthesiology* 1994; 4:921-930.
- ⁵⁰ *Räsänen J, Downs JB, Stock MC.* Cardiovascular effects of conventional positive pressure ventilation and airway pressure release ventilation. *Chest* 1988; 5:911-915.
- ⁵¹ *Raschke F, Fischer J.* Gerätevergleich für CPAP- und BIPAP-Geräte hinsichtlich Atemarbeit, Druck- und Flußkonstanz. *Pneumologie* 1995; 49:205-208.
- ⁵² *Sassoon CSH, Mahutte CK, Light RW.* Ventilator modes: old and new. *Critical care clinics* 1990; 6:605-634.
- ⁵³ *Sassoon CSH, Te TT, Mahutte CK, Light RW.* Airway occlusion pressure. An important indicator for successful weaning in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis* 1987; 135:107-113.
- ⁵⁴ *Stock MC, Downs JB, Frolicher DA.* Airway pressure release ventilation. *Crit care med* 1987; 15:462-466.
- ⁵⁵ *Stock MC, Downs JB.* Airway pressure release ventilation: a new approach to ventilatory support during acute lung injury. *Respiratory care* 1987; 7:517-524.
- ⁵⁶ *Sydow M, Burchardi H.* „Biphasic Positive Airway Pressure“ (BIPAP). *Internist* 1995; 36:802-811.
- ⁵⁷ *Sydow M.* Variation des inspiratorischen Gasflusses unter druckunterstützter Spontanatmung. *Anaesthesist* 1996; 45:1051-1058.
- ⁵⁸ *Ulmer WT.* Die Lungenfunktion. Thieme Stuttgart, New York 1983.
- ⁵⁹ *Viale JP, Annat GJ, Bouffard YM, Delafosse BX, Bertrand OM, Motin JP.* Oxygen cost of breathing in postoperative patients: pressure support ventilation vs continuous positive airway pressure. *Chest* 1988; 93:506-509.
- ⁶⁰ *Voigt E.* BIPAP: Anwendungshinweise und Kasuistik. *Medizintechnik aktuell* 1994; 1:6-9.
- ⁶¹ *Whitelaw WA, Derenne JP, Milic-Emili J.* Occlusion pressure as a measure of respiratory center output in conscious man. *Respir Physiol* 1975; 23:181.
- ⁶² *Younes M.* Patient-ventilator interaction with pressure-assisted modalities of ventilatory support. *Semin Respir Med* 1993; 14:299-322.
- ⁶³ *Younes M.* Proportional assist ventilation and pressure support ventilation: Similarities and differences. In: Marini JJ, Roussos C, eds. *Ventilatory failure (update in intensive care and emergency medicine, 15)*. Berlin: Springer 1992; 361-380.

LEBENS LAUF

Persönliche Daten

Name Kai Toussaint geb. Schüller
Geburtsdatum 13.03.1971
Geburtsort Hamburg
Familienstand verheiratet, eine Tochter
Staatsangehörigkeit deutsch

Schulbildung

1977 - 1981 Gorch-Fock-Grundschule Schenefeld
1981 - 1990 Gymnasium Schenefeld (Leistungskurse Mathematik und Chemie)
Abschluß mit Abitur (Note 1,9)

Zivildienst

6/1990-8/1991 Tätigkeit im Rettungsdienst des Kreises Pinneberg als Rettungssanitäter

Berufsausbildung/Studium

10/1991-11/1998 Studium Humanmedizin UKE
9/1993 ärztliche Vorprüfung (Note 2)
4/1995 1. Staatsexamen (Note 3)
9/1997 2. Staatsexamen (Note 2)
11/1998 3. Staatsexamen (Note 1)
10/1997-2/1998 PJ Chirurgie AK Barmbek
2/1998-6/1998 PJ Anästhesie UKE
6/1998-10/1998 PJ Innere AK Barmbek
12/1998-5/2000 AiP, IV. Med. Abt. - Schwerpunkt Nieren- und Hochdruckkrankheiten, ltd.
Krankenhausarzt PD Dr. Wagner

Veröffentlichungen

Schüller K (1995) Akutes Lungenversagen "Adult Respiratory Distress Syndrome"-ARDS. Rettungsdienst 18:271-275
Schüller K (1996) Methämoglobinämie - therapeutische und pathologische Gesichtspunkte. Rettungsdienst 19:221-224
Reissmann H, Füllekrug B, Schmidt A, Schüller K, Prause A, Pothmann W (1996) Druckerunterstützte Beatmung, Bi-level Positive Airway Pressure (BIPAP) und volumen-proportionale Assistenz im Vergleich bei Atmung mit gesteigerter Elastance. Anaesthesist 45:A122
Reissmann H, Füllekrug B, Schmidt A, Schueller K, Prause A, Pothmann W (1996) Effects of Pressure Support Ventilation, Bi-level Positive Airway Pressure, and Volume-Proportional Assist on Breathing with Elevated Respiratory System Elastance. Intensive Care Med 22:S123
Mitarbeit als Mitglied des studentischen Beirates an dem Lehrbuch Pharmakologie/Toxikologie von Georg Kojda, UNI-MED Verlag AG, 1007 Seiten, 1. Auflage 1997
Schüller K (1997) Chemisch-toxikologische Experimente für die Rettungsassistenten-Ausbildung. Rettungsdienst 20:416-425
Schüller K (1997) Simulation von BIPAP-Verfahren mit dem SERVO 300 (Teil 1). Rettungsdienst-Journal 15:124-127
Schüller K (1997) Simulation von BIPAP-Verfahren mit dem SERVO 300 (Teil 2). Rettungsdienst-Journal 15:159-161
Reissmann H, Füllekrug B, Schmidt A, Schueller K, Pothmann W (1997) Pressure Support Ventilation, Bi-level Positive Airway Pressure, and Volume-Proportional Assist during Breathing with Elevated Respiratory System Elastance. The 7th World Congress of Intensive and Critical Care Medicine: 114
Schüller K (1997) 25 Jahre Medumat. Rettungsdienst-Journal 15:220-221
Schüller K, Vieweg J (1998) Revision der Versorgungsstrategie bei HWS-Verletzungen. Rettungsdienst 21:306-313
Schüller K (1998) 3. Rettungsdienstsymposium der Berufsfeuerwehr Hamburg. Rettungsdienst-Journal (03/98) 16:6-8
Schüller K (1998) Wie Ringe schonend entfernt werden. Rettungs-Magazin (05/98) 3:78-79
Schüller K (1999) Wenn schnelle Entscheidungen gefragt sind: Weisungsbefugnisse im Rettungsdienst. Rettungsdienst 22:802-805

DANKSAGUNG

Folgenden Personen möchte ich meinen Dank aussprechen:

- Herrn Dr. med. Reissmann für die hervorragende wissenschaftliche Betreuung
- Herrn Dr. med. Füllekrug für die technische Assistenz bei der Versuchsdurchführung und die weitere Beratung
- Den Probanden, ohne die diese Arbeit nicht entstanden wäre
- Meiner Familie für die Geduld und Unterstützung