



Pressure Support Ventilation – eine neue getriggerte Beatmungsform für Neonaten

Jean Christophe Rozé
Thomas Krüger

Wichtiger Hinweis:

Die Erkenntnisse der Medizin unterliegen einem laufenden Wandel durch Forschung und klinische Erfahrung. Die Verfasser dieser Fibel haben große Sorgfalt darauf verwendet, daß die Angaben, insbesondere über Applikation und Wirkungsweise, dem derzeitigen Wissensstand entsprechen. Das entbindet den Leser jedoch nicht von der Verpflichtung, klinische Maßnahmen in eigener Verantwortung zu treffen.

Herausgeber

Prof. Jean Christophe Rozé
Neonatale Intensivpflegeeinheit
Hôpital Mère Enfant
Universitätskrankenhaus
Nantes, Frankreich 44035

Alle Rechte, insbesondere das Recht der Vervielfältigung behält sich die Dräger Medizintechnik GmbH vor. Ohne schriftliche Genehmigung durch die Dräger Medizintechnik GmbH darf kein Teil des Werkes in irgendeiner Form mit mechanischen, elektronischen oder fotografischen Mitteln reproduziert oder gespeichert werden.

ISBN 3-926762-50-0

Pressure Support Ventilation – eine neue getriggerte Beatmungsform für Neonaten

Jean Christophe Rozé
Thomas Krüger

Inhalt

■ 1 Einleitung	8
■ 2 Pressure Support Ventilation	10
2.1 Definition	10
2.2 Vorteile von Pressure Support Ventilation bei Erwachsenen	12
2.3 Pressure Support Ventilation bei Früh- und Neugeborenen	13
■ 3 Getriggerte Beatmung bei Neonaten	14
3.1 Die Folgen von Asynchronität	14
3.2 Vermeiden von Asynchronität	16
■ 4 Trigger-Signale	18
4.1 Die Trigger-Prinzipien	18
4.1.1 Thoraximpedanz	18
4.1.2 Abdominale Bewegung	18
4.1.3 Änderungen im Atemwegsdruck	18
4.1.4 Änderungen im Atemwegsflow	19
4.1.5 Änderungen im Ösophagusdruck	19

4.2 Spezifische Probleme bei den verschiedenen Trigger-Signalen	20
4.2.1 Kein Ansprechen des Beatmungsgerätes	20
4.2.2 Autotriggern	20
4.2.3 Artefakte	20
4.2.4 Gegenphasiges Triggern	20
4.2.5 Lange Ansprechzeit bis zum Druckaufbau	21
4.3 Technische Vergleiche der verschiedenen Triggerv Verfahren	22
4.4 Klinischer Vergleich der diversen Triggerv Verfahren	23
■ 5 Die verschiedenen Beatmungsformen	24
5.1 Unsynchr onisierte Modi	24
5.2 Synchr onisierte Modi	24
5.3 Pressure Support Ventilation	28
5.3.1 Definition	28
5.3.2 Automatische Anpassung an Leckage	30
5.3.3 Backup-Ventilation	32
5.3.4 Einschränkungen und Kontraindikationen	33
5.4 Klinische Studien zum Vergleich der Beatmungsformen	34

■ 6 Die Vorteile von Pressure Support Ventilation	36
6.1 Entwöhnung Früh- und Neugeborener vom Beatmungsgerät	36
6.1.1 Leichte Entwöhnung	36
6.1.2 Schwierige Entwöhnung	37
6.2 Entwöhnungsstrategien	38
6.2.1 Wahl der Entwöhnungsart	38
6.2.2 Physiologische Studien	38
6.2.3 Klinische Studien	40
6.2.4 PSV ist besser als A/C!	41
6.2.5 PSV mit Volumen Garantie	42
■ 7 Pressure Support Ventilation in der Praxis	44
7.1 Beatmungseinstellungen bei PSV	44
7.1.1 PSV-Modus aktivieren	44
7.1.2 Triggerschwelle einstellen	45
7.1.3 Inspiratorischen Flow einstellen	46
7.1.4 Inspirationszeit (Backup T_1) einstellen	47
7.1.5 Startwert der Druckunterstützung einstellen	48
7.1.6 Backup-Frequenz Einstellen	49
7.2 Mit Pressure Support Ventilation entwöhnen	50

7.3 Pressure Support Ventilation überwachen	52
7.3.1 Physiologischer Hintergrund	52
7.3.1.1 Chemische Kontrolle	52
7.3.1.2 Die Atemmuskulatur	54
7.3.1.3 Sauerstoffverbrauch, Kohlen- dioxidproduktion und Atem- arbeit	54
7.3.1.4 Pulmonale Reflexe	54
7.3.1.5 Atemmuster bei Neugeborenen mit RDS	55
7.3.2 Monitoring in der Praxis	56
■ 8 Zusammenfassung	60
■ 9 Anhang	62
9.1 Fallstudien	62
9.2 Abkürzungen	66
■ 10 Literaturverzeichnis	68

1 Einleitung

In der Erwachsenenbeatmung ist Pressure Support Ventilation (PSV) eine wohlbekannte und weithin akzeptierte Form der Atemunterstützung; viele Veröffentlichungen beschreiben ihre Anwendung und Vorteile. In der Neonatologie dagegen finden zwar synchronisierte Beatmungsformen wie SIMV oder SIPPV (A/C) breite Anwendung, Pressure Support Ventilation aber – obwohl in einigen Neugeborenen- und Pädiatriebeatmungsgeräten verfügbar – wird bisher aufgrund technischer Einschränkungen nur selten eingesetzt.

Das Babylog 8000plus von Dräger bietet nun Pressure Support Ventilation in einer speziell für Neonaten adaptierten Form. Ihre einzigartigen Vorteile erschließen die Anwendung von PSV für Neugeborenen und steigern die Effektivität dieser neuen Art der Atemunterstützung. Diese Broschüre enthält Empfehlungen und Beschreibungen, die sich auf das Babylog 8000plus mit der Softwareversion 5.0 beziehen.

Zunächst befassen wir uns mit der Theorie der synchronisierten Beatmung im allgemeinen und stellen die verschiedenen Beatmungsformen vor. Außerdem geben wir eine Übersicht über die zahlreichen Veröffentlichungen auf dem Gebiet der getriggerten Beatmung. Der zweite Teil der Broschüre konzentriert sich auf Pressure Support Ventilation als weiteren Schritt in der Evolution getriggelter Beatmungsformen für Neugeborene. PSV kann sowohl in der akuten Phase des RDS bei Neugeborenen als auch zum Entwöhnen eingesetzt werden, insbesondere bei Neonaten, die einen hohen Sauerstoffverbrauch der Atmung (Oxygen Cost of Breathing – OCB) aufweisen. Vorteile, Indikationen, Limitationen, Beatmungsstrategien und –kontrollen werden beschrieben, um dem Kliniker das Verständnis und die Anwendung dieser neuen Atemunterstützung zu erleichtern.

Darüberhinaus erörtern wir den Einsatz von Pressure Support Ventilation in Kombination mit der ebenfalls neuen Option Volumen Garantie.

Die dargestellten Strategien basieren auf Veröffentlichungen sowie persönlicher Erfahrung aus erster Hand beim Einsatz dieser neuen Beatmungsform. Trotzdem ist es denkbar, daß aufgrund neuer Erkenntnisse in der Medizin manche unserer Empfehlungen in Zukunft revidiert werden müssen.

Wir hoffen, daß diese Broschüre zur breiteren Verwendung von Pressure Support Ventilation beitragen wird. Bis dato zeigt sich ein großes Potential für vielversprechende Fortschritte in der Beatmung kritisch kranker Neonaten.

2 Pressure Support Ventilation

2.1 Definition

Pressure Support Ventilation ist eine drucklimitierte Beatmungsform, bei der jeder Atemzug des Patienten synchronisiert und unterstützt wird.¹ Die Unterstützung beginnt, sobald der Patient anfängt einzuatmen; sie endet, wenn die Einatemanstrengung endet. Damit ist der Beatmungshub völlig synchron zur Eigenatmung. Innerhalb eines Beatmungszyklus kann man vier Phasen unterscheiden, welche das Funktionsprinzip von PSV bilden¹:

- Erkennung des Inspirationsbeginns
- Druckaufbau
- Erkennung des Inspirationsendes
- Expiration

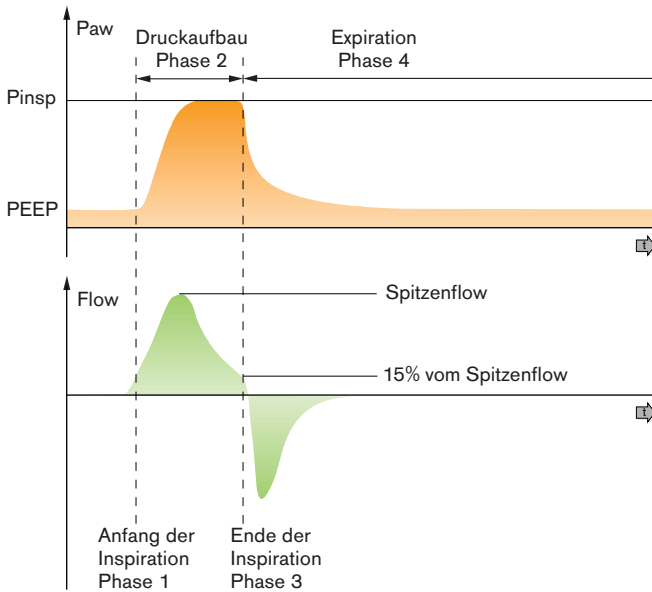


Bild 1: Atemwegsdruck- sowie -flow-signale während eines PSV-Atemzuges. Vier Phasen sind erkennbar: Erkennung des Inspirationsbeginns, Druckaufbau, Erkennung des Inspirationsendes, Expiration.

2.2 Vorteile von Pressure Support Ventilation bei Erwachsenen¹

In der Erwachsenenbeatmung ist Pressure Support Ventilation die weltweit am häufigsten eingesetzte Beatmungsform für die Entwöhnung der Patienten vom Beatmungsgerät. Viele Untersuchungen sind bereits durchgeführt worden mit dem Ziel, Pressure Support Ventilation bei der Intensivpflege von Erwachsenen zu bewerten. Folgende wesentliche Vorteile¹ wurden im Rahmen dieser Studien beobachtet:

- Bessere Synchronität zwischen Patient und Beatmungsgerät
- Mehr Patientenkomfort
- Weniger Sedierungsbedarf
- Reduzierte Atemarbeit
- Reduzierter Sauerstoffverbrauchs der Atmung
- Kürzere Entwöhnungszeit (nur in wenigen Studien beobachtet)²
- Ausdauerorientiertes Training der Atemmuskulatur⁴⁷
- Vertiefung flacher Spontanatmung

2.3 Pressure Support Ventilation bei Früh- und Neugeborenen

Konventionelle Beatmungsgeräte für Neonaten arbeiten drucklimitiert und zeitgesteuert mit kontinuierlichem Flow. Die Einführung der getriggerten Beatmung stellt dagegen schon eine deutliche Verbesserung dar. Verschiedene getriggerte Beatmungsmodi sind besonders für Neugeborene entwickelt worden: Synchronous Intermittent Mandatory Ventilation (SIMV), Synchronous intermittent positive Pressure Ventilation (SIPPV) oder auch Assist/Control Ventilation (A/C) und die kürzlich entwickelte Pressure Support Ventilation (PSV). Von diesen bietet PSV dem Patienten die größte Freiheit während der Beatmung. Er bestimmt den Beginn von Inspiration sowie den Zeitpunkt der Expiration und damit die Inspirationszeit, die Atemfrequenz und das Minutenvolumen. Pressure Support Ventilation unterstützt die Spontanatmung auf einzigartige, harmonische Weise und ist deshalb prädestiniert als Beatmungsform zur Entwöhnung vom Respirator, auch in der Neonatalpflege.

Bevor wir PSV unter die Lupe nehmen, wollen wir uns zunächst den Eigenschaften der anderen getriggerten Beatmungsformen zuwenden.

3 Getriggerte Beatmung bei Neonaten

3.1 Die Folgen von Asynchronität

Asynchronität zwischen Spontanatmung und maschinellen Beatmungshüben kann Probleme verursachen.³ Je nach Einstellung der Beatmung kommt es sporadisch oder auch kontinuierlich zu aktiver Expiration gegen das Beatmungsgerät.^{4,5} Das kann zu kleinerem Tidal- und Minutenvolumen, mehr Sauerstoffverbrauch, höherem intrathorakalen Druck, geringerem Herzminutenvolumen sowie höherem venösen Druck führen.³ Patientenunruhe und gestörter Gasaustausch können beobachtet werden; die Risiken von Pneumothorax⁶ und intraventrikulären Blutungen sind höher.

Wenn andererseits der maschinelle Beatmungshub mit einer spontanen Inspiration zusammentrifft, kann man eine Verbesserung der Oxygenierung beobachten.⁸ Babys, die zur Vermeidung von Asynchronität mittels Pancuronium relaxiert wurden, zeigten geringere Anfälligkeit für Pneumothorax⁶ und intraventrikuläre Blutungen⁹.

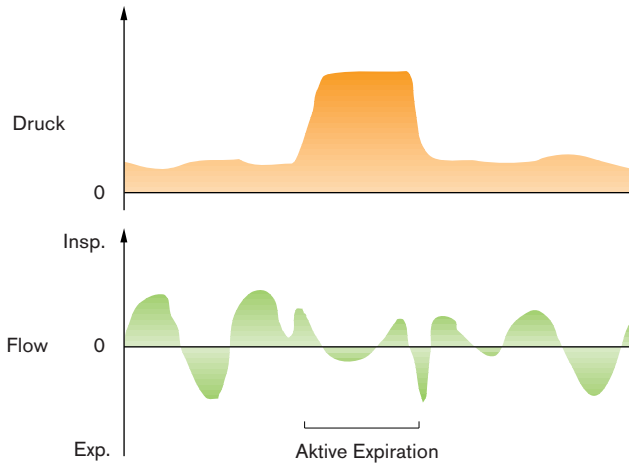


Bild 2:
Druck- und Flowverlauf bei
aktiver Expiration

3.2 Vermeiden von Asynchronität

Asynchronität läßt sich vermeiden, indem man das Beatmungsmuster an die Spontanatmung anpaßt, synchronisiert beatmet oder stark sediert oder relaxiert. Die meisten Neonatologen relaxieren Kleinkinder mit aktiven Expirationen aber nicht routinemäßig, da dies einige Nachteile mit sich bringt. So wird vermutet, daß Relaxierung zu erhöhtem Sauerstoffverbrauch¹⁰, einem Ausbleiben von Skelettmuskelwachstum¹¹ sowie zur Verzögerung der Entwöhnung führen kann. Häufiger werden Sedierungsmittel eingesetzt, die jedoch auch Nachteile wie Hypotension oder EEG-Änderungen aufweisen.

Manchmal kann man eine Synchronität dadurch erreichen, daß man die Inspirationszeit verkürzt oder die Frequenz erhöht, um das Beatmungsmuster der Spontanatmung des Kleinkindes anzupassen.^{8, 13} Diese Maßnahmen sind aber nicht immer erfolgreich und finden wegen der erforderlichen hohen Beatmungsfrequenzen keine allgemeine Akzeptanz in der klinischen Routine.¹⁴

Als Alternative kann man versuchen, den Beginn der Einatemanstrengung des Kindes zu erkennen und synchron dazu positiven Druck aufzubauen (getriggerte Beatmung).

4 Trigger-Signale

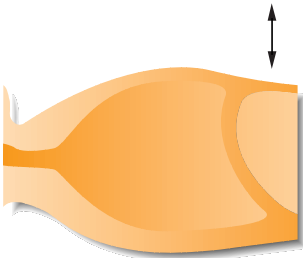
4.1 Die Trigger-Prinzipien

4.1.1 Thoraximpedanz



Änderungen in der transthorakalen elektrischen Impedanz, die während Inspiration und Expiration als Folge von Schwankungen im Luft-Flüssigkeit-Verhältnis im Brustkorb entstehen, zeigen Atemanstrengungen an. Messen kann man die Impedanz mit einem kardiorespiratorischen Monitor.¹⁵ Allerdings beeinträchtigen Herzartefakte, ungenaue Positionierung der Sensorkabel sowie Umlagerung des Kindes häufig das Meßsignal.

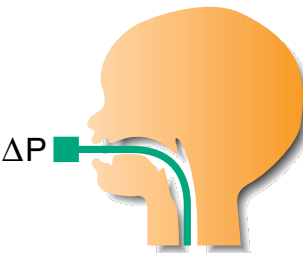
4.1.2 Abdominale Bewegung



Die Spontanatmungsaktivität kann aus der abdominalen Bewegung abgeleitet werden, vorausgesetzt, es liegen paradoxische Brustkorb-/abdominale Bewegungen vor. Bei einer Methode wird auf die Bauchdecke eine mit Schaumstoff gefüllte flexible Kapsel geklebt; sie verformt sich mit den Atembewegungen. Ein angeschlossener Drucksensor registriert diese Bewegung als Druckschwankungen.

Eine zweite Methode arbeitet anstelle der Kapsel mit einer Drahtspule, die als Folge der Bewegung in einem magnetischen Feld eine elektrische Induktionsspannung erzeugt.¹⁶

4.1.3 Änderungen im Atemwegsdruck

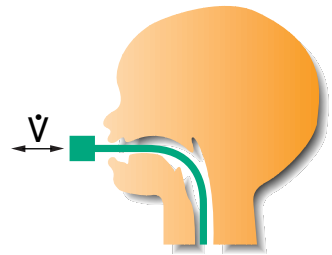


Im Schlauchsystem entstehen aufgrund seiner pneumatischen Widerstände Druckänderungen bei Inspiration und Expiration. Man kann sie zur Erkennung der Spontanatmung mit einem Drucksensor im Schlauchsystem oder im Y-Stück nutzen. In der Praxis muß die Druckänderung durch Spontanatmung aber mindestens 0,5 mbar betragen, um von Störungen

differenzierbar zu sein.¹⁶ Zum Beispiel kann die Bewegung von Kondenswasser im Schlauchsystem das Signal stören.

4.1.4 Änderungen im Atemwegsflow

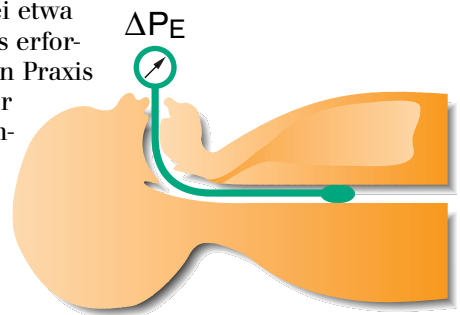
Mit einem Flowsensor (Pneumotachograph oder Hitzdrahtanemometer) zwischen dem Konnektor des Endotrachealtubus und dem Schlauchsystem wird der Atemwegsflow gemessen. Eine beginnende Einatmung erkennt man am Gasfluß in die Lunge. Ebenso kann man das Volumensignal nutzen, welches durch mathematische Integration des Flowsignals entsteht: in diesem Fall äußert sich die Einatmung als Anstieg des eingeatmeten Volumens.



Das Signal kann auch durch die Bewegung von Kondenswasser im Patientenkreis oder im Y-Stück (beim Pneumotachograph) beeinträchtigt werden.⁸

4.1.5 Änderungen im Ösophagusdruck

Änderungen im Ösophagusdruck spiegeln Änderungen im Pleuradruck wieder, zeigen also Atemanstrengungen an. Bei Einatmung sinkt der Druck, wobei etwa 0,5 mbar zum Triggern des Beatmungsgerätes erforderlich sind. Dieses Signal ist in der klinischen Praxis jedoch schwierig zu ermitteln, da der Katheter sich nur mit Mühe positionieren und über längere Zeiten in der richtigen Position halten läßt.³



4.2 Spezifische Probleme bei den verschiedenen Trigger-Signalen

Bei der synchronisierten Beatmung im allgemeinen treten mancherlei Schwierigkeiten auf: das Beatmungsgerät spricht gar nicht an; oder es reagiert zu empfindlich mit dem sogenannten "Autotriggern"; Artefakte verfälschen die Meßsignale; der Druckaufbau kommt zu spät. Außerdem ist die Handhabung im klinischen Einsatz manchmal schwierig, zum Beispiel beim Positionieren der Sensoren.^{14,18}

4.2.1 Kein Ansprechen des Beatmungsgerätes

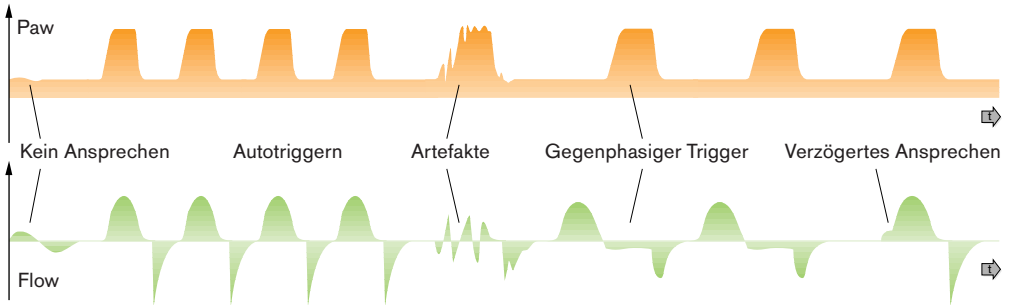
Manchmal wird Spontanatmung nicht oder nur sporadisch erkannt. Das kann an einer zu hoch eingestellten Triggerschwelle liegen, aber auch an mangelnder Empfindlichkeit des Triggermechanismus. Dann funktioniert das Triggern überhaupt nicht, oder aber es erfordert recht starke Anstrengungen des Patienten und verursacht so unnötig hohe Atemarbeit.

4.2.2 Autotriggern

Mitunter lösen Störsignale auch ohne Spontanatmung Beatmungshübe aus. Bewegungsartefakte oder ein ET-Tubusleck können dieses Autotriggern verursachen. Ob dann der Patient das Beatmungsgerät triggert oder ob es sich um Autotriggern handelt, ist manchmal schwer zu unterscheiden.

4.2.3 Artefakte

Jede Art von Artefakt kann die Erkennung von Spontanatmung stören: zum Beispiel atmungsunabhängige Körperbewegungen bei der abdominalen Sensorkapsel, Peristaltik beim Ösophagusdrucksensor (Schluckauf) oder hin- und herschwappendes Kondenswasser im Schlauchsystem beim Atemwegsdrucksensor.



4.2.4 Gegenphasiges Triggern

Falsche Positionierung der abdominalen Sensorkapsel kann ein Triggersignal in der expiratorischen Phase erzeugen. Ventilator und Patient arbeiten dann gegenphasig: der Druckaufbau fällt in die Ausatmung des Patienten, die Einatmung aber bleibt ohne Unterstützung.

Bild 3:
Typische Probleme während
der getriggerten Beatmung

4.2.5 Lange Ansprechzeit bis zum Druckaufbau

Jedes Beatmungsgerät braucht eine gewisse Zeit, um eine Einatemanstrengung zu erkennen und daraufhin Druck im Schlauchsystem aufzubauen. Diese Triggerverzögerung¹⁴ hängt zunächst von der Sensorempfindlichkeit und von der Datenverarbeitungsgeschwindigkeit des Gerätes ab. Sie beträgt zwischen 5 und 100 ms, je nach verwendeten Sensoren und eingestellter Triggerschwelle. Hinzu kommt etwas Zeit für interne Datenverarbeitung und Schalten von Ventilen, typischerweise 25 ms. Erst dann wirkt sich der Druckaufbau im Schlauchsystem aus.

Falls die Ansprechzeit so lang ist, daß die Druckunterstützung bis in die spontane Expirationsphase reicht, sind ineffektive Beatmungsunterstützung mit hoher Trigger- und Atemarbeit die Folgen.

4.3 Technischer Vergleich der verschiedenen Triggerverfahren

Jeder Triggermechanismus hat seine Vor- und Nachteile. Tabelle 1 zeigt die wesentlichen Merkmale der diversen Triggerverfahren und der verwendeten Sensoren.

Signal	Sensor	Ansprechzeit	Vor-/Nachteile
Abdominale Bewegung	Graseby-Kapsel	53 + 13 ms	Zuverlässigkeit hängt von der richtigen Plazierung ab Erfordert paradoxische thorakale/abdominale Bewegung Nur voreingestellte Empfindlichkeitseinstellung
Thorax-impedanz	Brustkorb-elektroden	70 - 200 ms	Zuverlässigkeit hängt von der richtigen Plazierung ab Trocknen des Kontrakt-Gels Lange Triggerverzögerung
Atemswegs-druck	Druck-aufnehmer	40 - 100 ms	Einfache Handhabung Gefahr von Autotriggern erhöhte Atemarbeit Empfindlichkeit hängt von der Schlauchsystem-Compliance ab Keine Messung des Tidalvolumens, Leckageüberwachung
Atemswegs-Flow	Differenz-druckaufnehmer (Pneumotach)	25 - 50 ms	Einfache Handhabung Messung des Tidalvolumens, Leckageüberwachung Gefahr von Autotriggern, Schwierigkeiten bei Sekreten sowie Kondenswasser
Atemswegs-Flow	Hitzdraht-anemometer	40 ms	Einfache Handhabung Messung des Tidalvolumens, Leckageüberwachung Gefahr von Autotriggern, Schwierigkeiten bei Sekreten

Tabelle 1:
Hauptmerkmale der verschiedenen Triggerverfahren
(adaptiert aus den Literaturangaben 14,18,48)

4.4 Klinischer Vergleich der diversen Triggerverfahren

Tabelle 2 zeigt die Ergebnisse von acht klinischen Studien zu verschiedenen Triggerverfahren. In fünf von ihnen wurde Triggern über den Atemwegsflow mit anderen Verfahren verglichen. Die Flow-Triggerung vereint einfache Handhabung mit akzeptabler Ansprechzeit und ermöglicht außerdem die Überwachung von Tidalvolumen, Minutenvolumen sowie Leckagen.

Tabelle 2:
Klinischer Vergleich der
diversen Triggerverfahren

Triggerverfahren	Probanden	Endpunkt	Schlußfolgerung der Untersuchung	Ref.	Jahr
Atemwegs-Druck vs. Thorakale Impedanz	10 Kaninchen und 10 Frühgeborene	Tidal volumen verabreicht, Trigger-Verzögerung	Bessere Leistung beim Atemwegsdruck-Trigger	19	1991
Atemwegs-Druck vs. Thorakale Impedanz	10 Frühgeborene	Blutgase	Bessere Leistung beim Atemwegsdruck-Trigger	20	1992
Atemwegs-Flow vs. Abdominale Bewegung	10 Neugeborene	Häufigkeit der Asynchronität	Keine bedeutenden Unterschiede bezügli. der Häufigkeit der Asynchronität	21	1993
Atemwegs-Flow vs. Atemwegs-Druck	6 Erwachsene Kaninchen	Inspiratorische Atemarbeit	Bessere Leistung beim Flow-Trigger	22	1994
Atemwegs-Flow vs. Atemwegs-Druck	5 Erwachsene Kaninchen	Trigger-Verzögerung, Atemarbeit, Zwerchfell-Aktivität	Bessere Leistung beim Flow-Trigger	23	1995
Atemwegs-Flow vs. Abdominale Bewegung und thorakale Impedanz	10 sehr frühgeborene Kinder	Trigger-Verzögerung, Autotriggern, Triggerausfall	Bessere Leistung beim Flow-Trigger	24	1996
Atemwegs-Flow vs. Thorakale Impedanz	10 Frühgeborene	Trigger-Verzögerung, Autotriggern, Triggerausfall	Bessere Leistung beim Flow-Trigger	25	1996
Atemwegs-Flow vs. Abdominale Bewegung	12 Frühgeborene	Trigger-Frequenz, Trigger-Verzögerung, Empfindlichkeit	Bessere Leistung bei der abdominalen Bewegung	26	1996

5 Die verschiedenen Beatmungsformen

5.1 Unsynchronisierte Modi

Bei unsynchronisierter Beatmung wiederholt sich ein Beatmungsmuster periodisch in eingestellten Intervallen: die Beatmung ist rein zeitgesteuert. Man unterscheidet zwei druckbegrenzte, unsynchronisierte Beatmungsformen: Continuous Mandatory Ventilation (CMV) und Intermittent Mandatory Ventilation (IMV). Der Unterschied zwischen beiden besteht nur in der am Respirator eingestellten Beatmungsfrequenz:

- In CMV (=IPPV) wird die Beatmungsfrequenz höher als die Spontanatemfrequenz eingestellt (normalerweise zwischen 50 und 80 Atemzüge pro Minute).
- In IMV beträgt die Beatmungsfrequenz weniger als 30 Atemzüge pro Minute, das Kind kann also in den Pausen zwischen zwei kontrollierten Beatmungshüben spontan atmen.

5.2 Synchronisierte Modi

Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation (SIMV), Assist/Control (A/C) sowie Pressure Support Ventilation (PSV) sind die drei getriggerten Beatmungsformen, die bei der Beatmung von Neugeborenen eingesetzt werden. Assist/Control (A/C), Patient Triggered Ventilation (PTV) und Synchronized Intermittent Positive Pressure Ventilation (SIPPV) sind lediglich unterschiedliche Bezeichnungen für dieselbe Beatmungsform. In den folgenden Kapiteln verwenden wir die Bezeichnung Assist/Control (A/C). Zumindest SIMV und A/C sind bei modernen neonatalen Beatmungsgeräten verfügbar.

SIMV: Der Respirator appliziert mit der eingestellten Frequenz Beatmungshübe, die mit der Spontanatmung des Kindes synchronisiert werden. Dazwischen kann das Baby auf dem positiven endexpiratorischen Druckniveau (PEEP) spontan atmen. Die Dauer der Einatmung (Inspirationszeit) liegt fest und hängt von den Geräteeinstellungen ab. Im Falle einer Apnoe beatmen die meisten Respiratoren den Patienten mit der durch die Einstellwerte T_I und T_E bestimmten Frequenz zeitgesteuert weiter (Bild 4).

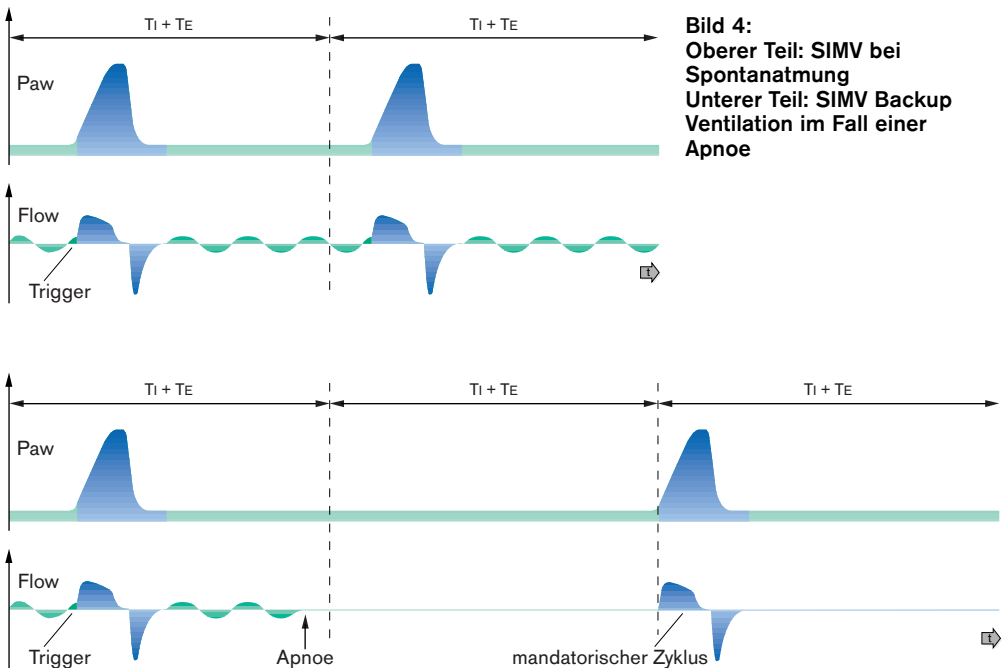
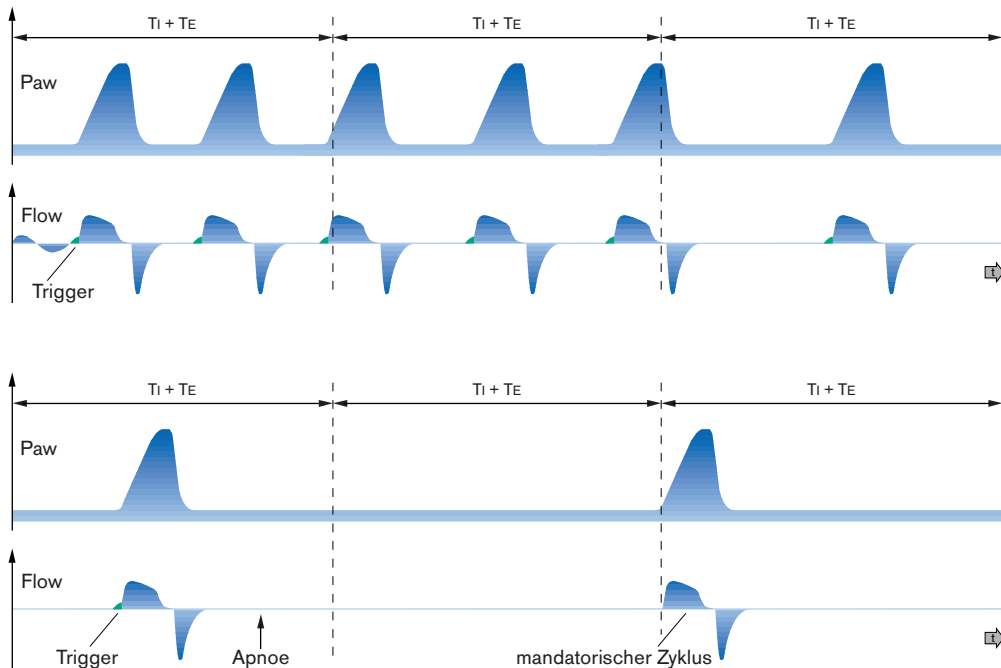


Bild 4:
Oberer Teil: SIMV bei Spontanatmung
Unterer Teil: SIMV Backup Ventilation im Fall einer Apnoe

Bild 5:
Oberer Teil: A/C bei Spontan-
atmung
Unterer Teil: A/C Backup Ven-
tilation im Fall einer Apnoe

A/C: Das Beatmungsgerät unterstützt jede Atemanstrengung mit einem synchronisiertem Hub auf vorgegebenem Druckniveau. Die Inspirationszeit liegt fest und hängt von den Geräteeinstellungen ab. Der Patient steuert also die Beatmungsfrequenz. Bei einer Apnoe beatmen die meisten Respiratoren den Patienten mit der eingestellten Frequenz zeitgesteuert weiter. (Bild 5)



PSV: Das Beatmungsgerät unterstützt jeden Atemzug mit einem synchronisiertem Hub auf vorgegebenem Druckniveau. Die Dauer der Inspirationszeit wird aber im Gegensatz zu A/C an die spontane Einatemzeit des Patienten automatisch angepaßt. So bestimmt der Patient sowohl die Atemfrequenz also auch die Inspirationszeit (siehe auch folgendes Kapitel).

PSV + Volumen Garantie (VG): Wie bei PSV bestimmt der Patient Beatmungsfrequenz und Inspirationszeit. Gleichzeitig sorgt VG durch automatisches Anpassen der Druckunterstützung von Atemzug zu Atemzug für konstante Tidalvolumina. Die Option Volumen Garantie ist eine neue Art der volumenkontrollierten Beatmung für Früh- und Neugeborene und für das Babylog 8000plus als Zusatz erhältlich (eine weitere Broschüre über Volumen Garantie bietet darüber detailliertere Informationen).

Bei SIMV und A/C ist die Inspirationszeit also fest, bestimmt durch die Einstellungen am Beatmungsgerät. Ist T_1 zu lang eingestellt, kann trotz der inspiratorischen Synchronisation aktive Expiration die Folge sein.

Unsynchronisierte Modi

CMV (IPPV)

IMV

Synchronisierte Modi

A/C (SIPPV, PTV)

SIMV

PSV

PSV-VG

5.3 Pressure Support Ventilation

5.3.1 Definition

Ein Beatmungszyklus bei Pressure Support Ventilation besteht aus vier Phasen:

1. Phase: Erkennung des Beginns der Inspiration (inspiratorischer Trigger)
2. Phase: Druckaufbau während der spontanen Inspiration
3. Phase: Erkennung des Endes der Inspiration (expiratorischer Trigger bzw. Abbruch) und Anfang der Expiration
4. Phase: Expiration

Babylog 8000plus beendet die Inspiration, wenn der inspiratorische Flow auf unter 15 % des inspiratorischen Spitzenflows im gleichen Zyklus (Bild 6) abgefallen ist. Dabei wird sogar ein eventueller Leckageflow automatisch berücksichtigt; manuelles Nachstellen des Abbruchkriteriums ist nicht notwendig (siehe auch Abschnitt 5.3.2 "automatische Anpassung an Leckage").

Bei Pressure Support Ventilation wird jeder Spontanatemzug vom Beatmungsgerät unterstützt. Somit bestimmt der Patient Atemfrequenz und Dauer der Inspiration.

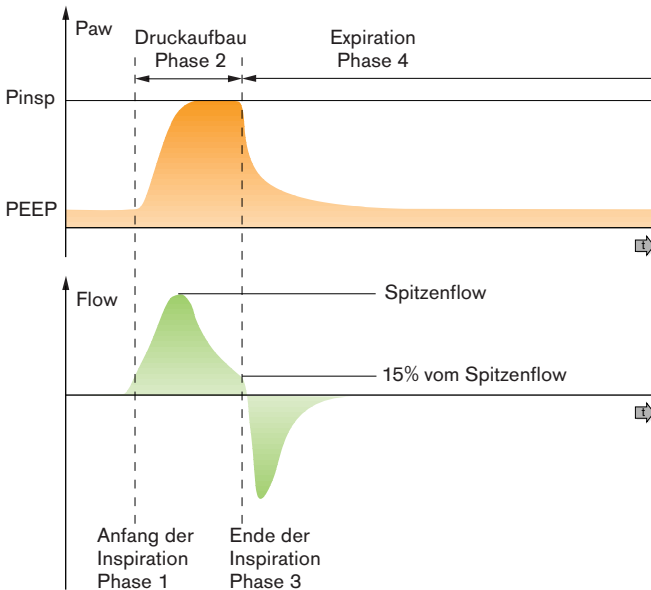


Bild 6:
Atemwegsdruck- sowie -flow-signale während eines PSV-Atemzuges. Vier Phasen sind erkennbar: Erkennung des Inspirationsbeginns, Druckaufbau, Erkennung des Inspirationsendes, Expiration.

Tabelle 3:
Übersicht der diversen Beatmungsformen und ihre Merkmale

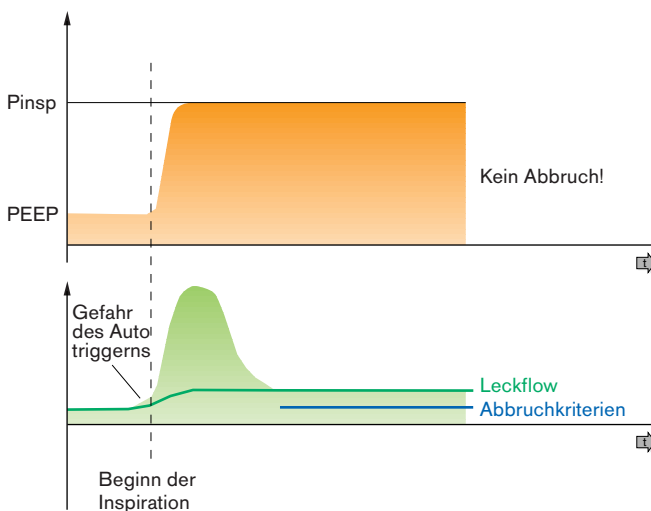
Modus	Insp. Trigger	Unterstützung von jedem Atemzug	Atemfrequenz am Beatmungsgerät	Inspirations-Zeit	PIP
IMV	Nein	Nein	voreingestellt	voreingestellt	voreingestellt
SIMV	Ja	Nein	voreingestellt	voreingestellt	voreingestellt
A/C	Ja	Ja	frei einstellbar	voreingestellt	voreingestellt
PSV	Ja	Ja	frei einstellbar	frei einstellbar	voreingestellt
PSV + VG	Ja	Ja	frei einstellbar	frei einstellbar	frei einstellbar

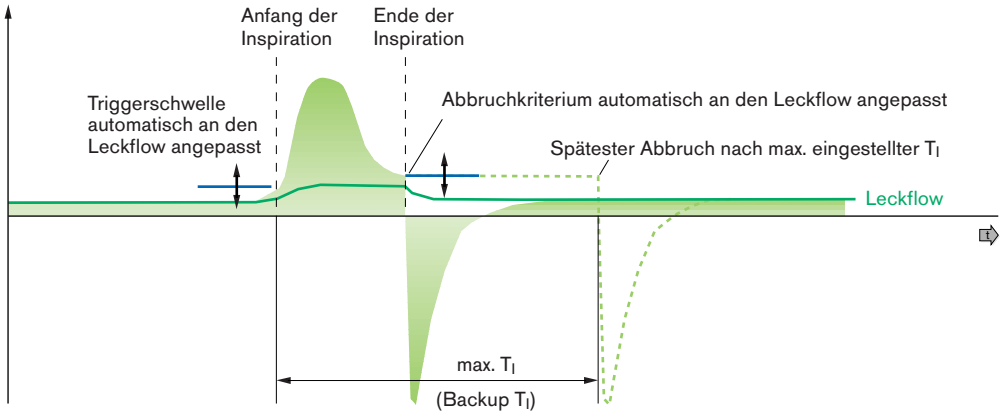
5.3.2 Automatische Anpassung an Leckage

In der Vergangenheit war der Einsatz von PSV bei Früh-Neugeborenen häufig durch Leckage am ET-Tubus eingeschränkt. Der ungeblokte Tubus dichtet selten vollständig ab, so daß meist etwas Gas zwischen Tubus und Tracheawand in die Umgebung entweicht. Dieser Leckflow erscheint meßtechnisch als inspiratorischer Flow. Auch in der Expirationsphase fließt er, weil der positive endexpiratorische Druck am Y-Stück permanent Atemgas ins Freie treibt. Nun kann der Leckflow so hoch sein, daß der im Y-Stück gemessene Flow nie unter die 15%-Schwelle fällt (expiratorisches Triggerniveau): dann erkennt das Beatmungsgerät das Ende der Inspiration nicht (Bild 7).

Der Leck-Flow in der Expiration hat manchmal noch einen zweiten unerwünschten Effekt: er kann die Triggerschwelle überschreiten, dem Respirator

Bild 7:
Versagen des Abbruchkriteriums bei großen Leckagen (ohne Leckanpassung und obere Grenze der Inspirationszeit).





eine spontane Inspiration vortäuschen und zum Auto-triggern (Autocycling) führen. Um das zu verhindern, müßte man die Triggerschwelle jedesmal manuell nachstellen, wenn die Leckage sich ändert. Das wäre mühsam und wenig erfolgversprechend, denn die Größe des Lecks kann sich schnell und häufig ändern. Die Triggerschwelle wäre selten optimal gewählt: zu niedrige Einstellung würde Autotriggern verursachen; zu hohe Einstellung würde die Triggervverzögerungszeit verlängern, die Atemarbeit erhöhen und die Erfolgsrate reduzieren, weil viele spontane Einatmungen nicht erkannt würden.

Babylog 8000plus entschärft dieses Problem mit einem Kompensationsmechanismus, der automatisch sowohl die Triggerempfindlichkeit (Triggerschwelle) als auch das Abbruchkriterium an den aktuellen Leckflow anpaßt. Autotriggern (Autocycling) und unverhältnismäßig lange Inspirationszeiten lassen sich so weitgehend vermeiden, ohne daß der Anwender sich um die Einstellung kümmern muß. Um sicher zu gehen, wirkt die eingestellte Inspirationszeit (Backup- T_I) in PSV als obere Grenze für den Fall, daß der Atemzug nicht wie beschrieben abgebrochen wird (Bild 8).

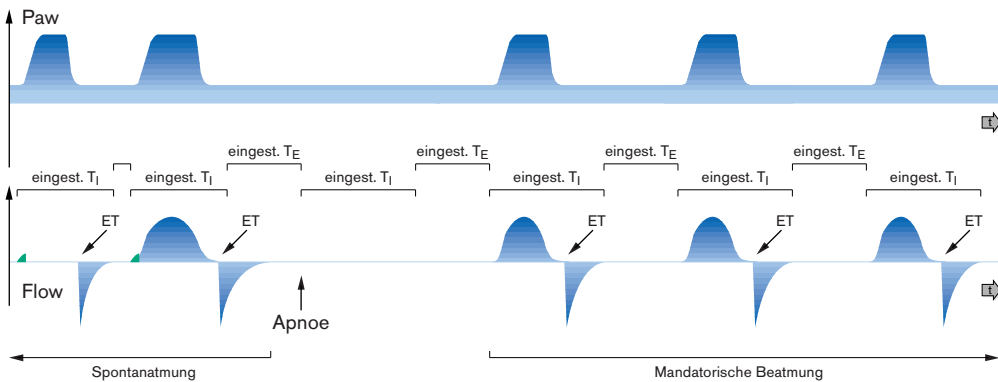
Mit Babylog 8000plus funktioniert PSV auch bei Leckagen von 60 % und mehr. Damit kann Pressure Support Ventilation nun auch bei Neonaten eingesetzt werden.

Bild 8: Doppelte Sicherheit beim Babylog 8000plus verhindert unverhältnismäßig lange Inspirationszeiten: automatisch an den Leckflow angepasstes Abbruchkriterium und obere Grenze für die Inspirationszeit (Backup- T_I).

5.3.3 Backup-Ventilation

Um auch bei einer Apnoe ausreichend zu beatmen, geht das Babylog 8000plus einfach auf CMV zurück und liefert Beatmungshübe mit der über TI und TE eingestellten Frequenz und dem Druck Pinsp. Das Abbruchkriterium für die Inspiration wirkt aber auch ohne Spontanatmung weiter: wenn die Lunge nahezu vollständig gefüllt ist, sinkt der Flow unter die 15%-Schwelle, und die Inspiration wird beendet. Im allgemeinen ist das vor Ende der eingestellten TI der Fall. Der Rest von TI wird zu TE hinzugerechnet (Bild 9). Diese Backup-Ventilation funktioniert sinngemäß genau wie bei A/C-Beatmung oder SIMV. Zur Einstellung der Mindestatemfrequenz (Backup-Frequenz) über den TE-Drehknopf siehe auch 7.1.6 „Einstellung der Backup-Frequenz“).

Bild 9:
Backup-Ventilation bei PSV
bei einer Apnoe



f = durch den Patienten bestimmt

$$f = \text{Backup-Frequenz} = \frac{1}{T_I + T_E}$$

ET = Expiratorischer Trigger

5.3.4 Einschränkungen und Kontraindikationen

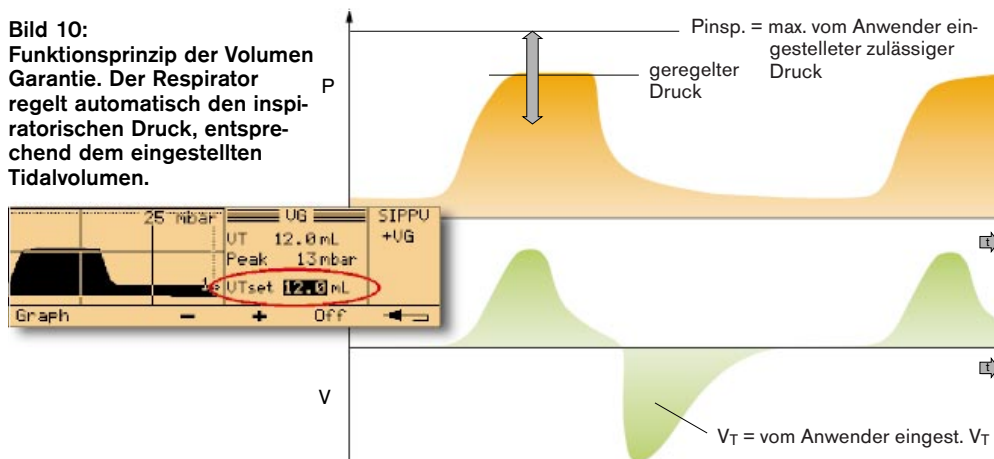
Es gibt für jeden Patienten eine optimale Beatmungsform und optimale Einstellungen. Auch bei Pressure Support Ventilation sind Einschränkungen und Kontraindikationen zu beachten. Dazu gehören fehlender Spontanatemtrieb und Bronchospasmus.

Bei Patienten mit einem schwachen Atemtrieb bietet Pressure Support Ventilation nur den Vorteil der automatischen T_I im Vergleich zu Controlled Mandatory Ventilation (CMV) (siehe auch 5.3.3 Backup Ventilation).

Beim Bronchospasmus ist der Spitzenflow reduziert, und der inspiratorische Flow geht sehr schnell auf die Basislinie zurück. Daher ist die Zeit für die spontane Einatmung und damit die Dauer der Druckunterstützung sehr kurz, obwohl das Neugeborene eigentlich mehr Unterstützung bräuchte. Diese Einschränkung gilt für alle Beatmungsformen, bei denen das Ausmaß der Atemunterstützung vom Flow-signal abhängt (z.B. Proportional Assist Ventilation).⁴⁹

In solchen Fällen ist die Volumen Garantie eine wertvolle Hilfe. Beim Bronchospasmus vergrößert sie automatisch die Druckunterstützung, um das eingestellte Tidalvolumen vollständig zu applizieren. Der Spitzenflow wird also nicht reduziert, und die Druckunterstützung bleibt während der gesamten Einatmung auf konstantem Niveau (eine weitere Broschüre bietet detailliertere Informationen über Volumen Garantie).

Bild 10:
Funktionsprinzip der Volumen Garantie. Der Respirator regelt automatisch den inspiratorischen Druck, entsprechend dem eingestellten Tidalvolumen.



5.4 Klinische Studien zum Vergleich der Beatmungsformen

In vielen Untersuchungen sind die verschiedenen Beatmungsformen verglichen worden. Aufbau und Ergebnisse der wichtigsten Untersuchungen sind in Tabelle 4 dargestellt.

Tabelle 4:
Die wichtigsten klinischen Studien zum Vergleich der diversen Beatmungsformen für Neugeborene

Beatmungsformen im Vergleich	Probanden	Endpunkt	Schlußfolgerung der Untersuchung	Ref.	Jahr
IMV vs CV	Neugeborene	Dauer der maschinellen Beatmung	IMV > CV	27	1977
SIMV vs CV	7 Neugeborene	Oxygenierung, Tidalvolumen, Atemarbeit	SIMV > CV	28	1994
SIMV vs IMV	30 Neugeborene	Gleichförmige Tidalvolumina	SIMV > IMV	29	1994
SIMV vs IMV	Neugeborene	Oxygenierung	SIMV > IMV	30	1995
SIMV vs IMV	327 Neugeborene	Dauer der maschinellen Beatmung	SIMV > IMV nach geburtsgewichtsspezifischen Gruppen	31	1996
SIMV vs IMV	77 Neugeborene	Dauer der maschinellen Beatmung, BPD	SIMV > IMV bei Frühgeborenen	32	1997
A/C vs CV	14 Neugeborene	Oxygenierung sowie Blutdruckschwankungen	A/C > CV	33	1993
A/C vs IMV	6 Frühgeborene	Atemarbeit	A/C > IMV	34	1996
A/C vs IMV/CV	30 Neugeborene	Reduzierung der Adrenalin-Konzentration	A/C > IMV	57	1998
A/C vs IMV	40 Frühgeborene	Dauer der maschinellen Beatmung	A/C > IMV	35	1993
A/C vs SIMV	40 Frühgeborene	Dauer der Entwöhnung, Versagen von Entwöhnung	A/C = SIMV	36	1994
A/C vs SIMV	2x40 Frühgeborene	Dauer der Entwöhnung	A/C > SIMV bei niedriger Frequenz (5/min), aber nicht bei 30/Min	51	1995
A/C vs SIMV	16 Neugeborene	Sauerstoffverbrauch der Atmung	A/C > SIMV	37	1997
PSV vs CV	15 Neugeborene	Herzminutenvolumen	PSV > CV	38	1996
PSV vs CV+IMV	30 Frühgeborene	Dauer der maschinellen Beatmung	PSV > CV+IMV	39	1994
PSV vs IMV	Tierexperimentelles Modell des Neugeborenen	Zwerchfell-Aktivität	PSV > IMV	40	1994

„>“ bedeutet „besser als“

6 Die Vorteile von Pressure Support Ventilation

Bei der Erwachsenenbeatmung wurden die folgenden Vorteile bei einem mit PSV beatmeten Patienten beobachtet¹:

- Verbesserte Synchronität zwischen Patient und Beatmungsgerät
- Mehr Patientenkomfort
- Weniger Sedierungsbedarf
- Weniger Atemarbeit und Sauerstoffverbrauch der Atmung
- Kürzere Entwöhnungszeit (nur in einigen Studien beobachtet)²
- Ausdauerorientiertes Training der Atemmuskulatur
- Vertiefen von flacher Spontanatmung

Bei Pressure Support Ventilation bestimmt der Patient und nicht das Beatmungsgerät den Beginn von Inspiration und Expiration, die Inspirationszeit, die Atemfrequenz sowie das Minutenvolumen. Pressure Support Ventilation ist deshalb prädestiniert als Beatmungsform zur Entwöhnung vom Respirator, auch bei der neonatalen Intensivpflege.

6.1 Entwöhnung Früh- und Neugeborener vom Beatmungsgerät

6.1.1 Leichte Entwöhnung

Die Dauer der maschinellen Beatmung muß so kurz wie möglich sein. Für die meisten Neonaten ist die Entwöhnung vom Beatmungsgerät kein besonderes Problem; bei einigen Patienten jedoch stellt sie für den Arzt eine große Herausforderung dar. Dabei ist das Hauptproblem nicht die Apnoe, für die es verschiedene Therapien gibt (z.B. Medikamente, nasale Beatmung bzw. nasales CPAP); vielmehr kann ein Versagen der Atemmuskulatur als Folge reduzierter neuromuskulärer Kapazität, erhöhter Atemmuskulaturbelastung

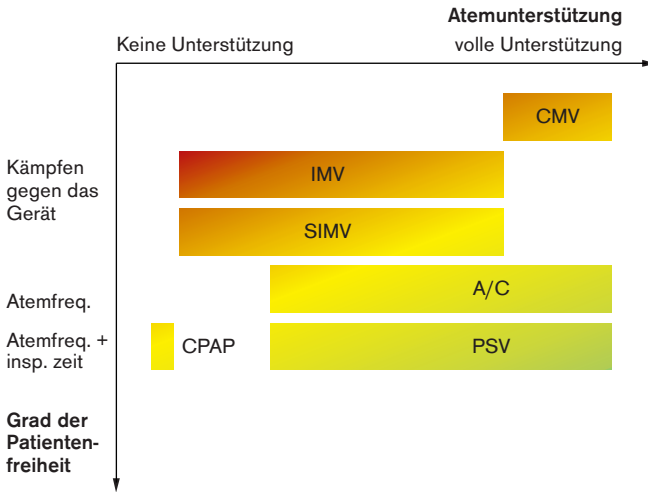


Bild 11:
Schematische Darstellung
des Grades der Patientenfrei-
heit (Y-Achse) und der Atem-
unterstützung (X-Achse)
bei unterschiedlichen
Beatmungsformen.

oder einer Kombination von beiden die Entwöhnung zu einem schwierigen und langwierigen Prozeß machen.

6.1.2 Schwierige Entwöhnung

Patienten mit erhöhter Atemmuskulaturbelastung zeigen höhere Atemarbeit sowie erhöhten Sauerstoffverbrauch der Atmung⁴¹. Definiert wird letzteres als Unterschied im $\dot{V}O_2$ -Verbrauch ($\dot{V}O_2$) zwischen Spontanatmung und Beatmung. Die meisten Messungen des Energieverbrauchs bei Kleinkindern mit BPD haben eine Erhöhung des $\dot{V}O_2$ gezeigt. Wir haben bei Neugeborenen mit BPD eine höhere $\dot{V}O_2$ während der Entwöhnung als in der Kontrollgruppe beobachtet.⁴² Die Erhöhung war sekundär zum erhöhten OCB. Dieser hing wahrscheinlich wie bei Erwachsenen mit der erhöhten Atemarbeit zusammen. Wir haben den höchsten OCB hauptsächlich bei Neugeborenen mit schwerer BPD beobachtet.⁴² Diese Beobachtungen stimmen mit früheren Berichten überein, die eine Korrelation zwischen dem $\dot{V}O_2$ und der Schwere der Atemerkkrankung bei Frühgeborenen⁴³ sowie bei Neugeborenen mit BPD zeigten.⁴⁴ Zur Entwöhnung Neugeborener mit hohem Sauerstoffverbrauch müssen wir also mit geeigneten Beatmungsformen die Atemarbeit bestmöglich reduzieren.

6.2 Entwöhnungsstrategien

6.2.1 Wahl der Entwöhnungsart

Zwei verschiedene Entwöhnungsformen sind üblich: bei IMV bzw. SIMV werden Beatmungsfrequenz und inspiratorischer Druck während der Entwöhnung gesenkt. Bei A/C bzw. PSV dagegen wird nur der inspiratorische Druck während der Entwöhnung reduziert. Einige physiologische sowie klinische Studien können bei der Auswahl der am besten geeigneten Entwöhnungsstrategie helfen.

6.2.2 Physiologische Studien

Beim Entwöhnen läßt sich die Zugabe von Sauerstoff reduzieren, indem man Beatmungsformen einsetzt, die die Atemarbeit und somit auch den Sauerstoffverbrauch der Atmung minimieren. In einer kürzlich durchgeführten Studie haben wir festgestellt, daß wir den $\dot{V}O_2$ bei Neugeborenen mit hohem Sauerstoffbedarf der Atmung während der Entwöhnung verringern konnten, indem wir Assist/Control anstelle von CPAP oder SIMV einsetzten. Untersucht wurden 16 Kleinkinder, die unterstützende Beatmung wegen akutem RDS oder chronischer Lungenerkrankung brauchten. Drei Entwöhnungsformen wurden in zufälliger Reihenfolge bei jedem Neugeborenen untersucht: A/C, SIMV sowie CPAP. Diese drei Modi wurden mit kontrollierter Beatmung (Controlled Ventilation, CV) verglichen. Bei 7 der Kinder war der Sauerstoffbedarf der Atmung hoch ($23,0 \% \pm 4,7 \%$), bei den anderen 9 war er normal ($< 10 \%$ des gesamten $\dot{V}O_2$). Bei der Gruppe mit hohem Sauerstoffbedarf der Atmung war die Zunahme des $\dot{V}O_2$ im Vergleich zur CV bei A/C deutlich höher ($10 \% \pm 11 \%$) als bei CPAP ($38 \% \pm 13 \%$, $p < 0,05$), und war in der Regel niedriger als bei

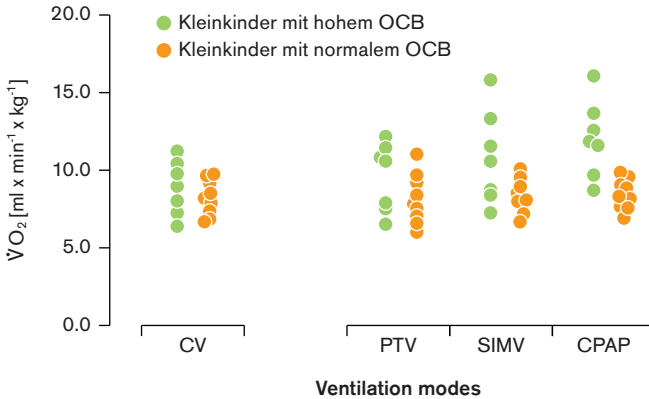


Figure 12: Oxygen consumption for infants with high and normal oxygen cost of breathing in different ventilation modes.³⁷

SIMV ($28\% \pm 17\%$, NS). Die $\dot{V}O_2$ -Zunahme korrelierte mit der Erhöhung der spontanen Atmung ($R^2 = 0,19$; $F [1,26] = 5,94$; $p < 0,03$). Der Prozentsatz der spontanen Atemzüge ohne jede Beatmungsunterstützung erhöhte sich von 2 % in A/C auf 75 % in SIMV und auf 100 % in CPAP ($p < 0,001$). Bei der Gruppe mit normalem Sauerstoffbedarf der Atmung wurde keine signifikante Änderung des $\dot{V}O_2$ in den verschiedenen Beatmungsmodi beobachtet.

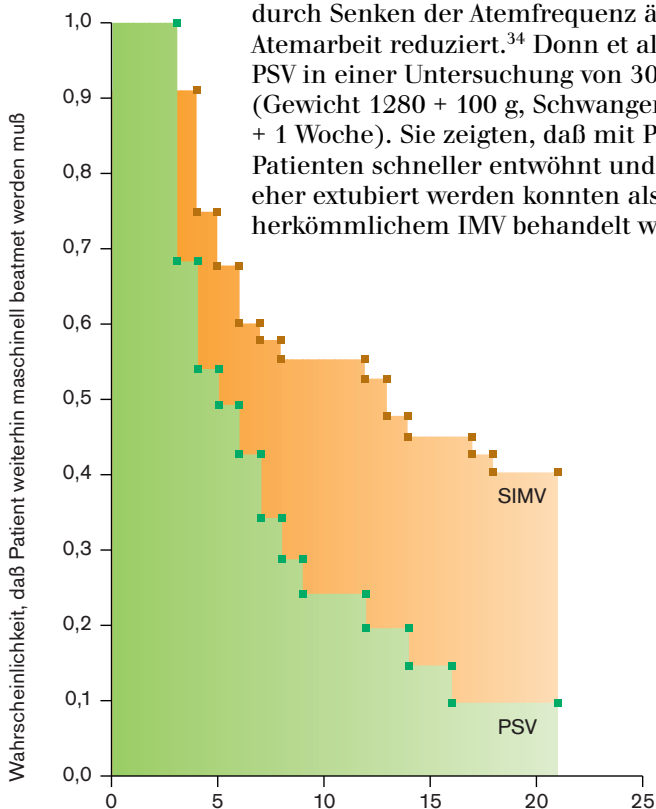
Bei dieser Untersuchung konnten wir zeigen, daß A/C die $\dot{V}O_2$ -Zunahme bei einigen Kindern während der Entwöhnung stärker reduzieren kann als SIMV oder CPAP. A/C hat den $\dot{V}O_2$ bei Neugeborenen mit hohem Sauerstoffbedarf der Atmung um 20 % vermindert.³⁷ Das ist wahrscheinlich zum Teil auf die reduzierte Atemarbeit zurückzuführen, wie dies bei Erwachsenen⁴⁵ bzw. Kindern^{46,50} bei Pressure Support Ventilation beobachtet werden kann. Darüberhinaus haben Jarreau et al gezeigt, daß A/C die Atemarbeit bei Frühgeborenen verringert.³⁴ Gullberg et al stellten fest, daß PSV das Herzminutenvolumen bei Neugeborenen und Kleinkindern mehr als bei der kontrollierten Beatmung erhöht.³⁸

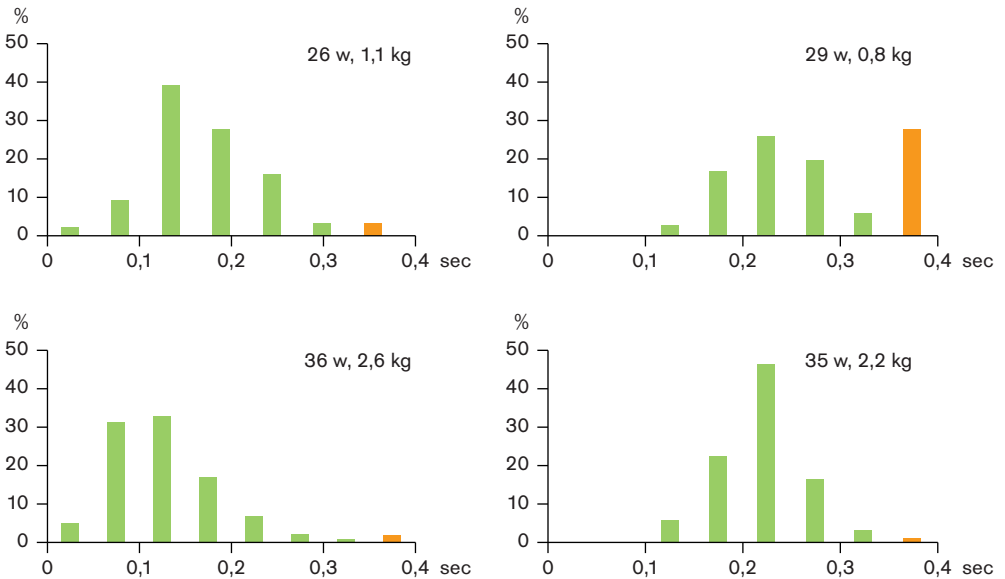
A/C und insbesondere PSV trainieren die Atemmuskulatur also auf Ausdauer (niedriger Druck / hohe Volumenatmearbeit, konstantes Tidalvolumen).⁴⁷

Bild 13:
Effekt auf die Entwöhnungs-
dauer von Druckreduzierung
allein (PSV) und Reduzierung
von Druck und Beatmungs-
frequenz (SIMV). Adaptiert
aus Brochard: Am J Respir
Crit Care Med 1994; 150;
896-903

6.2.3 Klinische Studien

Klinische Studien zeigen, daß es besser ist, nur mittels Druckreduzierung zu entwöhnen, als Druck und Beatmungsfrequenz gleichzeitig zu reduzieren. Chan und Greenough zeigten eine Verkürzung der Entwöhnungsdauer beim Einsatz von PTV anstelle von IMV.³⁵ Dimitriou et al stellten eine kürzere Entwöhnungszeit bei A/C fest als bei SIMV mit niedrigen Frequenzen.⁵¹ Jarreau et al zeigten, daß A/C (PTV) das Atemmuster durch Senken der Atemfrequenz ändert und die Atemarbeit reduziert.³⁴ Donn et al verglichen IMV mit PSV in einer Untersuchung von 30 Frühgeborenen (Gewicht 1280 + 100 g, Schwangerschaftswochen 29,5 + 1 Woche). Sie zeigten, daß mit PSV behandelte Patienten schneller entwöhnt und im Durchschnitt eher extubiert werden konnten als Patienten, die mit herkömmlichem IMV behandelt wurden.³⁹





6.2.4 PSV ist besser als A/C!

Assist/Control ist nicht Pressure Support Ventilation (PSV). Bei A/C wird der Druck kontrolliert und jede Atemanstrengung wie bei PSV unterstützt. Bei A/C jedoch ist die Inspirationszeit durch die Einstellungen am Beatmungsgerät gegeben, während sie sich bei PSV an die spontane Inspirationszeit des Patienten anpaßt. Das vermeidet Airtrapping und ein inverses I:E-Verhältnis, wenn das Kind schnell atmet. Wir haben recht große Varianzen (Standardabweichung \times 100/Mittelwert) von 19,3 und 24,2 % bei 4 Neugeborenen (siehe Bild 13) in der spontanen Inspirationszeit beobachtet, die mit PSV während der Entwöhnung beatmet wurden. Somit arbeitet der PSV-Modus vermutlich genauer als A/C, da die Dauer der Druckunterstützung an die spontane Inspirationszeit des Patienten angepaßt wird.

Aufgrund technischer Einschränkungen war PSV bisher für Neugeborene nicht verfügbar. Nun aber ist eine leckadaptierte PSV als Zusatz für das Babylog 8000plus erhältlich.

Bild 14:

Häufigkeitsverteilung der Inspirationszeit bei 4 Frühgeborenen, die im PSV-Modus beatmet wurden. Der orange-farbene Balken zeigt die maximale Inspirationszeit, vorgegeben durch die Einstellung am Beatmungsgerät.

6.2.5 PSV mit Volumen Garantie

PSV mit Volumen Garantie ist ein für das Babylog 8000plus erhältlicher Zusatz. Um Patienten mit PSV zu entwöhnen, muß die Druckunterstützung reduziert werden, zum Beispiel von 20 auf 4 mbar in Schritten von 3-5 mbar. Wenn man PSV zusammen mit Volumen Garantie einsetzt, wird der Druck automatisch so reguliert, daß ein am Respirator eingestelltes Tidalvolumen appliziert wird. Wenn wir dieses vorgegebene Volumen nun reduzieren, beispielsweise um 10 %, um mit der Entwöhnung zu beginnen, gibt es zwei Möglichkeiten:

Entweder ist der Patient bereit, entwöhnt zu werden. Dann wird er durch erhöhte Atemanstrengung das Tidalvolumen auf dem ursprünglichen, für ihn ausreichenden Niveau aufrechterhalten, wobei der Respirator die Druckunterstützung allmählich reduziert.

Oder aber der Patient ist noch nicht entwöhnungsbereit. Dann wird er ermüden, keine Atemanstrengung unternehmen und nur das reduzierte, nicht ausreichende Tidalvolumen erhalten. Die Entwöhnung wird somit unterbrochen, und wir müssen zum ursprünglich vorgegebenen Tidalvolumen zurückkehren.

Um diese Hypothese der "automatischen" Entwöhnung zu validieren, haben wir 4 Neugeborene untersucht und dabei einen progressiven Rückgang der Druckunterstützung beobachtet. Am Ende dieses Prozesses konnten die Kleinkinder erfolgreich extubiert werden. Dieses Ergebnis muß jedoch von anderen klinischen Studien noch bestätigt werden.

Bitte beachten: eine spezielle Broschüre über Volumen Garantie bietet hierüber detailliertere Information.

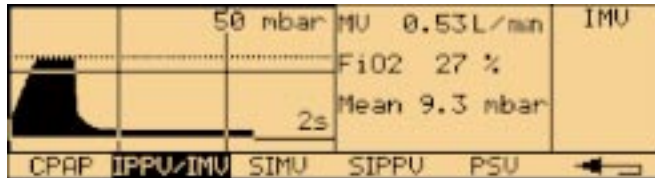


7 Pressure Support Ventilation in der Praxis

7.1 Beatmungseinstellungen bei PSV

7.1.1 PSV-Modus aktivieren

Drücken Sie die -Taste auf dem Bedienteil des Babylog. Es erscheint folgender Bildschirm.



Wählen Sie den PSV-Modus, indem Sie die entsprechende Menütaste drücken. Der folgende Bildschirm zeigt die Einstellungen für die inspiratorische Triggerschwelle an.

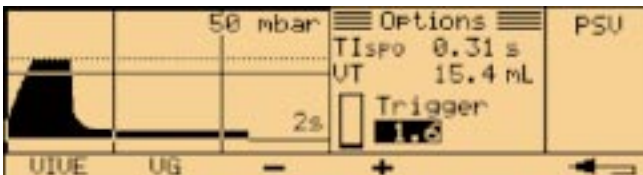
7.1.2 Triggerschwelle einstellen



Nach dem Einstellen der Triggerschwelle (fangen Sie am besten beim untersten Niveau an) schalten Sie PSV ein, indem Sie die “EIN“ Menütaste drücken.

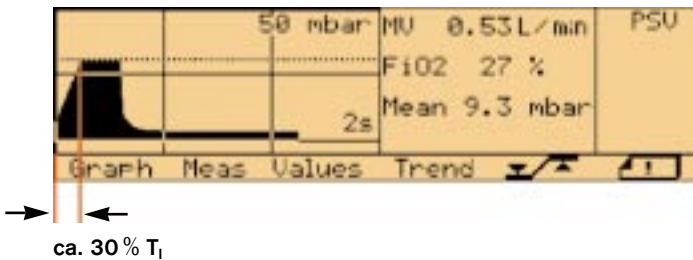
Der folgende Bildschirm zeigt die gemessene spontane Inspirationszeit sowie das gemessene Tidalvolumen an. Die Triggerschwelle kann, falls erforderlich, über die Menütasten >+< und >-< eingestellt werden. Bei Autotriggern erhöhen Sie schrittweise die Triggerschwelle, bis es aufhört.

Zusätzlich können Sie die Beatmungsoptionen VIVE und Volumen Garantie (VG) hinschalten.



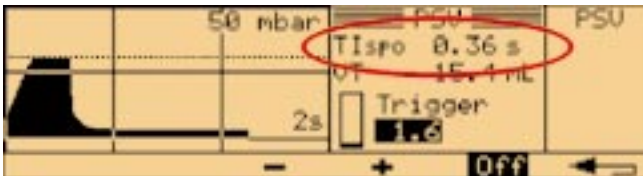
7.1.3 Inspiratorischen Flow einstellen

Stellen Sie den inspiratorischen Flow so ein, daß der Plateaudruck innerhalb des ersten Drittels der Inspirationszeit erreicht wird. Ein zu niedriger Flow würde den spontanen Spitzenflowbedarf des Patienten nicht decken und somit das dezelerierende Flowmuster verhindern, welches für PSV unabdingbar ist. Ein zu hoher Flow würde zu künstlich erhöhten Spitzenflows am Anfang der Inspiration und könnte zu einem vorzeitigen Abbruch der Inspiration führen.



7.1.4 Inspirationszeit (Backup T_I) einstellen

Drücken Sie  der folgende Bildschirm zeigt die gemessene spontane Inspirationszeit an.

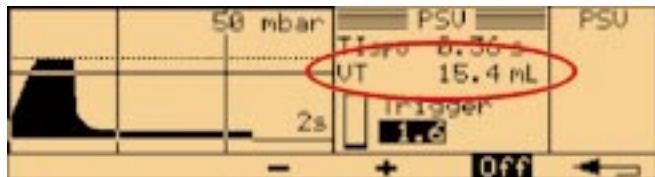


Mit dem T_I -Drehknopf wählen Sie die obere Grenze der Inspirationszeit. Bei PSV begrenzt die eingestellte T_I die Inspirationszeit. Wenn aber T_I kürzer als die tatsächliche spontane Inspirationszeit eingestellt wird, endet der Atemhub vorzeitig, und die grüne Leuchtdiode neben dem T_I -Drehknopf blinkt. In dem Fall erhöhen Sie T_I , bis das Licht nicht mehr blinkt.

Die eingestellte T_I sollte mindestens 50 % länger sein als die beobachtete mittlere T_I , damit das Baby seufzen kann.

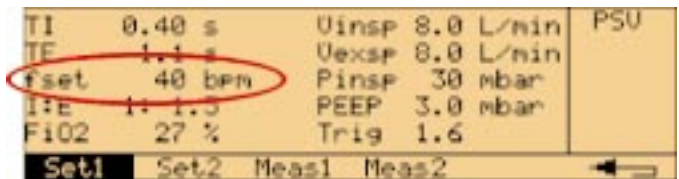
7.1.5 Startwert der Druckunterstützung einstellen

Die Druckunterstützung stellt man über den PInsp.-Drehknopf ein. Am Anfang sollte sie so hoch sein, daß ein Tidalvolumen von 4-6mL/kg Körpergewicht erreicht wird.



7.1.6 Backup-Frequenz einstellen

Im Hauptmenü drücken Sie die Menütaste >Werte<. Der folgende Bildschirm zeigt alle Einstellwerte. Die Backup-Frequenz stellen Sie über den T_E-Drehknopf ein. Bei einer Apnoe setzt kontrollierte Beatmung mit dieser Frequenz ein (siehe auch Abschnitt 5.3.3).



T _I	0.40 s	U _{insp}	8.0 L/min	PSU
T _E	1.1 s	U _{exp}	8.0 L/min	
f _{set}	40 bpm	P _{insp}	30 mbar	
I:E	1: 1.3	PEEP	3.0 mbar	
FiO ₂	27 %	Trig	1.6	
Set1	Set2	Meas1	Meas2	←

7.2 Mit Pressure Support Ventilation entwöhnen

Beim Entwöhnen mit Pressure Support Ventilation muß die Druckunterstützung schrittweise reduziert werden. Am Anfang der Entwöhnung mit PSV braucht der Patient noch einiges an Druckunterstützung, weil das Beatmungsgerät den Großteil der Atemarbeit leisten muß. Diese Situation zeigt Bild 15. Links sieht man die gesamte Atemarbeit (gesamter farbiger Bereich) in der Kombination von zwei PV-Loops (Druck-Volumen-Kurven). Die orangefarbene Fläche entspricht der vom Patienten und die blaue der vom Beatmungsgerät geleisteten Atemarbeit. Der Patient triggert zwar den Respiратор, deckt selbst aber nur den kleineren Teil der Atemarbeit ab. Gemeinsam leisten Beatmungsgerät und Patient also die gesamte Atemarbeit, die zum Erzeugen des Tidalvolumens erforderlich ist.

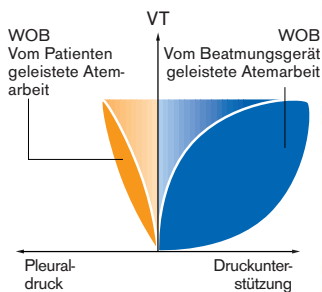


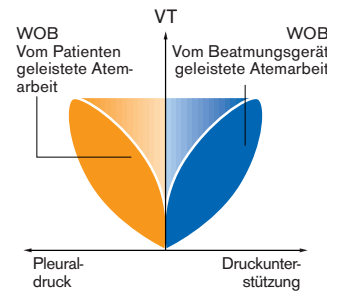
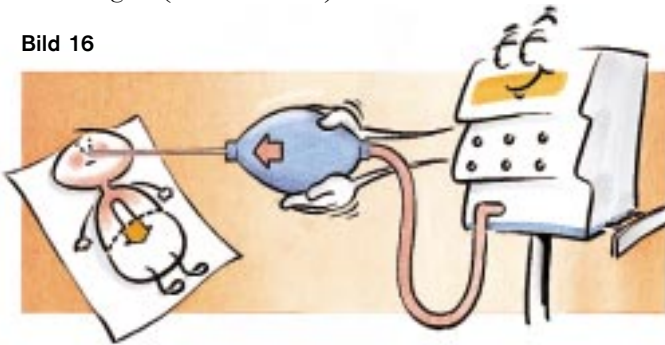
Bild 15



Nach einiger Zeit erholt sich der Patient, was am Absinken der Frequenz bzw. dem Anstieg des Tidalvolumens (oder auch an der reduzierten RVR - Rate Volume Ratio) zu erkennen ist. Nun kann er allmählich einen größeren Teil der gesamten Atemarbeit über-

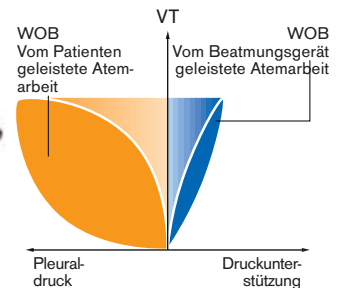
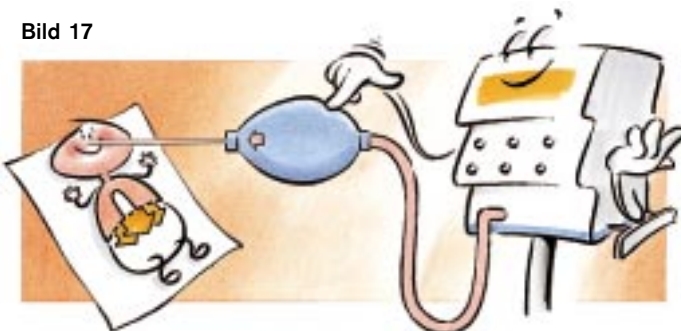
nehmen. Die Druckunterstützung kann also schrittweise verringert werden, und die Atemarbeit wird nach und nach vom Respiратор auf den Patienten übertragen (siehe Bild 16).

Bild 16



Am Ende der Entwöhnung kann der Patient den Großteil der Atemarbeit selbst leisten. Das Beatmungsgerät unterstützt die Atmung kaum noch und übernimmt gerade soviel Atemarbeit wie nötig ist, um die durch den Widerstand des ETT verursachte zusätzliche Atemarbeit zu kompensieren (siehe Bild 17). Zu diesem Zeitpunkt kann man erwägen, den Patienten zu extubieren.

Bild 17



7.3 Pressure Support Ventilation überwachen

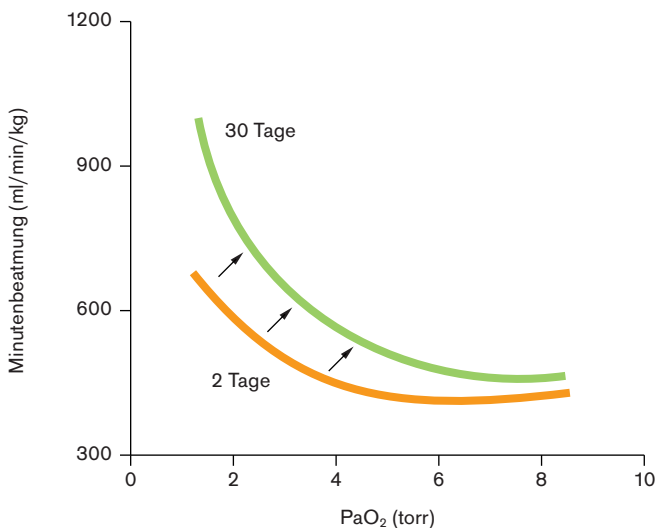
Bevor wir die Überwachung der Pressure Support Ventilation betrachten, müssen wir uns an den physiologischen Hintergrund der Atemsteuerung beim Neugeborenen erinnern.

7.3.1 Physiologischer Hintergrund

7.3.1.1 Chemische Kontrolle

Obwohl die Rolle der chemischen Stimulation beim Übergang von intermittierender Atmung des Fetus auf kontinuierliche Atmung bezweifelt wird,⁵² ist die Funktion von PaCO_2 sowie PaO_2 bei der Atemsteuerung des Neugeborenen nach der Geburt wohlfundiert. Unmittelbar nach der Geburt wird aufgrund der relativen postnatalen Hyperoxie im Vergleich zum geringen fetalen PaO_2 (25-28 mmHg) kein Ateman-

Bild 18:
Veränderung bei der Be-
atmungsreaktion auf Hypoxie
beim Lamm. Adaptiert aus
Bureau MA et al: J Appl Phys.
61:836-842, 1986



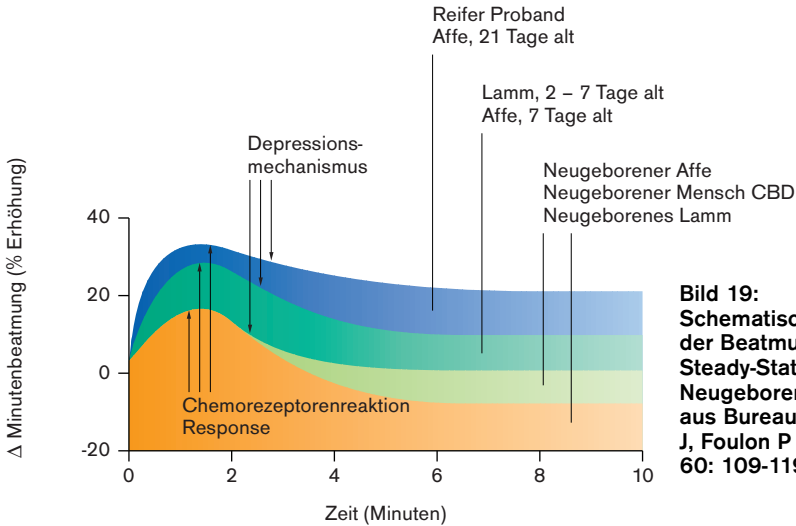


Bild 19:
Schematische Darstellung der Beatmungsreaktion auf Steady-State-Hypoxie beim Neugeborenen. Adaptiert aus Bureau MA, Lamarche J, Foulon P et al: *Resp. Phys.* 60: 109-119, 1985

trieb über die O_2 -Rezeptoren erzeugt. Später, im Fall einer Steady-State-Hypoxie, ist die Reaktion des menschlichen Neugeborenen biphasisch^{52,53}: eine sofortige Hyperventilation (Chemorezeptorenreaktion) wird von einem Abfall der Beatmung in Richtung der Basislinie oder – je nach postnatalem Alter – unter die Basislinie gefolgt. Der Abfall des Minutenvolumens (MV) ist in erster Linie die Folge eines geringeren Tidalvolumens. Bei einer Hyperkapnie hyperventilieren sowohl menschliche Neugeborene als auch solche von Säugetieren^{52,53}: die Minutenvolumen/ $PaCO_2$ -Kurve verläuft linear, ist aber bei den Neugeborenen nach rechts gerückt; die Schwelle für diese Reaktion liegt bei einem $PaCO_2$ von 50 bis 55 mmHg beim neugeborenen Lamm. Ferner ist dieser Anstieg des Minutenvolumens auf den drei- bis vierfachen Wert des Basislinien-MVs begrenzt (bei Erwachsenen kann sie den 10- bis 20-fachen Wert des Basislinien-MVs betragen). Im Fall einer mäßigen Hyperkapnie steigt das Minutenvolumen aufgrund einer Erhöhung des Tidalvolumens, während bei schwerer Hyperkapnie sowohl Tidalvolumen als auch Frequenz steigen. Der Anstieg des Tidalvolumens kann jedoch durch den Hering-Breuer-Reflex begrenzt werden.

7.3.1.2 Die Atemmuskulatur

Durch die Atembewegung des Brustkorbs und die Exkursion des Zwerchfells in jeder Kontraktions- und Erschlaffungsphase wird Gas in die Lunge hinein- und wieder heraustransportiert. Für die Ventilation des Neugeborenen ist wegen des nachgiebigen Brustkorbs die Interkostalmuskulatur von untergeordneter Bedeutung. Der Hauptatemmuskel ist daher das Zwerchfell. Beim Neugeborenen unterscheidet es sich jedoch sowohl anatomisch als auch histologisch vom Erwachsenenzwerchfell und neigt daher zur Ermüdung.^{53,54}

7.3.1.3 Sauerstoffverbrauch, Kohlendioxidproduktion und Atemarbeit

Die Atemmuskulatur verbraucht Energie. Bei erhöhter Atemarbeit steigen Sauerstoffverbrauch und Kohlendioxidproduktion. Die Folge ist eine erhöhte Minutenventilation und wiederum eine Erhöhung der Atemarbeit. Dieser Teufelskreis muß durchbrochen werden durch adäquate maschinelle Atemunterstützung.

7.3.1.4 Pulmonale Reflexe

Der wichtigste Reflex, besonders bei Neonaten, ist der Hering-Breuer-Reflex. Er wird durch die Lungendehnung ausgelöst und bricht die Inspiration ab, was die Expirationszeit verlängert. Erhöhte Lungenvolumina können somit eine Apnoe verursachen. Der Reflex ist bei Neugeborenen besonders ausgeprägt, gerade bei solchen mit niedriger Lungencapazität. Er gilt als wichtiger Schutzmechanismus gegen respiratorische Ermüdung als Folge unwirksamer Muskelarbeit^{53,55} und wahrscheinlich auch gegen Volumentrauma.

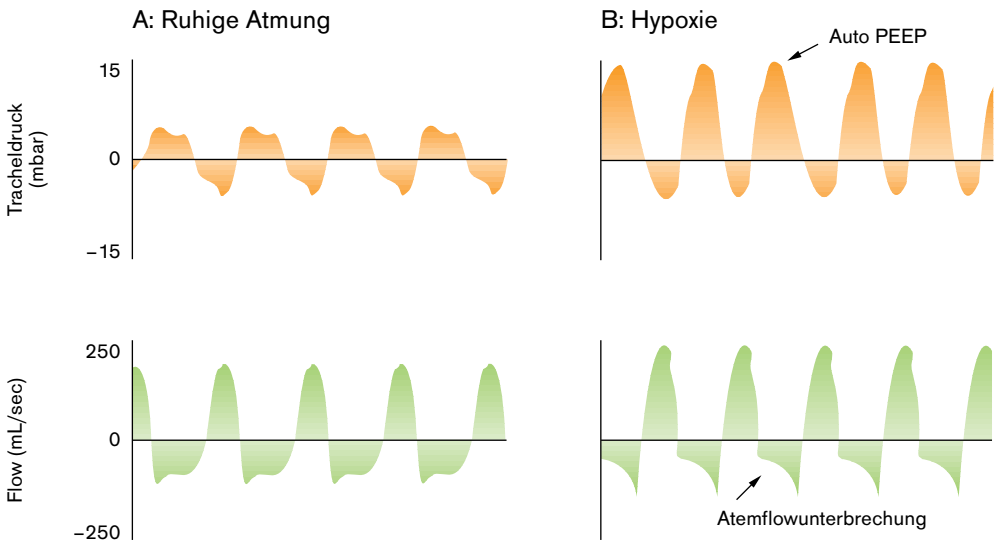
7.3.1.5 Atemmuster bei Neugeborenen mit RDS

Bei RDS reduzieren Surfactantmangel und Kollaps der kleinen terminalen Atemwege die FRC. Das Neugeborene versucht mittels der folgenden drei Mechanismen die FRC aufrechtzuerhalten:

- Verengung des Larynx während der Expiration;
- postinspiratorische Aktivität der Inspirationsmuskeln;
- Verkürzung der Expirationszeit (Erhöhung der Atemfrequenz).⁵⁶

Darüberhinaus ist bei RDS die Compliance niedrig und der Widerstand normal, die Zeitkonstante also niedrig. Somit können Neugeborene bei hohen Atemfrequenzen atmen. Wenn das Baby ermüdet, wird die Atmung flacher, Atemfrequenz und Tidalvolumen steigen.⁵³

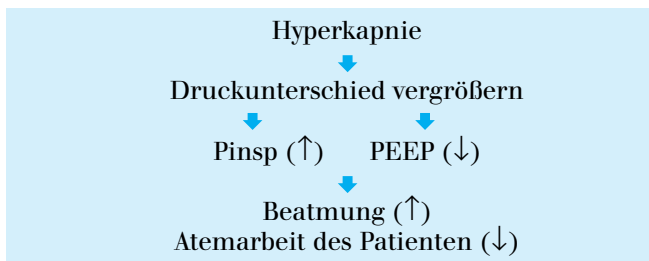
Bild 20:
Expiratorische Flowunterbrechungen des Larynx. A: Ruhige Atmung und B: bei Hypoxie. Eine Verengung bzw. Flowunterbrechungen des Larynx kann ein großes Auto-PEEP verursachen und die FRC erhöhen. Adaptiert aus Davis GM, Bureau MA: Clinics in Perinatology, Vol. 14, No. 3, 1987



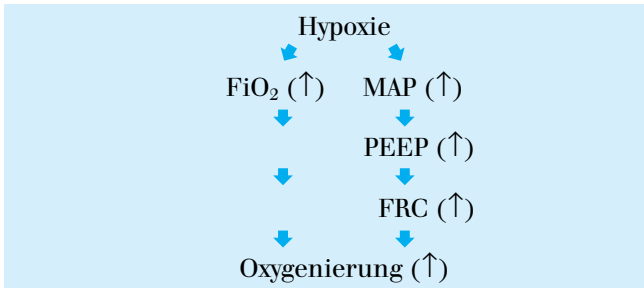
7.3.2 Monitoring in der Praxis

Zunächst ist die klinische Beobachtung des Patienten unerlässlich. Wichtig ist, daß das Beatmungsgerät gut auf die Bedürfnisse des Neugeborenen eingestellt ist und daß die beiden harmonisch zusammenarbeiten.

Invasive oder nichtinvasive Blutgasanalyse hilft dem Kliniker, die Beatmung an den Patienten anzupassen. In Pressure Support Ventilation müssen FiO_2 , P_{insp} sowie PEEP regelmäßig nachgestellt werden. Bei einer Hyperkapnie muß der Druckunterschied zwischen P_{insp} und PEEP vergrößert werden, um mehr Atemunterstützung zu leisten und damit einen größeren Teil der Atemarbeit zu übernehmen.

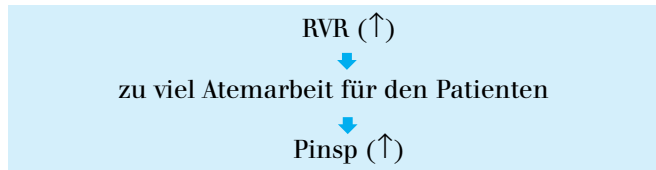


Bei Hypoxie sind FiO_2 bzw. der mittlere Atemwegsdruck entsprechend der klinischen Situation und den Stationsrichtlinien zu vergrößern. In der Regel hängt der mittlere Atemwegsdruck von T_I , T_E , P_{insp} und PEEP ab. Bei PSV bestimmt der Patient selbst T_I und T_E , so daß man hauptsächlich den PEEP erhöhen muß, um den mittleren Atemwegsdruck (MAP) anzuheben.

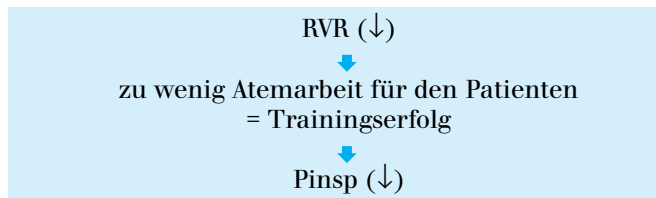


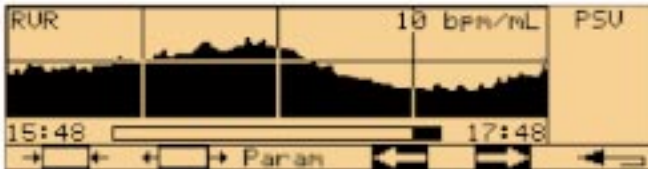
Falls das Baby trotz Normokapnie zu Hyperventilation neigt, ist dies wahrscheinlich ein Zeichen einer niedrigen FRC. Der MAP muß erhöht werden, um die FRC zu vergrößern und die Oxygenierung zu verbessern (siehe auch "Atemmuster" im Abschnitt 7.3.1.5).

Zur Beurteilung des Fortschritts der Entwöhnung können wir auch das Verhältnis von Atemfrequenz zu Tidalvolumen (Rate Volume Ratio = RVR) heranziehen. Genau wie bei Ermüdung haben Neugeborene bei der Entwöhnung ein reduziertes Tidalvolumen und eine erhöhte Atemfrequenz, wodurch der RVR-Wert steigt. Bei Erwachsenen kann dieses Verhältnis als hochempfindliches und hochspezifisches Entwöhnungskriterium eine erfolgreiche Extubierung vorherzusagen (der Bereich unter der ROC-Kurve ist 0,89).⁴¹ Noch gibt es keine entsprechenden Daten, aber RVR kann durchaus auch zur Überwachung der Entwöhnung bei Neugeborenen eingesetzt werden. Angesichts der Physiologie des Neugeborenen kann eine allmähliche Erhöhung des RVR die einsetzende Ermüdung des Patienten anzeigen. In diesem Fall kann es erforderlich sein, die Druckunterstützung (Pinsp) zu erhöhen.



Folglich kann eine Abnahme des RVR auf den Erfolg der Entwöhnung hinweisen. Dann können wir wahrscheinlich die Druckunterstützung senken, um mehr Atemarbeit vom Beatmungsgerät auf den Patienten zu übertragen.





Das Babylog 8000plus überwacht das Rate Volume Ratio und kann dies als Meßwert und auch als graphischen Trend anzeigen. Im Hauptmenü drücken Sie wiederholt auf >Trend< und >Param<, bis der RVR-Parameter auf dem Bildschirm erscheint.

Bis dato gibt es zwar noch keine Untersuchungen, die sich mit diesem neuen Parameter bei Pressure Support Ventilation für der Neugeborene befaßt haben. Dennoch könnte das Rate Volume Ratio in diesem Zusammenhang ein mächtiger Monitoringparameter sein.

8 Zusammenfassung

Pressure Support Ventilation ist eine druckkontrollierte Beatmungsform, die im Babylog 8000plus nun auch für den neonatalen Bereich verfügbar ist. Sie gibt dem Patienten optimale Kontrolle während der Beatmung. Er bestimmt selbst den Beginn von Inspiration sowie Expiration und damit auch Inspirationszeit, Atemfrequenz und Minutenvolumen.

Aufgezeigte Vorteile

Pressure Support Ventilation ist bei Erwachsenen bereits umfangreich untersucht worden. Diverse Vorteile wurden festgestellt: verbesserte Synchronität zwischen Patient und Beatmungsgerät, erhöhter Patientenkomfort, ausdauerorientiertes Training der Atemmuskulatur, sowie kürzere Entwöhnungszeiten (in einigen Studien beobachtet).

Die Technologie

Die neonatale Pressure Support Ventilation beim Babylog 8000plus wurde speziell für den Einsatz bei Neugeborenen entwickelt und berücksichtigt die spezifischen Bedürfnisse dieser Patienten.

Bedienung und Einstellung

Pressure Support Ventilation ist auf Knopfdruck verfügbar und kann schnell und einfach in Betrieb genommen werden. Zunächst stellt man Triggerempfindlichkeit und maximale Inspirationszeit ein, dann die anfängliche Druckunterstützung entsprechend dem Körpergewicht des Patienten. Atemfrequenz, Tidalvolumen sowie Rate-Volume Ratio (RVR) können zusammen mit den Blutgasen zur Überwachung von PSV und zur weiteren Anpassung der Beatmungsparameter verwendet werden.

Bei Neugeborenen haben physiologische sowie klinische Studien die Vorteile der getriggerten Beatmung sowie die Überlegenheit des Assist/Control-Modus über Synchronous Intermittent Mandatory Ventilation bei der Entwöhnung gezeigt. Pressure Support Ventilation unterstützt die Spontanatmung auf einzigartige, harmonische Weise und ist deshalb prädestiniert als Beatmungsform zur Entwöhnung vom Respirator. Dabei birgt Pressure Support Ventilation ein vielversprechendes Potential zur Reduzierung der Atemarbeit bei Patienten mit hohem Sauerstoffverbrauch der Atmung.

Die ersten klinischen Untersuchungen zeigen ermutigende Ergebnisse. Weitere Studien an einer großen Zahl von Patienten sind erforderlich, um diese ersten Erfahrungen zu untermauern.

Nutzen für den Neugeborenen

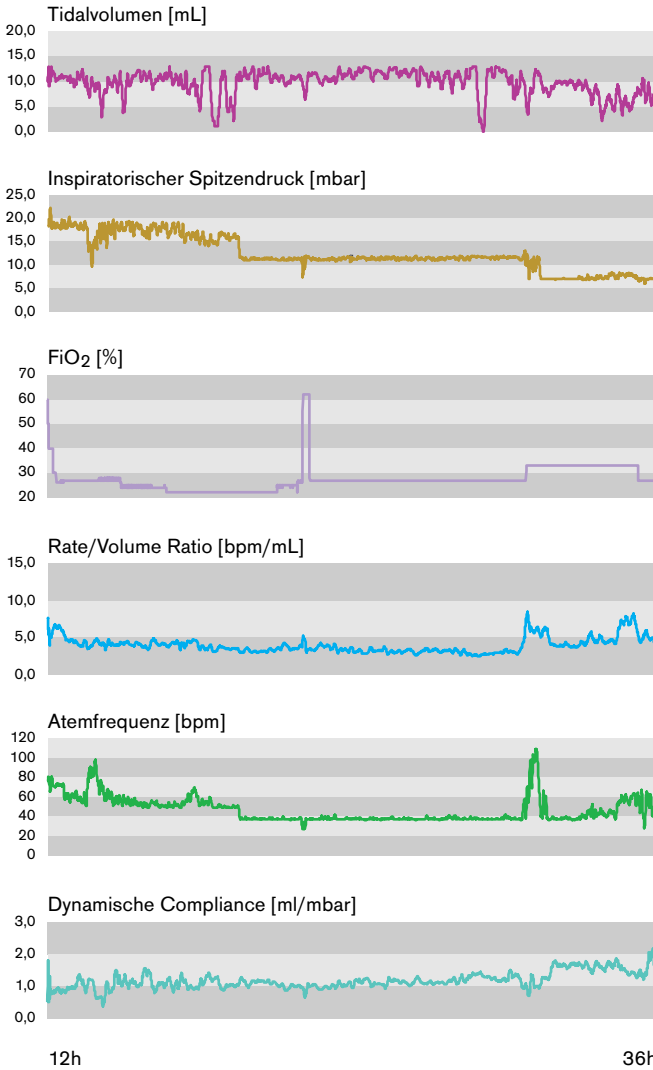
9 Anhang

9.1 Fallstudien

Fall 1:

Kleinkind, weiblich, 36. SSW, Geburtsgewicht 2060 g, mit mäßigem RDS. Entwöhnt wurde mit PSV und schrittweiser Reduzierung der Druckunterstützung.

FiO_2 auf niedrigem Niveau sowie Rate-Volume Ratio blieben während der gesamten Entwöhnung stabil. Das Baby wurde erfolgreich vom Beatmungsgerät entwöhnt. Die maschinelle Beatmung dauerte einen Tag. Die Daten zeigen den Trend für inspiratorischen Spitzendruck, FiO_2 , RVR, Tidalvolumen, Atemfrequenz und Compliance während der letzten 24 Stunden.



Fall 2:

Kleinkind, männlich, 26. SSW, Geburtsgewicht 860 g mit schwerem RDS und später auch bronchopulmonaler Dysplasie. Entwöhnt wurde am 26. Tag in PSV mit der Volumen Garantie-Option. Das Zieltidalvolumen wurde anfangs auf 6 mL eingestellt und dann schrittweise auf 5 mL reduziert.

Während der Entwöhnung sank der inspiratorische Spitzendruck automatisch von 20 mbar auf 5 mbar. Parallel dazu stiegen Inspirationszeit und Atemfrequenz. Das Rate-Volume Ratio stieg, wahrscheinlich wegen der Reduzierung der Druckunterstützung und des damit einhergehenden Anstiegs der Atemfrequenz und Ermüdung bei diesem winzigen Patienten. Dennoch stabilisierte sich das RVR auf einem höheren Niveau. Das Tidalvolumen blieb über die ganze Entwöhnungszeit relativ konstant. Da das Baby eine gute Minutentilation bei sehr geringer Druckunterstützung aufrechterhalten konnte, haben wir nach 10 Stunden Entwöhnung versucht, den Patienten zu extubieren - mit Erfolg. Das Baby erhielt weitere 5 Tage zusätzlichen Sauerstoff.



9.2 Abkürzungen

A/C	Assist Control Ventilation
A/C	Assist Control Ventilation
BPD	bronchopulmonale Dysplasie
C	Compliance
CDH	angeborene Zwerchfellhernie
CLD	chronische Lungenerkrankung
CMV	kontrollierte mandatorische Ventilation
CPAP	kontinuierlicher positiver Atemwegsdruck
CV	kontrollierte Beatmung
EEG	Elektroenzephalogramm
ETT	Endotrachealtubus
f	Beatmungsfrequenz
FiO ₂	Fraktion der inspiratorischen O ₂ -Konzentration
FRC	funktionelle Residualkapazität
ICH	intrakraniale Blutung
I:E	Inspirations-zu-Expirations-Verhältnis
IMV	intermittierende mandatorische Ventilation
IPPV	intermittierende Ventilation mit positivem Druck
kg	Kilogramm
LED	Leuchtdioden
MAP	mittlerer Atemwegsdruck
MV	Minutenvolumen
NS	nicht signifikant
OCB	Sauerstoffverbrauch der Atmung

PAV	proportional assistierte Ventilation
Paw	Atemwegsdruck
PEEP	positiver endexpiratorischer Druck
PIE	pulmonales interstitiales Emphysem
Pinsp	eingestellter maximaler Beatmungsdruck
PIP	inspiratorischer Spitzendruck
PPHN	persistente pulmonale Hypertension des Neugeborenen
PSV	Pressure Support Ventilation
PTV	Patient Triggered Ventilation
R	Widerstand
RDS	Respiratory Distress Syndrome
RSV	Respiratorischer Synzytialer Virus
RVR	Rate Volume Ratio
SIMV	Synchronised Intermittent Mandatory Ventilation
SIPPV	Synchronised Intermittent Positive Pressure Ventilation
T_E	Expirationszeit
T_I	Inspirationszeit
$T_{I\text{spo}}$	spontane Inspirationszeit (aktive T_I während PSV)
VG	Volumen Garantie
VIVE	variabler inspiratorischer Flow, variabler expiratorischer Flow
$\dot{V}O_2$	Sauerstoffverbrauch
V_T	Tidalvolumen
$V_{T\text{set}}$	Eingestelltes Tidalvolumen für Volumen Garantie
WOB	Atemarbeit

10 Literaturverzeichnis

1. Brochard L. Pressure Support Ventilation. In Tobin eds, Principles and practice of mechanical ventilation, McGraw-Hill, New York 1994. p 239-253.
2. Bernstein G. Patient triggered ventilation using cutaneous sensors. *Semin Neonatol* 1997; 2: 89-97
3. Mancebo J. Weaning from mechanical ventilation. *Eur Respir J* 1996; 9: 1923-31.
4. Field D, Milner AD, Hopkin IE. Inspiratory time and tidal volume during intermittent positive pressure ventilation. *Arch Dis child* 1985; 60: 259-61.
5. Bernstein G, Heldt GP, Mannino FL. Increased and more consistent tidal volumes during synchronized intermittent mandatory ventilation in newborn infants. *Am J Respir Crit Care Med* 1994; 150: 1444-8.
6. Greenough A., Morley C J, Davis J A. Pancuronium prevents pneumothorax in ventilated babies who actively expire against positive pressure inflation. *Lancet* 1984 ; i, 1-3.
7. Perlman JM, McMenamin JB, Volpe JJ. Fluctuating cerebral blood flow velocity in respiratory distress syndrome. *N Engl J Med* 1983; 309: 204-9.
8. Greenough A, Milner A. Patient triggered ventilation using flow or pressure sensors. *Semin Neonatol* 1997; 2: 99-104
9. Perlman JM, Goodman S, Kreusser KL, Volpe JJ. Reduction in intraventricular hemorrhage by elimination of fluctuating cerebral blood flow velocity in respiratory distress syndrome. *N Engl J Med* 1985; 312: 1353-7.
10. Runkle B, Bancalari E. Acute cardiopulmonary effects of pancuronium bromide in mechanically ventilated newborn infants. *J Pediatr* 1984; 104: 614-7.
11. Rutledge ML, Hawkins EP, Langston C. Skeletal muscle growth failure induced in premature newborn infants by prolonged pancuronium treatment. *J Pediatr* 1986; 883-6.
12. Miller J, Law AB, Parker RA, Sundell H, Silberberg AR, Cotton RB. Effects of morphine and pancuronium on lung volume and oxygenation in premature infants with hyaline membrane disease. *Pediatrics* 1994; 125: 97-103

13. Field D, Milner AD, Hopkin IE. Manipulation of ventilator settings to reduce expiration against positive pressure inflation. *Arch DisChild* 1985; 60: 1036-40
14. Heldt G., Berstein G. Patient initiated mechanical ventilation. In *New therapies for neonatal respiratory failure*. Ed. B.R.Boynton, W.A. Carlo, A.H. Jobe. Cambridge university press. Cambridge 1994. 152-170.
15. Visveshwara N, Freeman B, Peck M, Caliwag W, Shook S, Rajani KB. Patient-triggered synchronized assisted ventilation of newborns. Report of a preliminary study and three years' experience *J Perinatol* 1991; 4: 347-54.
16. Nikischin W, Gerhardt T, Everett R, Gonzalez A, Hummler H, Bancalari E. Patient triggered ventilation: a comparison of tidal volume and chestwall and abdominal motion as trigger signals. *Pediatr Pulmonol* 1996; 22: 28-34.
17. Greenough A, Hird MF, Chan V. Airway pressure triggered ventilation for preterm neonates. *J Perinat Med* 1991; 19: 471-6
18. Donn SM, Sinha SK. Controversies in patient triggered ventilation. *Clinics Perinat* 1998; 25: 49-61.
19. Hird MF, Greenough A. Patient triggered ventilation using a flow triggered system. *Arch Dis Child* 1991, 66: 1140-1142.
20. Chan V, Greenough A. Evaluation of triggering systems for patient triggered ventilation for neonates ventilator-dependent beyond 10 days of age. *Eur J Pediatr* 1992; 151: 842-5
21. Bernstein G, Cleary JP, Heldt GP, Rosas JF, Schellenberg LD, Mannino FL. Response time and reliability of three neonatal patient-triggered ventilators . *Am Rev Respir Dis* 1993; 148: 358-64.
22. Nishimura M, Imanaka H, Yoshiya I, Kacmarek RM. Comparison of inspiratory work of breathing between flow-triggered and pressure-triggered demand flow systems in rabbits. *Crit Care Med* 1994; 22: 1002-9.

23. Uchiyama A, Imanaka H, Taenaka N, Nakano S, Fujino Y, Yoshiya I. A comparative evaluation of pressure-triggering and flow-triggering in pressure support ventilation (PSV) for neonates using an animal model. *Anaesth Intensive Care* 1995; 23: 302-6.
24. Brochard. Comparison of three methods of gradual withdrawal from mechanical ventilation. *Am J Respir. Crit Care Med* 1994; 150: 896-903.
25. Hummler HD, Gerhardt T, Gonzalez A, Bolivar J, Claire N, Everett R, Bancalari E. Patient-triggered ventilation in neonates: comparison of a flow- and an impedance-triggered system. *Am J Respir Crit Care Med* 1996; 154: 1049-54.
26. Laubscher B, Greenough A, Kavadia V. Comparison of body surface and airway triggered ventilation in extremely premature infants. *Acta Paediatr* 1997 Jan; 86: 102-4
27. Kirby RR. Intermittent mandatory ventilation in the neonate. *Crit Care Med* 1977; 5: 18-22.
28. Mizuno K, Takeuchi T, Itabashi K, Okuyama K. Efficacy of synchronized IMV on weaning neonates from the ventilator. *Acta Paediatr Jpn* 1994; 36: 162-6
29. Quinn MW, De Boer RC, Ansari N, Baumer JH. Stress response and mode of ventilation in preterm infants. *Arch Dis Child* 1998, 78: F195-8.
30. Cleary JP, Bernstein G, Mannimo FL, Heldt GP. Improved oxygenation during synchronized intermittent mandatory ventilation in neonates with respiratory distress syndrome: a randomized crossover study. *J Pediatr* 1995; 126: 407-11.
31. Bernstein G, Mannimo FL, Heldt GP, Callahan JD, Bull DH, Sola A, Ariagno RL, Hoffman GL, et al. Randomized multicenter trial comparing synchronized and conventional intermittent mandatory ventilation in neonates. *J pediatr* 1996; 128: 453-63.
32. Chen JY, Ling UP, Chen JH. Comparison of synchronized and conventional intermittent mandatory ventilation in neonates. *Acta Paediatr Jpn* 1997; 39: 578-83.

33. Amitary M, Etches PC, Finner NN, Maidens JM. Synchronous mechanical ventilation of the neonates with respiratory disease. *Crit Care Med* 1993; 21: 118-24.
34. Jarreau PH, Moriette G, Mussat P, Mariette C, Mohanna A, Harf A, Lorino H. Patient-triggered ventilation decreases the work of breathing in neonates. *Am J Respir Crit Care Med* 1996; 153: 1176-1181.
35. Chan V, Greenough A. Randomised controlled trial of weaning by patient triggered ventilation or conventional ventilation. *Eur J Pediatr* 1993 Jan; 152(1): 51-4
36. Chan V, Greenough A. Comparison of weaning by patient triggered ventilation or synchronous intermittent mandatory ventilation in preterm infants. *Acta Paediatr* 1994; 83: 335-7.
37. Roze JC, Liet JM, Gournay V, Debillon T, Gaultier C. Oxygen cost of breathing and weaning process in newborn infants. *Eur Respir J* 1997;10: 2583-5
38. Gullberg N, Winberg P, Sellden H. Pressure Support Ventilation increases cardiac output in neonates and infants. *Paediatr Anaesth* 1996; 6: 311-5
39. Donn SM, Nicks JJ, Becker MA. Flow-synchronized ventilation of preterm infants with respiratory distress syndrome. *J Perinatol* 1994; 14: 90-4.
40. Uchiyama A, Imanaka H, Taenaka N, Nakano S, Fujino Y, Yoshiya I. Comparative evaluation of diaphragmatic activity during pressure support ventilation and intermittent mandatory ventilation in animal model. *Am J Respir Crit Care Med* 1994; 150: 1564-8.
41. Tobin MJ, Alex CG. Discontinuation of mechanical ventilation. In Tobin eds, *Principles and practice of mechanical ventilation*, McGraw-Hill, New York 1994 p 1177-1205.
42. Rozé JC, Chambille B, Fleury MA, Debillon T, Gaultier C. Oxygen cost of breathing in newborn infants with long term ventilatory support. *J Pediatr*. 1995; 127:984-987.

43. Wahlig TM, Gatto CW, Boros SJ, Mammel MC, Mills MM, Georgieff MK. Metabolic response of preterm infants to variable degrees of respiratory illness. *J Pediatr.* 1994; 124: 283-288.
44. Abman SH, Groothuis JR. Pathophysiology and treatment of bronchopulmonary dysplasia. *Clin Pediatr.* 1994; 41: 277-315.
45. 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: 513-21.
46. El-Khatib MF, Chatburn RL, Potts DL, Blumer JL, Smith PG. Mechanical ventilators optimized for pediatric use decrease work of breathing and oxygen consumption during pressure-support ventilation. *Crit Care Med* 1994; 22: 1942-48.
47. MacIntyre NR. Respiratory function during pressure support ventilation *Chest* 1986; 89: 677-83
48. Liubsys A, Norsted T, Jonzon A, Sedin G. Trigger delay in infant ventilators. *Ups J Med Sci* 1997;102:109-9.
49. Schulze A, Schaller P. Assisted mechanical ventilation using resistive and elastic unloading. *Semin Neonatal* 1997; 2: 105-14.
50. Tokioka H, Kinjo M, Hirakawa M. The effectiveness of pressure support ventilation for mechanical ventilatory support in children. *Anesthesiology* 1993; 78: 880-5.
51. Dimitriou G, Greenough A, Griffin F, Chan V. Synchronous intermittent mandatory ventilation modes compared with patient triggered ventilation during weaning. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed* 1995; 72: F188-90.
52. Rigatto H. Control of breathing in fetal life and onset and control of breathing in the neonate. In Polin and Fox, Eds, *Fetal and neonatal physiology*, second edition, Philadelphia 1998, p11118-29.
53. Davis GM, Bureau MA. Pulmonary and chest wall mechanics in the control of respiration in the newborn. *Clinics in perinatology* 1987; 14: 551-79.

54. Mortola JP, Mechanics of breathing. In Polin and Fox Eds, Fetal and neonatal physiology, second edition, Philadelphia 1998, p 1118-29.
55. Mortola JP, Fisher JT, Smith B, Fox G, Weeks SS. Dynamics of breathing in infants. J Appl Physiol 1982; 52: 1209-15.
56. Martin RJ, Okken A, Katona PG, Klaus MH. Effect of lung volume on expiratory time in the newborn infant. J Appl Physiol 1978; 45 : 18-23

Dräger Medical Deutschland GmbH
Moislinger Allee 53-55
D-23542 Lübeck
Tel.: +49-180-52 41 318
Fax: +49-451-8 82 7 2002
E-mail: DSC@draeger.com

Dräger Medical Austria Ges. mbH
Perfektastrasse 67
A-1230 Wien
Tel.: +43 1 609 04
Fax: +43 1 699 4597

Carbamed
Waldeggstrasse 38
CH-3097 Liebefeld Bern
Tel.: +41-31-978 74 74
Fax: +41-31-978 74 01

www.draeger-medical.de