



MT-4907\_2005

## ATC und PPS - Atemunterstützung mit bestmöglichem Komfort

Roland Zarske  
Martin Döring

Alle Rechte, insbesondere das Recht der Vervielfältigung und Verbreitung, behält sich die Drägerwerk AG vor.

Ohne schriftliche Genehmigung durch die Drägerwerk AG darf kein Teil des Werkes in irgendeiner Form mit mechanischen, elektronischen oder fotografischen Mitteln reproduziert oder gespeichert werden.

# **ATC und PPS Atemunterstützung mit bestmöglichem Komfort**

Dr. Roland Zarske  
Martin Döring



## Vorwort

Heute wird von der Mehrzahl der Anwender der hohe Stellenwert der Spontanatmung in der Beatmung anerkannt. Begonnen hat alles mit der getriggerten Beatmung mit dem Ziel der Synchronisation des Inspirationsanfangs. Beatmungsformen wie Pressure Support ASB erlaubten erstmals auch die Synchronisation des Inspirationsendes. Proportional Pressure Support PPS stellt heute die konsequente Weiterentwicklung dar, bei der zu jedem Zeitpunkt des Beatmungshubs der Ventilator proportional Unterstützung zum Atemantrieb des Patienten leistet. Im Kern geht es dabei um eine gezielte Entlastung der resistiven und elastischen Atemarbeit. Ein Sonderfall der resistiven Entlastung kann auch die Kompensation künstlicher Atemwegswiderstände wie der Tubus sein.



## INHALT

---

<b>Automatische Tubuskompensation ATC™</b>	<b>8</b>
Grundlagen der Tubuskompensation	8
Einstellung der Tubuskompensation	14
<b>Proportional Pressure Support PPS™</b>	<b>16</b>
Was ist Proportional Pressure Support?	16
Stellenwert der Spontanatmung	16
Die Lungenmechanik des spontanatmenden Patienten	18
Der spontanatmende, intubierte Patient	20
Der spontanatmende Patient mit Pressure Support ASB	21
Grundlagen von Proportional Pressure Support PPS™	24
Die gerätetechnische Realisierung	26
Vorteile und Grenzen von PPS™	29
Unterschiede zwischen Pressure Support und PPS™	29
<b>Praktische Anwendungen von PPS™</b>	<b>30</b>

## Automatische Tubuskompensation ATC™

Der Tubus als künstlicher Atemwegswiderstand erschwert Patienten die Spontanatmung erheblich. Die automatische Tubuskompensation (ATC: Automatic Tube Compensation), ist ein neuer Zusatz für die existierenden Beatmungsmodi. Sie ermöglicht eine präzise und einfach einzustellende Kompensation dieses künstlichen Atemwegswiderstandes. In Bezug auf die Atemanstrengung soll der Patient sich dabei so fühlen, als sei er gar nicht intubiert. ATC kann daher auch als »elektronische Extubation« bezeichnet werden.

Im Folgenden werden die Grundlagen und die Einstellung von ATC näher erläutert.

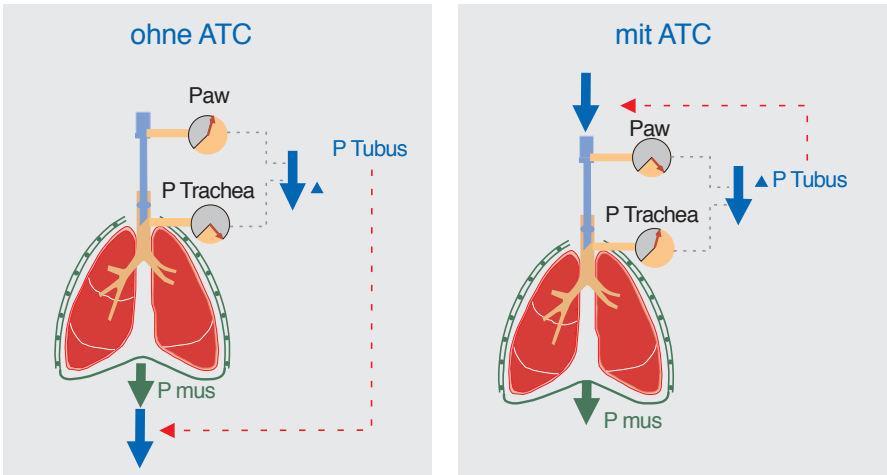
### GRUNDLAGEN DER TUBUSKOMPENSATION

Fast alle beatmeten Patienten auf Intensivstationen sind intubiert, der Tubus ist eine massive Verengung im Atemweg.

Solange der Patient kontrolliert beatmet wird, stellt dieser künstliche Atemwegswiderstand kein besonderes Problem dar, da das Beatmungsgerät voll für die Überwindung dieses Widerstandes aufkommt. Sobald der Patient aber z. B. im Rahmen einer Entwöhnung selbst atmen soll, erschwert dieser künstliche Widerstand die Atmung im Vergleich zum nicht intubierten Patienten.

Der Gasfluß durch den Tubus führt zu einer Druckdifferenz ( $\Delta P_{\text{Tubus}}$ ) zwischen Anfang und Ende des Tubus. Diese Druckdifferenz muß die Atemmuskulatur in Form eines erhöhten Unterdrucks in der Lunge aufbringen.

Die erhöhte Atemarbeit kann kompensiert werden, indem der Druck vor dem Tubus genau um den Betrag der Druckdifferenz erhöht wird.



D-9163-2009

**Abb. 1:**  
**Ohne ATC (links) muß der Patient den  $\Delta P_{\text{Tubus}}$  aufbringen. Mit ATC (rechts) erzeugt das Beatmungsgerät genau diesen  $\Delta P_{\text{Tubus}}$  und entlastet den Patienten.**

Die Druckdifferenz über dem Tubus verändert sich quadratisch zum Gasfluß (siehe Abb. 3). Deshalb muß auch der Kompensationsdruck vor dem Tubus kontinuierlich an den jeweiligen Gasfluß (Flow) angepaßt werden.

Eine direkte Messung des Druckes an der Tubusspitze ist in der klinischen Routine durch Feuchtigkeit und Mucus etc. sehr fehleranfällig. Da die Abmaße und phy-

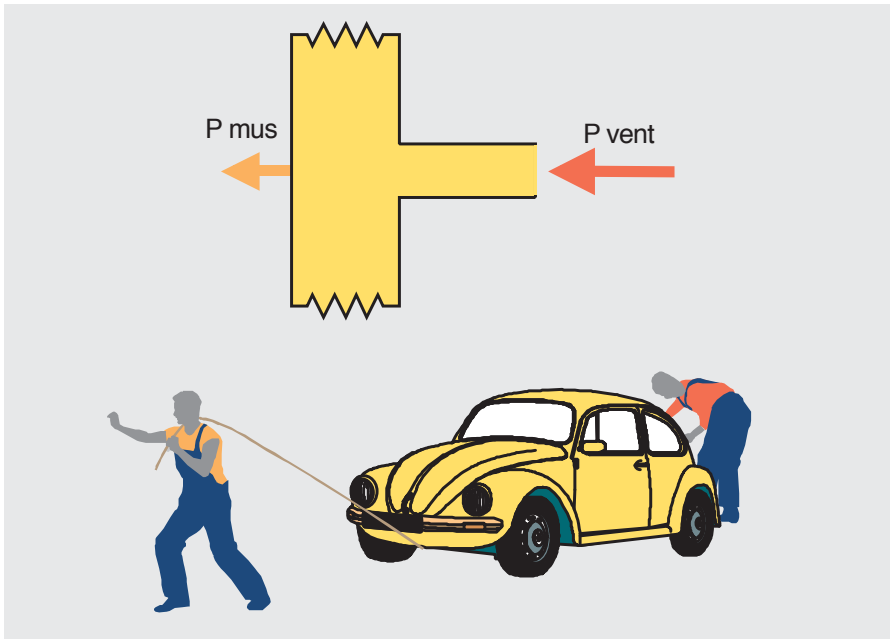
sikalischen Eigenschaften des Tubus bekannt sind, kann die Druckdifferenz über dem Tubus auch kontinuierlich errechnet werden [1][2]. Mit Hilfe des vom Beatmungsgerät gemessenen Gasflusses, wird die aktuelle Druckdifferenz anhand der folgenden Gleichung berechnet :

Druck =  $R_{\text{Tubus}}$  Koef.  $\cdot$  Flow<sup>2</sup>, wobei der Tubuswiderstand R selbst flowabhängig ist.

Durch Erhöhung des Druckes vor dem Tubus, wird dem Patienten gezielt die künstlich erhöhte Atemarbeit abgenommen. Dies läßt sich anhand eines simplen Beispiels verdeutlichen: Beim Schieben eines Fahrzeuges muß auch derjenige, der vorne zieht um so weniger tun, je stärker der Hintermann schiebt.

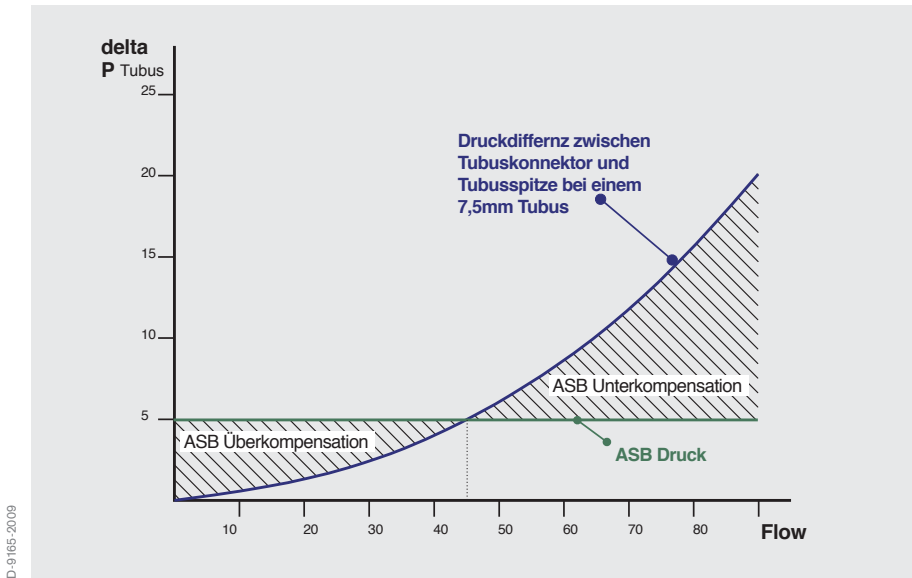
Heute wird die Druckunterstützung ASB klinisch auch zur Kompensation des

Tubus eingesetzt. Mit der konventionellen Druckunterstützung (ASB) wird ein fester Druckwert vorgegeben, auf den der Beatmungsdruck ( $P_{aw}$ ) erhöht wird, sobald das Beatmungsgerät eine Einatembemühung des Patienten feststellt. In der Regel bleibt nach erfolgreicher Therapie und Entwöhnung und bis zur endgültigen Extubation eine kleiner Unterstützungsdruck ASB zur Kompensation des Tubus eingestellt.



D-9164-2009

**Abb. 2:** Bei der Beatmung muß der Patient für eine gleiche Ventilation um so weniger Atemarbeit leisten, je größer die Druckunterstützung ( $P_{vent}$ ) ist.



**Abb. 3: Fest eingestellte Druckunterstützung (ASB) im Vergleich zur prinzipiell notwendigen Druckunterstützung (blaue Linie) zur Kompensation eines Tubus.**

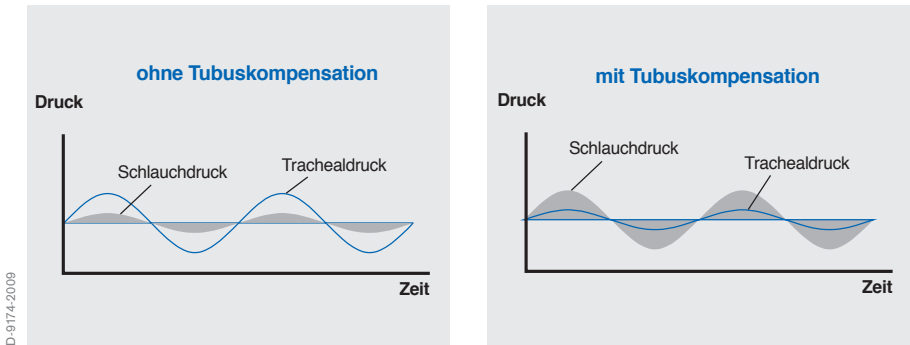
In der Abb. 3 ist aber am Beispiel eines 7,5er Tubus mit einem ASB = 5 mbar zu erkennen, daß dieser Druckwert nur bei einem Gasfluß von 45 L/min den wirklichen Druckabfall am Tubus ideal kompensiert.

Erzeugt der Patient mit einer starken Einatembemühung also einen hohen Flow, so kann die Druckdifferenz über

dem Tubus erheblich größer sein als der eingestellte ASB-Druck. Der Tubus wird dann nicht vollständig kompensiert. Der zur Tubuskompensation eingestellte ASB-Druck kann also nur im Mittelwert richtig gewählt werden. Im Laufe der verbesserten Spontanatmung des Patienten, müßte der zur Kompensation des Tubus eingestellte ASB-Anteil also stets manuell angepaßt werden.

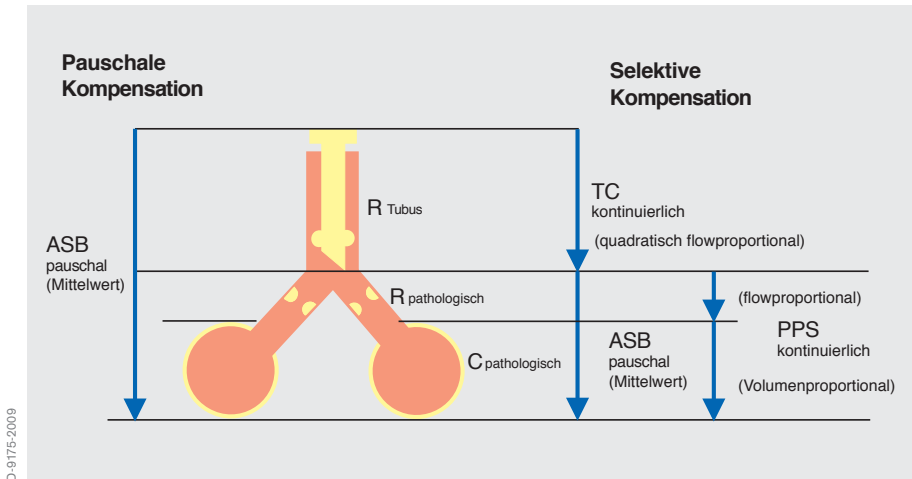
Die Tubuskompensation (ATC) bietet hierzu nun die optimierte automatische Anpassung. Proportional zum Flow, erhöht das Beatmungsgerät den Druck vor dem Tubus. Das Beatmungsgerät kalkuliert also kontinuierlich den Druckdifferenz über dem Tubus und erhöht den Druck im Schlauchsystem zusätzlich um genau diesen Betrag. (Abb. 1)

Wird ein kleinerer Tubus verwendet, so ergibt sich eine größere Druckdifferenz bei gleichem Gasfluß. Daraus folgt, daß, je kleiner der Tubus im Durchmesser, desto größer ist die vom Patienten zusätzlich aufzubringende Mehrarbeit [3]. Für die automatische Tubuskompensation ist der Innendurchmesser des Tubus daher ein wichtiger Parameter, der einmal zu Beginn der Beatmung eingestellt wird.



**Abb. 4**

Prinzipielles Verhalten vom Druck in den Beatmungsschläuchen (gefüllte Kurve) und dem Druck in der Trachea (Linie) beim intubierten Patienten mit und ohne ATC.



D-9175-2009

**Abb. 5**

Mit Hilfe der Tubuskompensation und der im folgenden beschriebenen Proportionalen Druckunterstützung PPS können die verschiedenen Atemwegwiderstände und die Compliance selektiv kompensiert werden.

Bei eingeschalteter Tubuskompensation regelt das Beatmungsgerät auf Basis des kontinuierlich berechneten Trachealdrucks. Bei eingeschalteter ATC wird neben dem Druck im Schlauchsystem die

Trachealdruckkurve als farbige Linie gezeigt, wodurch man die Wirkung der automatischen Tubuskompensation einfach nachvollziehen kann.

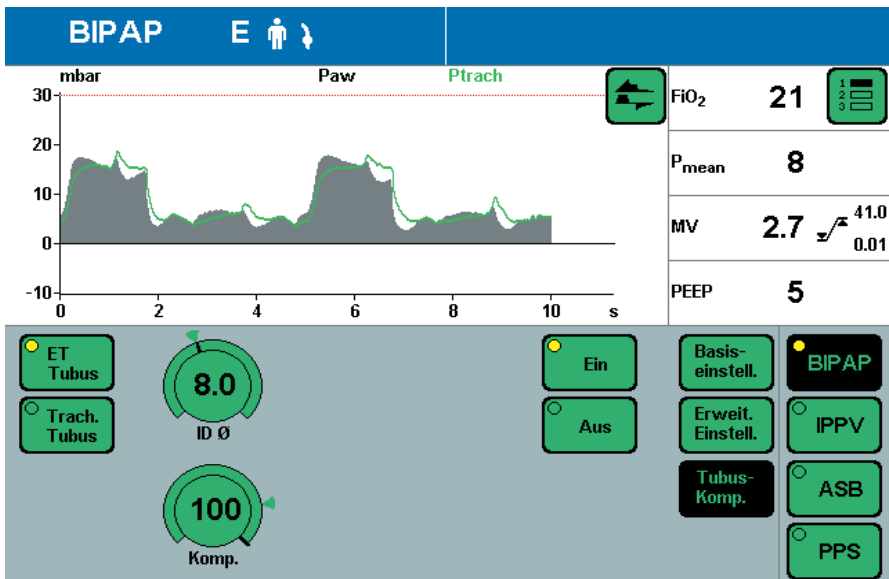
## EINSTELLUNGEN DER TUBUSKOMPENSATION (ATC)

Die Tubuskompensation kann in jedem Beatmungsmode zugeschaltet werden. Die Einstellung selbst ist denkbar einfach. Zunächst wird die Tubusgröße eingestellt. Daraufhin wird gewählt, ob der Tubus vollständig (=100%) oder nur teilweise (1..99%) kompensiert werden soll. Durch Betätigen des »Ein«-Buttons wird die Tubuskompensation dann aktiviert. Mit Hilfe der Einstellung für

den Kompensationsgrad kann u. U. ein gezieltes Training der Atemmuskulatur durchgeführt werden.

Die Länge des Tubus hat selbst bei gekürzten Tuben keinen wesentlichen Einfluß auf den Tubuswiderstand und wird deswegen auch nicht eingestellt.

Die Tubuskompensation wirkt sowohl inspiratorisch als auch expiratorisch. Zur expiratorischen Kompensation wird der Druck im Schlauchsystem, wenn nötig,



D-91776-2009

Abb. 6

bis maximal auf Umgebungsdruck abgesenkt. Die Steuerung stellt sicher, daß der Trachealdruck (Druck an der Tubusspitze), den eingestellten CPAP-Druck nicht unterschreitet.

Zum besseren Verständnis werden bei eingeschalteter Tubuskompensation der kalkulierte Trachealdruck und der Druck im Schlauchsystem gleichzeitig als Druckkurve dargestellt. Der Druck im Schlauchsystem, wird als gefüllte Kurve dargestellt, während der Trachealdruck als Linie angezeigt wird.

Bei obstruktiven Patienten kann es sinnvoll sein, die expiratorische Kompensation auszuschalten. Dadurch wird der Druck an der Tubusspitze länger oberhalb des eingestellten CPAP-Drucks gehalten. Während der Expirationsflußphase werden obstruktive Bereiche damit möglicherweise länger offen gehalten.

Im Konfigurationsmenü kann die expiratorische Kompensation zu diesem Zweck ausgeschaltet werden.

## Proportional Pressure Support PPS™

### WAS IST PROPORTIONAL PRESSURE SUPPORT?

Proportional Pressure Support PPS ist eine Form der Atemunterstützung für den Patienten, dessen Spontanatmung noch Unterstützung benötigt bzw. der aufgrund erhöhter Resistance und/oder erniedrigter Compliance eine erhöhte Atemarbeit aufweist [4]. Da Proportional Pressure Support potentiell bei Patienten eingesetzt werden könnte, die heute mit Pressure Support bzw. ASB unterstützt werden, wird auf Gemeinsamkeiten und Unterschiede im weiteren verstärkt eingegangen.

Die für Proportional Pressure Support verwendeten Grundlagen sind mit denen der in der amerikanischen Literatur verwendeten wie »Proportionale Assist Ventilation« bzw. PAV identisch.

### STELLENWERT DER SPONTANATMUNG

Die Entwicklung weiterführender Beatmungsmodi hatte stets das Ziel die »unphysiologische« Überdruckbeatmung so schonend wie irgend möglich zu gestalten. Die Entwicklung der Mikrorechnerntechnik erlaubte erstmals die weitgehend freie Vorgabe von Flow- und Druckverläufen. Ein wesentliches Augenmerk lag dabei auf der verbesserten Synchronisation mit dem spontanatmenden Patienten. Einen ersten Schritt stellte die Triggerung des Maschinenhubs »IPPVassist« dar. Der Verlauf der Inspirationsbemühung des Patienten fand, wenn man von der Initiierung des Maschinenhubs einmal absieht, jedoch noch keinerlei Berücksichtigung. Das Beatmungsgerät gab Flow und Inspirationszeit fest vor; der Patient hatte keinerlei Möglichkeit der Mitgestaltung. Erst später folgte die Möglichkeit zur intermittierenden Spontanatmung im Beatmungsmodus SIMV.

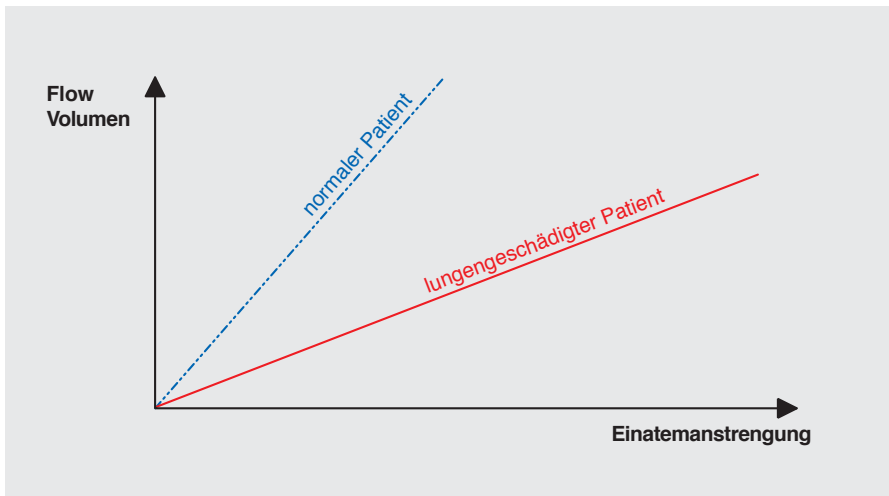
Mit Pressure Support bzw. ASB gelang erstmals eine feinere Abstimmung mit dem spontanatmenden Patienten. Nun konnte der Patient erstmals mittels seiner eigenen Atemanstrengung Einfluß auf die Flowlieferung des Beatmungsgeräts nehmen. Auch bestimmte nun neben dem Patienten die Lungenmechanik wesentlich die Inspirationsdauer. Doch stellte man bald fest, daß allein mit der Vorgabe des ASB-Drucks nicht immer eine gute Anpassung an die Spontanatmung des Patienten gelang. So entstand der Wunsch auch den Initialflow der Inspirationshubs anzupassen. Mittels Verstellbarkeit der Druckrampe konnte so für den Patienten ein höherer Komfort erreicht werden.

Beschränkungen weist Pressure Support bzw. ASB insofern auf, daß die gelieferte Unterstützung, einmal eingestellt, konstant ist. Veränderungen im Spontanatemverhalten haben keinen Einfluß auf den Grad der Unterstützung. Auch kann das Beatmungsgerät prinzipbedingt nur näherungsweise dem Inspirationsverlauf adäquat entsprechen, so daß es wechselseitig zur Über- oder Unterkompensation der Atemanstrengung kommt. Bei Proportional Pressure Support dagegen erfolgt die Druckunterstützung zu jedem Zeitpunkt der Inspiration proportional zum Verlauf des Atemantriebs, so daß dem Patientenwunsch direkt und kontinuierlich entsprochen wird.

## DIE LUNGENMECHANIK DES SPONTANATMENDEN PATIENTEN

Beim lungengesunden Patienten stehen Atemgasflow und damit Atemvolumen näherungsweise in einem proportionalen Verhältnis zur Einatemanstrengung. Je größer die Einatemanstrengung, desto größer das eingeatmete Volumen. Beim lungenkranken Patienten dagegen mit erhöhter Resistance und/oder reduzierter Compliance kann die Atemarbeit pro Volumen Atemgas nennenswert erhöht sein, so daß bei gleicher Inspirationsbemühung nur ein kleineres Volumen geatmet wird, Abb. 7.

Da der Patient aber stets um hinreichende Ventilation bemüht sein wird besteht die Gefahr der Muskelermüdung. Mittels Proportional Pressure Support dagegen kann der »Komfort« für den spontanatmenden Patienten durch gezielte Reduzierung der Atemarbeit deutlich erhöht werden.

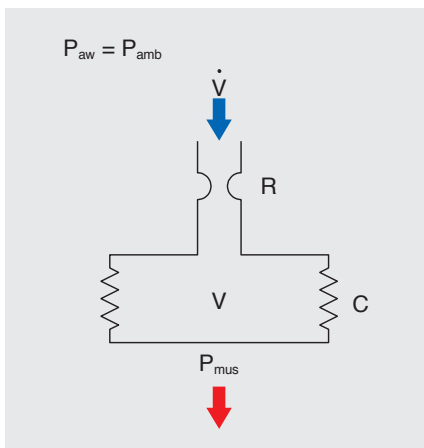


D-9177-2009

Abb. 7

Bei gleicher Einatemanstrengung erhält ein lungengeschädigter Patient ein kleineres Volumen im Vergleich zu einem lungengesunden Patienten.

Ein einfaches Modell für die Lungenmechanik des spontanatmenden Patienten zeigt Abb. 8.



D-9178-2009

Abb. 8

- $P_{aw}$  : Atemwegsdruck
- $P_{amb}$  : atmosphärischer Luftdruck
- $P_{mus}$  : Muskelantrieb der Spontanatmung
- $R$  : Resistance
- $C$  : Compliance
- $\dot{V}$  : Patientenflow
- $V$  : Tidalvolumen

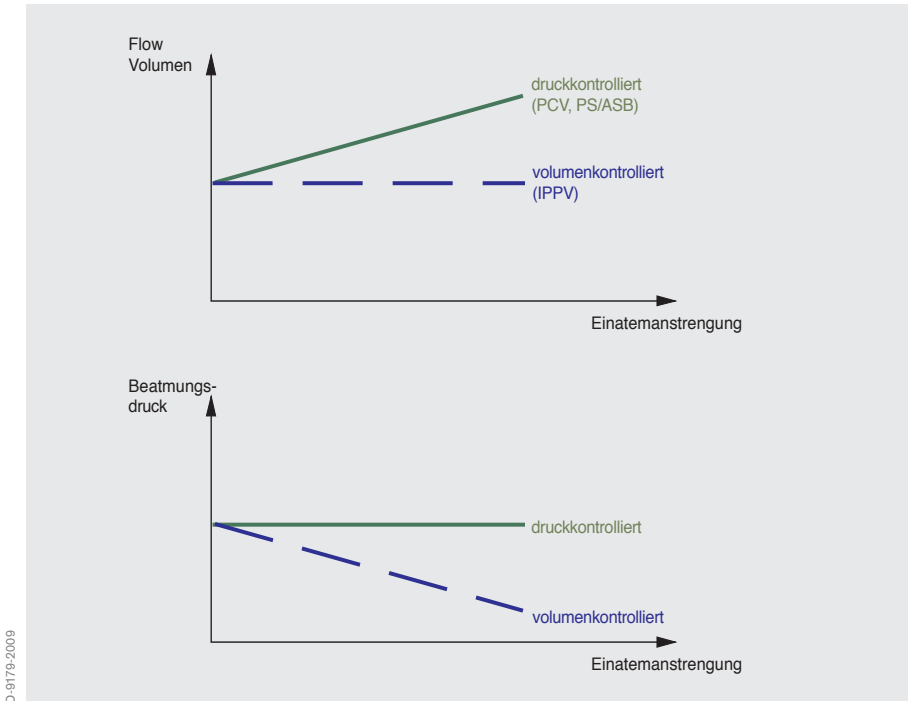
Die Lunge, dargestellt durch Resistance und Compliance, wird durch den Antrieb der Atemmuskeln,  $P_{mus}$ , mit dem Tidalvolumen gefüllt, welches durch die elastischen Rückstellkräfte des Thorax nach Ende der Inspiration wieder ausgeatmet wird. Der Atemwegsdruck entspricht dem Umgebungsdruck. Der Verlauf von Flow und Volumen ergeben sich aus der Bewegungsgleichung, wobei die Summe von Atemwegsdruck und Inspirationsbemühung die eigentliche Volumenverschiebung bewirkt.

**DER SPONTANATMENDE,  
INTUBIERTE PATIENT**

Beim spontanatmenden, intubierten Patienten gilt Bild 2 weiterhin, allerdings wird der Atemwegsdruck jetzt durch das Beatmungsgerät während der Inspiration gesteuert, so daß der Atemwegsdruck im weiteren durch  $P_{vent}$  beschrieben werden soll.

$$P_{vent} + P_{mus} = R \cdot \dot{V} + 1/C \cdot V$$

Je nach Beatmungsform ergeben sich aus der Einatembemühung des Patienten unterschiedliche Reaktionen des Beatmungsgerätes bzgl. Flow, Volumen und Beatmungsdruck, Abb. 9.



D-9179-2009

**Abb. 9**  
Reaktion des Beatmungsgerätes auf grund einer Einatemanstrengung des Patienten bei unterschiedlichen Beatmungsformen.

Während die klassischen volumenkontrollierten Modi keine Reaktion in Flow und Volumen zeigen, reagieren die druckkontrollierten Modi mit einer Erhöhung von Flow und Volumen. Wichtig ist hier allein die prinzipielle Abhängigkeit, die in den Diagrammen dargestellten Anfangswerte bei einer Einatemanstrengung von null sind willkürlich gewählt und hängen natürlich ausschließlich von den Ventilatoreinstellungen ab.

#### **DER SPONTANATMENDE PATIENT MIT PRESSURE SUPPORT/ASB**

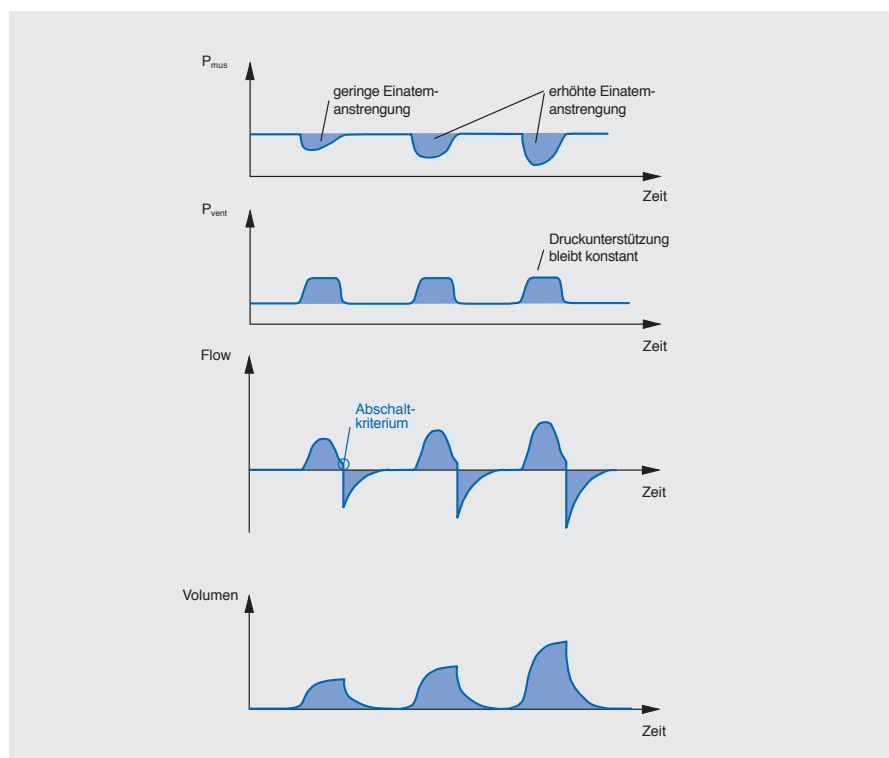
Pressure Support (ASB) war die erste Form der Atemunterstützung, die verstärkt die individuellen Bedürfnisse des spontanatmenden Patienten berücksichtigen konnte. In Abb. 10 sind typische Verläufe für die Einatembemühung, den resultierenden Druckverlauf des Ventilators wie auch Flow und Volumen dargestellt. Die Einatembemühung wird hier stellvertretend durch  $P_{\text{mus}}$  repräsentiert, welcher in der Regel über Ösophaguskatheter gemessen werden kann.

Das Beatmungsgerät wird durch die Einatembemühung des Patienten getriggert und reagiert mit dem voreingestellten Inspirationsdruck. Die Größe des resultierenden Flows ergibt sich aus der Summe der »Antriebskräfte«  $P_{\text{mus}} + P_{\text{vent}}$  wie auch aus der Gesamtresistance des respiratorischen Systems einschließlich des Tubus. Das »Abschaltkriterium« für die Inspiration ergibt sich aus dem Patientenflow. Hat dieser einen vorgegebenen Schwellenwert unterschritten, schaltet das Beatmungsgerät auf Expiration um. Dieser Zeitpunkt wird wesentlich durch die Resistance und die Compliance bestimmt.

Abb. 11 zeigt beispielhaft Verläufe bei gleichem Spontanatemvolumen und Variation bzgl. der Resistance.

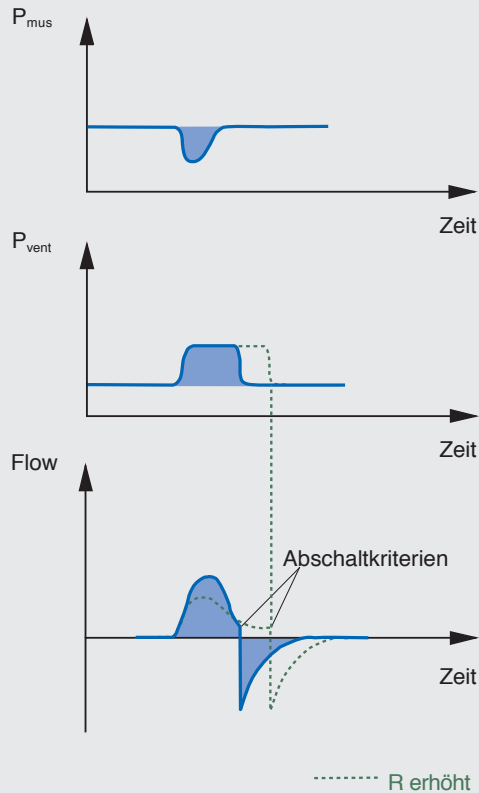
wunschgemäß mehr Flow und Volumen, allerdings erfordert dies erhöhte Atemarbeit durch den Patienten.

In Abb. 10 ist auch das Verhalten bei variierender Einatembemühung dargestellt. So liefert das Beatmungsgerät



D:91500-2009

**Abb. 10**  
 Typische Verläufe für die Einatembemühung, den resultierenden Druckverlauf des Ventilators wie auch die Flow- und Volumenkurven bei PS/ASB.



D-9182-2009

**Abb. 11**

Bei klassischer Druckunterstützung wird der Expirationszeitpunkt wesentlich durch Resistance und Compliance der Lunge beeinflusst.

Vereinfacht ausgedrückt: Der in Pressure Support bzw. ASB eingestellte Grad der Unterstützung paßt näherungsweise nur zum Zeitpunkt der Einstellung; ändert

sich dagegen das Spontanatemverhalten, so wird dies vom Beatmungsgerät nur unzureichend berücksichtigt.

## GRUNDLAGEN VON PROPORTIONAL PRESSURE SUPPORT PPS™

Es gibt mehrere Möglichkeiten die Eigenschaften von Proportional Pressure Support PPS aus bisher Bekanntem zu erläutern. So kann PPS als Weiterentwicklung von Pressure Support/ASB aufgefaßt werden, auch wenn es einige signifikante Unterschiede gibt. Eine andere Möglichkeit wäre PPS als eine Art CPAP aufzufassen, bei dem mittels zweier Einstellparameter, Flow Assist und Volume Assist, gezielt die durch Resistance und Compliance hervorgerufene Atemarbeit reduziert werden kann.

Das dargestellte Verfahren ist in seinen Grundlagen mit dem aus der amerikanischen Literatur bekannte »Proportional Assist Ventilation«, PAV, identisch. Eine Auflistung von bekannten Veröffentlichungen ist im Anhang aufgeführt.

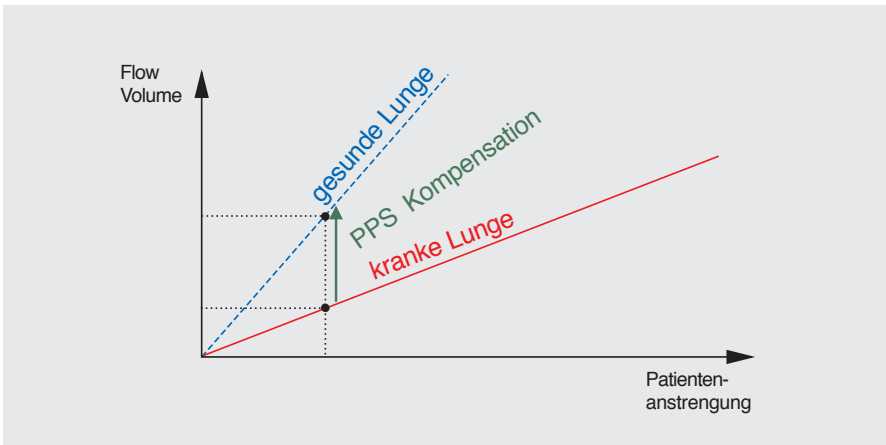
Mittels PPS kann die Effizienz der Spontanatmung beim lungengeschädigten Patienten erhöht werden (Abb. 12). Das zugrunde liegende Verfahren kann anhand der Bewegungsgleichung erläutert werden.

$$P_{AW} + P_{mus} = R \cdot \dot{V} + 1/C \cdot V$$

$P_{AW}$ : Atemwegsdruck

Für den intubierten Patienten wird der Atemwegsdruck durch den Beatmungsdruck des Ventilators ersetzt. Für den Antrieb der Atemmuskeln kann geschrieben werden

$$P_{mus} = R \cdot \dot{V} + 1/C \cdot V - P_{vent.}$$



**Abb. 12**

Gelingt es nun das Beatmungsgerät in Abhängigkeit des Patientenflows und des applizierten Volumens zu steuern

$$P_{\text{vent}} = K1 \cdot \dot{V} + K2 \cdot V,$$

so kann offensichtlich die erforderliche »Muskelarbeit« in Abhängigkeit der einzustellenden Konstanten K1 und K2 weitgehend kompensiert werden:

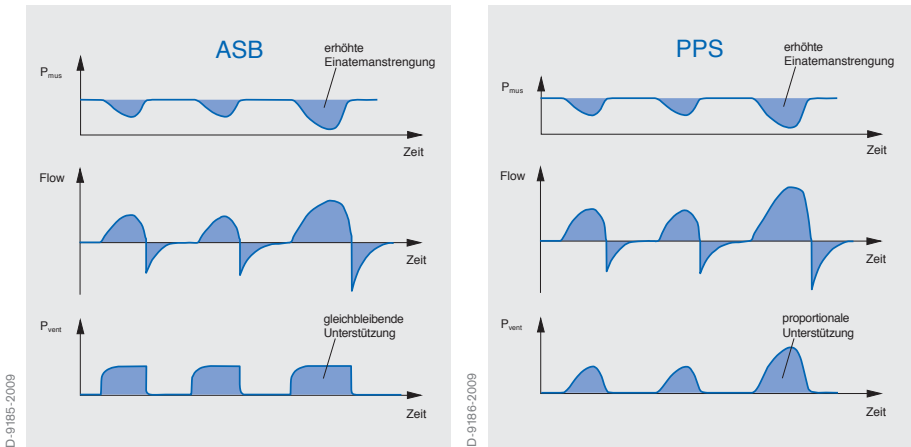
$$P_{\text{mus}} = R \cdot \dot{V} + 1/C \cdot V - K1 \cdot \dot{V} - K2 \cdot V$$

K1 : Flow Assist

K2 : Volume Assist.

Hier wird anschaulich gezeigt, wie mittels der beiden Terme K1, »Flow Assist« und K2, »Volume Assist«, die aufgrund von Resistance und Compliance erforderliche Muskelarbeit reduziert werden kann. Theoretisch kann mit diesem Verfahren die erforderliche Spontanatemarbeit zu null werden, was allerdings in der Praxis aufgrund von technischen Stabilitätsgrenzen nicht möglich ist.





**Abb. 14**  
Das Verhalten von PPS™ und klassischem PS bei variierenden Einatembemühungen

Das Verhalten von PPS und der Unterschiede zu Pressure Support bzw. ASB wird in Abb. 14 für den Fall einer variierenden Einatembemühung gezeigt.

Hier ist eine Reihe unterschiedlich starker Einatembemühungen dargestellt, welche unterschiedlich hohen Flow zur Folge haben. Grundsätzlich unterschiedlich ist die Reaktion des Beatmungsgerätes auf diese Variation. Während bei Pressure

Support/ASB die Unterstützung stets gleich bleibt, erfolgt die Unterstützung bei PPS proportional. Die dargestellte Proportionalität hat damit zur Folge, daß eine Unterstützung nur dann erfolgt, wenn auch ein entsprechender Demand erfolgt. Aus diesem Grund ist es sinnvoll in PPS atmende Patienten mit einer Apnoeventilation als Sicherheitsnetz zu hinterlegen, falls Apnoen auftreten.

Da es sich bei Proportional Pressure Support um ein rückgekoppeltes Verfahren handelt, s.a. Bild 13, birgt dieses prinzipiell die Gefahr der Instabilität. Dies kann immer dann auftreten, wenn die »Verstärkungsfaktoren« Flow Assist und Volume Assist größer als die vorliegende Resistance bzw. Elastance ( $E = 1/C$ ) eingestellt werden. Daher ist es erforderlich beim Einstellen zumindest

näherungsweise die Werte für Resistance und Compliance zu kennen, um den Grad der Unterstützung abschätzen zu können. Auf potentiellen Einstellstrategien wird gesondert im nächsten Kapitel eingegangen. Die Vorteile und Grenzen von Proportional Pressure Support im Vergleich zu konventionellen Verfahren sind nebenstehend aufgeführt.

## VORTEILE UND GRENZEN VON PPST™



- Patientenkomfort
- Patientenwunsch wird nahezu ideal entsprochen
- Keine Hyperventilation
- weniger Sedierung
- niedrige Atemwegsdrücke
- nur zwei Parameter neben PEEP und FiO<sub>2</sub> einzustellen



- Verfahren erfordert prinzipiell Spontanatmung
- keine »Mindestunterstützung« im Sinne einer Ventilationsgarantie
- Einstellung erfordert Kenntnis von Resistance und Compliance
- Instabilität bei falscher Einstellung möglich (Runaway)
- Tubuslecks können die Funktion einschränken

## UNTERSCHIEDE PRESSURE SUPPORT UND PROPORTIONAL PRESSURE SUPPORT

### PS/ASB

- Höhe der Druckunterstützung ist konstant
- solange Patient den Ventilator triggert erfolgt Mindestunterstützung

### PPST™

- Höhe der Druckunterstützung variiert mit Einatembemühung
- keine Mindestunterstützung im Sinne einer Ventilationsgarantie (jedoch mit Apnoeventilation)
- optimale Anpassung an die Spontanatmung des Patienten

## Praktische Anwendung von PPS™

Proportional Pressure Support PPS basiert auf dem in wissenschaftlichen Artikeln beschriebenen PAV Verfahren (Proportional Assist Ventilation). Erste Erfahrungen zur praktischen Nutzung eines solchen atemunterstützenden Verfahrens wurden von Prof. Dr. Magdy Younes gesammelt [5].

Die Proportionale Druckunterstützung (PPS) ist ein sehr vielversprechendes atemunterstützendes Verfahren, das dem Patienten auf möglichst ideale Weise die Atemarbeit abnimmt, die er sonst gegen eine krankhaft veränderte Lungenmechanik leisten müßte.

In den letzten Jahren wurden zunehmend mehr Studien zur proportionalen Atemunterstützung veröffentlicht. Um PPS bei Patienten in unterschiedlichsten Situationen routinemäßig anzuwenden, ist im nächsten Schritt die Sammlung breiter klinischer Erfahrung und die Entwicklung einfacher Therapieempfehlungen wünschenswert.

Mit der Option »Breathing Support Package« für die Evita 4 besteht nun die Möglichkeit zur klinischen Anwendung. Vorläufig erfordert die Benutzung und Einstellung von PPS ein gutes Verständnis der Lungenphysiologie und gegebenenfalls ein vorsichtiges Herantasten an adäquate Einstellungen solange keine Erfahrungswerte wie für die klassischen Beatmungsverfahren vorliegen. Einige grundsätzliche Arbeitsschritte aus der Literatur finden Sie im Folgenden.

Zur primären Einstellung von PPS ist zunächst die Kenntnis von Resistance und Elastance (Elastance =  $1/\text{Compliance}$ ) der Lunge erforderlich. Diese Werte können allerdings beim spontan atmenden intubierten Patienten bisher nicht mit ausreichender Genauigkeit ermittelt werden. Unterschiedlich starke Einatemanstrengungen des Patienten würden das Meßergebnis erheblich verfälschen.

Die verlässlichsten Werte erhält man unter volumenkontrollierter Beatmung mit konstantem Inspirationsflow bei dem der Patient nicht spontan atmet. Es ist darauf zu achten, daß kein intrinsischer Peep vorliegt (Flow muß in der Expirationsphase auf Null zurückgehen). Die Spontanatmung des Patienten kann dabei eventuell auch durch eine gezielte Hyperventilation unterdrückt werden [6].

Prinzipiell kann die Compliance dann auch manuell gemäß

$$C = VT / P_{\text{plat}} - \text{Peep}$$

und die Resistance aus

$$R = P_{\text{peak}} - P_{\text{plat}} / \text{Insp. Flow}$$

errechnet werden. Von der so ermittelten Resistance muß, wenn PPS sinnvollerweise [7] mit ATC kombiniert wird noch der Tubuswiderstand herausgerechnet werden.

Die korrigierte Formel lautet dann:

$$R_{\text{Lunge}} = \frac{P_{\text{peak}} - P_{\text{plat}} - (Kx * \text{Insp. Flow}^2)}{\text{Insp. Flow}}$$

(Kx siehe Tubuskompensationsfaktoren aus der Gebrauchsanweisung der Option bzw. Fachliteratur)

In der Literatur wird empfohlen, beim Umschalten auf proportionale Unterstützung allenfalls 80 % der beiden ermittelten Werte einzustellen [8].

Vor dem Umschalten sind die Volumen- und Druckgrenzen adäquat einzustellen, um negative Auswirkungen einer möglichen Überkompensation »Runaway« auszuschließen.

Nach dem Umschalten sollte dann zunächst beobachtet werden, ob keine Anzeichen für eine Überkompensation

»Runaway« vorliegen. Deutliches Anzeichen hierfür wäre, wenn fortwährend ein »Volumen hoch« Alarm ausgelöst wird oder sichtbar wird, daß der Patient seine Expirationsmuskulatur einsetzt [8].

Ein weiteres Kennzeichen für einen »Runaway« ist eine schnell auf hohe Werte steigende und dann abrupt abbrechende Flowkurve [9].

Im Falle eines »Runaway« ist der Volumen-Assist solange zu reduzieren, bis das Phänomen verschwindet.

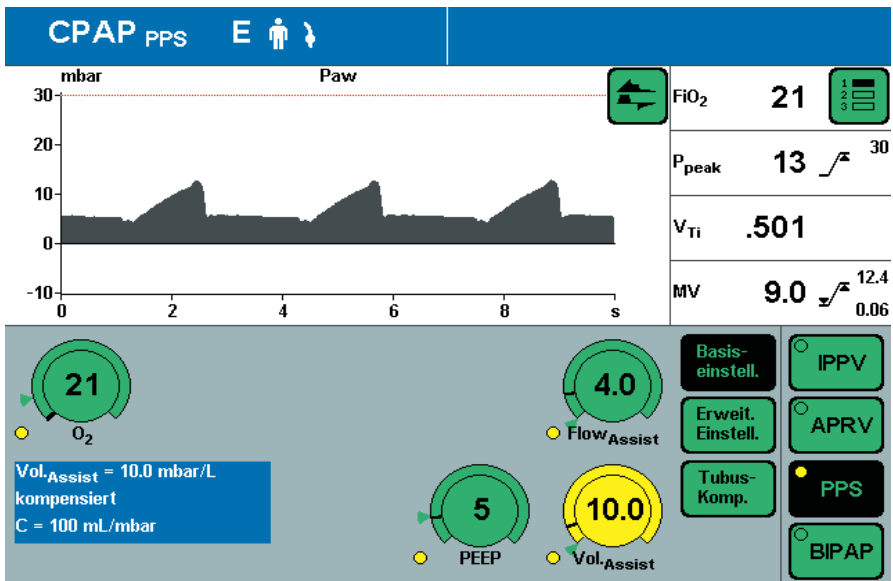


Abb. 6

D-9188-2009

Eine Überkompensation der Resistance äußert sich in der Regel durch Autotriggerung, welche durch Einstellung des Flowtriggers nicht zu beheben ist. Ein deutlich überhöhter Flow-Assist kann aber ebenfalls zu einem »Runaway« führen. Es muß dann eine Reduktion des Flow-Assist erfolgen.

Nach dieser Starteinstellung sollte auch weiterhin regelmäßig beobachtet werden, ob eine »Runaway« Bedingung eintritt. Eine Verbesserung (i. d. R. Erhöhung) der Compliance im Rahmen der Therapie kann ebenfalls dazu führen, daß die eingestellte Kompensation für die Elastance ( $Elastance = 1/Compliance$ ) höher liegt als die tatsächliche Elastance der Lunge. Dabei ist zu beachten, daß z. B. eine Umlagerung des spontan atmenden Patienten Einfluß auf die Compliance haben kann.

Die Elastance kann gegebenenfalls auch unter PPS ermittelt werden, indem der Volumen Assist solange erhöht wird, bis ein »Runaway« eintritt [8]. Dieser Schwellwert sollte dann der tatsächlichen Elastance von Lunge und Thorax entsprechen. Die Einstellung sollte wiederum auf 80 % des ermittelten Wertes zu reduziert werden [8].

Es wird empfohlen, vor dem Einsatz von PPS die zitierte Originalliteratur über die proportionale Atemunterstützung zu studieren (siehe Anhang).

Auf Grund des sehr positiven Ansatzes von PPS gibt es derzeit einige laufende Studien die voraussichtlich demnächst veröffentlicht werden. Einen aktuellen Stand über erschienene Literatur zum Thema ist bei der lokalen Dräger Niederlassung zu erhalten.

- [1] Branson RD., What is Tracheal Pressure Triggering- and Do We Need It? No! (points of view), *Respir Care* 1996;41(6):526-528.
- [2] Guttman, Wolf et al: Continuous Calculation of Tracheal Pressure in Tracheal Intubated Patients, *Anesthesiology*, Vol. 79, Sept. 1993
- [3] Shapiro M, Wilson K., Cesar G., et al: Work of breathing through different sized endotracheal tubes, *Crit. Care Med.* 1986. Vol.14 Nr. 12: 1028 - 1031.
- [4] Brochard L., Aslanian P., Proportional assist ventilation, *Intensive Care Medicine in Dialogue*, 6th International Workshop Schloss Wilhelminenberg Vienna Austria, Dec. 1996.
- [5] Younes M., Patient-Ventilator Interactions with Pressure-Assisted Modalities of Ventilatory Support, *Seminars in Respiratory Medicine*, Vol. 14, Nr. 4, July 1993
- [6] Younes M., Puddy A., Roberts D., et al, Proportional Assist Ventilation, *Am. Rev. Respir. Dis.* 1992; 145:121-129
- [7] R. Stocker, B. Fabry, C. Haberthür, New Modes of Ventilatory Support in Spontaneously Breathing Intubated Patients, *Yearbook of Intensive Care and Emergency Medicine* 1997; 515-533
- [8] Younes M., Proportional Assist Ventilation, in *Principle and Practice of Mechanical Ventilation*, Tobin M.J., McGraw-Hill 1994
- [9] Füllekrug, Reissmann, Proportional Pressure Support – ein neues assistierendes Beatmungsverfahren im Kontext aktueller Beatmungsstrategien, *MT aktuell* 2.97, Dräger Medizintechnik GmbH

<b>Artikel</b>	<b>Autoren</b>	<b>Ausgabe</b>
Using Tracheal Pressure to Trigger the Ventilator and Control Airway Pressure During Continuous Positive Airway Pressure Decreases Work of Breathing	Gabriel Messinger Michael j. Banner	Chest August 1995, 108:509-14
An Analysis of Desynchronization Between the Spontaneously Breathing Patient and Ventilator During Inspiratory Pressure Support Points of View	Ben Fabry, Josef Guttman, Luc Eberhard, Tilman Bauer, Christoph Habberthür Gunther Wolff	Chest May 1995 107:1387-94
What is Tracheal Pressure-Triggering? and Do We Need It?	Richard D Branson RRT Neil R. MacIntyre MD	Respiratory Care June '96, Vol 41 No 6
Noninvasive Estimate of Work of Breathing Due to the Endotracheal Tube	Laurent Heyer, Bruno Louis, Daniel Isabey, Frederic Lofaso, Laurent Brochard, Jeffrey J. Fredberg, Alain Harf	Anesthesiology, V85, No 6, Dec 1996
Proportional Assist Ventilation, Results of an Initial Clinical Trial	M. Younes, A. Puddy, D. Roberts, R.B. Light, A. Quesada, K. Taylor, L. Oppenheimer, H. Cramp	AM REV. Respir Dis 1992; 145:121-129
Proportional Assist Ventilation, a New approach to ventilatory support	Magdy Younes	AM REV Respir Dis 1992, 145:114-120
Proportional Assist Ventilation	Laurent Brochard, MD Pierre Aslanian MD	Intensive Care Medicine in Dialogue, 6th intern. Workshop, Dez.11-14, 1996
Continuous Calculation of Intratracheal Pressure in Tracheally Intubated Patients	Josef Guttman, Luc Eberhard, Ben Fabry, Wolfgang Bertschmann, Gunther Wolff	Anesthesiology, V 79, No 3, Sep 1993

<b>Artikel</b>	<b>Autoren</b>	<b>Ausgabe</b>
Proportional Assist Ventilation in Acute Respiratory Failure: Effects on Breathing Pattern and Inspiratory Effort	Paolo Navalesi, Paul Hernandez, Adisorn Wongsu, Denny Laporta, Peter Goldberg, Stewart B. Gottfried	AM J RESPIR CRIT CARE MED, 1996; 145:1330-1338
Patient-Ventilator Interaction with Pressure-Assisted Modalities of Ventilatory Support	M. Younes , MD	Seminars in Respiratory Medicine-Volume 14 Number, 4 July 1993
Effects of Proportional Assist Ventilation on Inspiratory Muscle Effort in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease and Acute Respiratory Failure	Marco Ranieri, Salvatore Grasso, Luciana Mascia, Sergio Martino, Tommaso Fiore, Antonio Brienza, Rocco Giuliani	Anesthesiology, V 86, No1, Jan 1997
Response of ventilator-dependent patients to different levels of proportional assist	S. Marantz, W. Patrick, K. Webster, D. Roberts, L. Oppenheimer, M. Younes	American Physiological Society 1996
Work of breathing through different sized endotracheal tubes	Michael Shapiro, R. Keith Wilson, Gregorio Casar, Kim Bloom, Robert B. Teague	Critical Care Medicine 1986, Vol. 14, No. 12, Printed in USA
Automatic Tube Compensation (ATC) und Proportional Assist Ventilation (PAV): Klinische Erfahrungen mit einem neuen Modus zur Unterstützung von intubierten	C. Haberthür B. Fabry D. Zappe L. Eberhard K. Trüeb P. Stulz	Intensivmed. 33:282-292 (1996) Steinkopf Verlag 1996
New Modes of Ventilatory Support in Spontaneously Breathing Intubated Patients	R. Stocker B. Fabry C. Haberthür	1997, Yearbook of Intensive Care and Emergency Medicine, Springer





## HAUPTSITZ

Drägerwerk AG & Co. KGaA  
Moislinger Allee 53–55  
23558 Lübeck, Deutschland

[www.draeger.com](http://www.draeger.com)

## DEUTSCHLAND

Dräger Medical Deutschland GmbH  
Moislinger Allee 53–55  
23558 Lübeck  
Tel +49 180 52 41 318\*  
Fax +49 451 88 27 20 02  
[dsc@draeger.com](mailto:dsc@draeger.com)  
\* Inland: EUR 0,14/min

## SCHWEIZ

Dräger Medical Schweiz AG  
Waldeggstrasse 38  
3097 Liebefeld-Bern  
Tel +41 31 978 74 74  
Fax +41 31 978 74 01  
[info.ch.md@draeger.com](mailto:info.ch.md@draeger.com)

## ÖSTERREICH

Dräger Medical Austria GmbH  
Perfektastrasse 67  
1230 Wien  
Tel +43 1 609 04  
Fax +43 1 699 38 01  
[info-austria@draeger.com](mailto:info-austria@draeger.com)

## Hersteller:

Dräger Medical GmbH  
23542 Lübeck, Deutschland  
Das Qualitätsmanagementsystem  
der Dräger Medical GmbH  
ist zertifiziert nach den Normen  
ISO 13485, ISO 9001 und nach  
Anhang II.3 der Richtlinie  
93/42/EWG (Medizinprodukte).