

Grundprinzipien und Arbeitsweise von Beatmungsmaschinen: Klassifikation und Modi

Principles and Function of Mechanical Ventilation: Classification and Modes of Ventilators

Zusammenfassung

Verschiedenste Erkrankungen machen einen Ersatz oder eine Unterstützung der Atemtätigkeit eines Patienten notwendig. Dafür stehen Beatmungsmaschinen zur Verfügung. Die genaue Kenntnis der Arbeitsweise von Beatmungsmaschinen und eine sorgfältige Begriffsklärung reduziert die Beatmungsmedizin auf ein durchaus überschaubares Niveau, das es dem Anwender ermöglicht, die Beatmung an die jeweiligen Bedürfnisse des Patienten anzupassen. Die nachstehende Übersicht beschreibt die Funktionsweise von Beatmungsmaschinen und die Möglichkeiten der Anwendung, die sich daraus ergeben. Dabei werden die in der Beatmungsmedizin gängigen Begriffe erläutert und vielfach angewendete Modi vorgestellt.

Abstract

A spectrum of diseases is associated with the necessity for partial or total support of pulmonary ventilation. The insight into the function of ventilators and their modes reduces the spectrum of ventilatory support to a few basic principles. The knowledge enables the pulmonary intensivist to adapt mechanical ventilation to the individual patient's needs. This overview describes the technical aspects of mechanical ventilation and summarizes the variety of specific modes implied.

Beatmungsmaschinen sind mechanische Geräte, die die Ventilation des Patienten komplett ersetzen oder Atembemühungen des Patienten individuell unterstützen können. Im klinischen Betrieb werden diese Geräte auf vielfältige Weise sowohl bei Patienten mit gesunder Lunge, als auch bei Patienten mit pulmonaler Fehlfunktion eingesetzt. Dementsprechend stehen dem Anwender heutzutage zahlreiche Beatmungsmaschinen mit einer babylonischen Vielfalt an produktspezifischen, teils herstellergeschützten Begriffen bezüglich der einzelnen Beatmungsformen zur Verfügung. Dabei gehen die zahlreichen Begriffe aber nur von wenig unterschiedlichen Grundprinzipien der Beatmungs-

modi aus. Kenntnisse über die Arbeitsweisen von Beatmungsmaschinen erfordern demzufolge ein Verständnis der Grundprinzipien.

Die Notwendigkeit der maschinellen Beatmung ergibt sich entweder aus einem inadäquaten Atemantrieb, Atempumpenschöpfung, oder aus der Möglichkeit, durch artifizielle Veränderung der am Gasaustausch beteiligten Faktoren eine effektivere Oxygenierung herbeizuführen. Die Wahl eines geeigneten Beatmungsgerätes und Beatmungsmodus steht deshalb auch immer im Zusammenhang mit der Indikation.

Serienherausgeber: D. Köhler, B. Schönhofer

Institutsangaben

Innere 2, Pneumologie, Infektiologie, Schlafmedizin, Intensivmedizin,
Direktor: Prof., Dr. J. Lorenz, Lüdenscheid

Korrespondenzadresse

Dr. Clemens Kelbel · Innere 2, Pneumologie, Infektiologie, Schlafmedizin, Intensivmedizin ·
Paulmannshöher Str. 14 · 58515 Lüdenscheid · E-mail: Clemens.Kelbel@Klinikum-luedenscheid.de

Bibliografie

Pneumologie 2006; 60: 248–257 © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York
DOI 10.1055/s-2005-919161
ISSN 0934-8387

Bei der maschinellen Beatmung ist der pulmonale Gasaustausch mit dem bei spontan erfolgender Atmung prinzipiell vergleichbar. Der wesentliche Unterschied zwischen der Physiologie bei normaler Spontanventilation und der der invasiven Beatmung besteht darin, dass die invasive Beatmung den zur Belüftung notwendigen Gasfluss durch Überdruck erzeugt, wohingegen Spontanatemzüge durch Unterdruck (Sog) den erforderlichen Atemfluss erwirken. Aus dieser Druckumkehr bei der maschinellen Beatmung entstehen unterschiedliche thorakale Druckniveaus. Dadurch ergeben sich physikalische Wirkungen auf das hämodynamische System und die Lunge, die bei bestimmten kardiopulmonalen Störungen therapeutisch genutzt werden können. Die hohen, unphysiologischen Druckwerte der maschinellen Beatmung können jedoch andererseits auch erhebliche unerwünschte Wirkungen und Schädigungen an der Lunge und dem hämodynamischen System bewirken.

Eine Position zwischen physiologischer Atmung und invasiver Beatmung nimmt die nichtinvasive Beatmung (NIV = Noninvasive ventilation) ein. Der Begriff NIV subsumiert die negativ druckunterstützte Beatmung (NPV = Negative pressure ventilation) als auch die positiv druckunterstützte Beatmung (NPPV = Noninvasive positive pressure ventilation). Die negativ druckunterstützte Beatmung (NPV) erfolgt über Unterdruck-Beatmungssysteme, die durch passive Thoraxausdehnung einen Luftstrom in die Lunge bewirken. Mit der Entwicklung von Nasen- und Nasen-Mund-Masken hat sich in der Intensivmedizin die nichtinvasive positiv druckunterstützte Ventilation (NPPV) etabliert. Das wesentliche Wirkungsprinzip der Beatmung besteht darin, dass die Atemarbeit der ermüdeten Atempumpe teilweise oder ganz maschinell übernommen wird. Dadurch wird eine Regeneration ihrer Energiespeicher erzielt und eine Erholung der ermüdeten Atempumpe ermöglicht.

Kompliziert an Ventilatoren ist nicht deren Arbeitsweise, sondern die Vielfalt der Begriffe, die von den Herstellern und Nutzern verwendet und immer noch neu eingeführt werden, um durch produktspezifische, unter Umständen auch gesetzlich geschützte Begriffe, wirtschaftliche Interessen zu verfolgen. So werden unterschiedliche Begriffe für gleiche Einstellungen oder Modi verwendet und umgekehrt [1–5]. Im Sinne der Einheitlichkeit ist es empfehlenswert, die von der AARC-Consensus-Conference eingeführte Terminologie zu verwenden [1]. Bei der Betrachtung von Ventilatoren unterscheidet man, ähnlich wie bei der Lunge, den Energiebedarf für den Antrieb des Geräts und die Energie zum Antrieb des Atemzyklus. Die Energieversorgung für das Gerät kann pneumatisch durch Druckluft oder Sauerstoff oder durch elektrischen Strom erfolgen. Die Energieumwandlung zur Erzeugung eines Atemzyklus erfolgt durch interne oder externe Gaskompression. Der maschinelle Atemhub wird durch die Kontrollvariablen geregelt. Dies sind entweder Druck, Volumen, Fluss oder Zeit. Da es sich bei dem System aus Maschine und Patient nicht um ein starres System handelt, sorgt ein Kontrollschema dafür, dass Input und Output angepasst werden. Das Kontrollschema überwacht unabhängig von der Maschine auftretende Veränderungen im System und kann mechanisch, elektrisch, pneumatisch hydraulisch oder elektronisch sein. Die Kontrollventile sind entweder pneumatisch oder elektromagnetisch.

Jeder Atemzyklus kann in vier verschiedene Phasen aufgeteilt werden:

1. Beginn der Inspiration,
2. die Inspiration,
3. Ende der Inspiration und
4. die Expiration.

Mathematisch vereinfacht lassen sich alle an der (Be)Atmung beteiligten Parameter in einer Gleichung darstellen: $P = (V/C) + R \times F$. Dabei stehen für $P =$ Druck, $V =$ Volumen, $C =$ Compliance, $R =$ Resistance, Widerstand und $F =$ Fluss. Vom Beatmungsgerät beeinflussbare Parameter sind Druck, Volumen und Fluss. Beeinflussbare Parameter sind Variablen. Um zu beatmen, muss eine der Variablen vom Gerät als Konstante vorgegeben werden. Diese Variable nennt man die Kontrollvariable. In Abhängigkeit von der Zeit kann die Kontrollvariable unterschiedliche Kurvenverläufe haben. Die wiederum haben Einfluss auf die Qualität der Beatmung. In Abhängigkeit von der Kontrollvariablen nennt man die Beatmung druck-, volumen- oder flusskontrolliert. Ist keine der o.g. Variablen zur Beatmung geeignet, kann die Zeit die Kontrollvariable sein (z.B. bei Hochfrequenzbeatmung). Wird dem Beatmungsgerät als Konstante der Fluss vorgegeben (Abb. 1), so bewirkt der konstante Fluss charakteristische Kurvenverläufe der korrespondierenden Variablen Druck und Volumen. Wird hingegen eine Kontrollvariable als Druck definiert (Abb. 2), so ergeben sich andere charakteristische Kurvenverläufe der korrespondierenden Variablen Volumen und Fluss. Diese gleichen in ihrer Charakteristik den physiologischen expiratorischen Kurvenverläufen. Die Volumenzunahme entspricht einer Exponentialfunktion, die mathematisch definiert als Zeitkonstante τ angegeben wird, wobei τ das Produkt aus thorakopulmonaler Compliance und Atemwegswiderstand ist und damit darlegt, dass bei dieser Beatmungsform jedes Lungenkompartiment sich gemäß seiner eigenen Zeitkonstanten füllen kann, vorausgesetzt es hat dafür die erforderliche Zeit.

Um der Kontrollvariablen vorzugeben, wann und in welchem Zeitintervall der eingestellte Parameter appliziert werden soll, müssen die Variablen der o.g. Beziehungsgleichung, den Phasen des Atemzyklus zugeordnet und definiert werden. Diese Variablen nennt man Phasenvariablen. Beginn, Dauer und Ende der In-

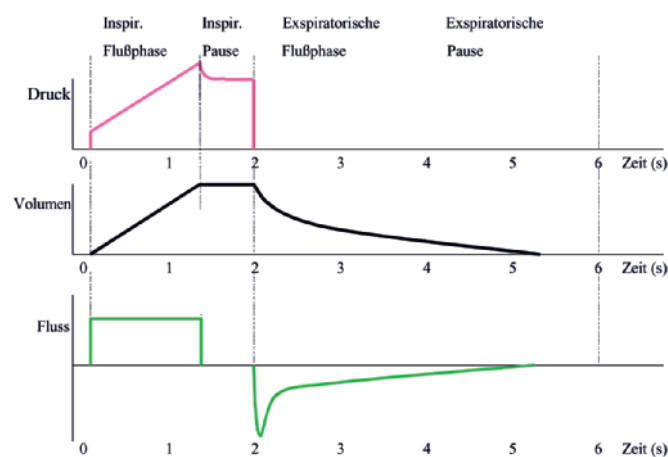


Abb. 1 Flusskonstante Beatmung mit den charakteristischen korrespondierenden Kurvenverläufen von Druck und Volumen.

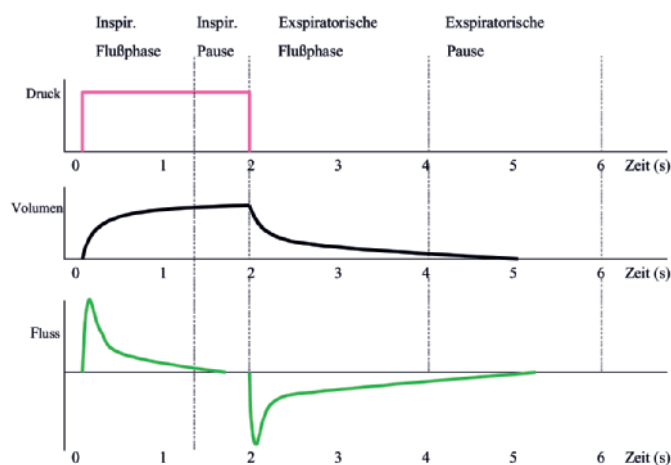


Abb.2 Druckkonstante Beatmung mit den charakteristischen korrespondierenden Kurvenverläufen von Volumen und Fluss.

piration sowie die Expiration können demnach durch Erkennen von Änderungen von Druck, Volumen, Fluss oder Zeit durch das Gerät, vom Gerät oder vom Patienten bestimmt werden. Phasenvariablen können Druck, Fluss, Volumen oder Zeit sein (Tab. 1).

Die dem Beginn der Inspiration zugeordnete Variable heißt Triggervariable. Die Triggerung kann durch Atemanstrengungen seitens des Patienten (Patienten-triggerung) oder seitens des Beatmungsgerätes (Maschinen-triggerung) erfolgen. Der Begriff Triggerung wird hier zweimal definiert. Einmal über die Art (Patient/Maschine), zum anderen über die Variable, die durch die Atemanstrengung verändert wird und dadurch den Atemzug auslöst. Die Triggervariable, die eine maschinelle Triggerung auslösen kann, ist die Zeit. Die Triggervariablen, die eine Patienten-triggerung auslösen können, sind Druck, Fluss oder Volumen. Giuliani und Mitarbeiter [6] konnten nachweisen, dass die Fluss-triggerung in Bezug auf die Reduktion der Atemarbeit des Patienten und die Patienten-Ventilator-Interaktion sowohl für mandatorische Atemhübe als auch für spontane, evtl. druckunterstützte Atemzüge der Druck-triggerung überlegen ist. Die der Dauer der Inspiration zugeordnete Variable nennt man Begrenzungsvariable. Druck, Fluss oder Volumen, die während eines Atemzuges appliziert werden, werden durch Festlegen der Begrenzungsvariablen begrenzt. Das heißt, dass nach Erreichen der Grenze nicht automatisch die Expiration beginnt, sondern, dass die begrenzten Parameter den eingestellten Wert während

Tab. 1 Zuordnung der Phasenvariablen zum Atemzyklus und jeweils einstellbare Parameter

Phasenvariable	Phase des Atemzyklus	Parameter
Triggervariable (Patient oder Maschine)	Beginn der Inspiration	Druck, Fluss, Volumen oder Zeit
Begrenzungsvariable	Inspiration	Druck, Fluss oder Volumen
Zyklusvariable (Steuerung)	Ende der Inspiration	Druck, Fluss, Volumen oder Zeit
GrundlinienvARIABLE	Expiration	Druck (Volumen)

der Inspiration nicht überschreiten. Die dem Ende der Inspiration zugeordnete Phasenvariable nennt man Zyklusvariable. Bei der Begriffsverwendung kann es übersetzungsbedingt zu Verwirrungen in Bezug auf die englischsprachige Literatur kommen. Im englischen Sprachraum wird der Begriff „to cycle“, der dem deutschen „steuern“ entspricht, nur im Zusammenhang mit der Zyklusvariablen verwendet, die sich definitionsgemäß auf das Ende der Inspiration bezieht. Der Begriff maschinen-, patienten-, druck-, fluss- oder volumengesteuert beschreibt demnach ausschließlich den Aspekt, der die Inspiration beendet. Dieser Hinweis ist insofern wichtig, da der Begriff „steuern“ im deutschen Sprachraum fälschlicherweise gerne für jegliche maschinen- oder patientenausgeführten Aktionen verwendet wird.

Die Zyklusvariable beendet bei Erreichen eines bestimmten Wertes die Inspiration. Sie kann von der Maschine oder vom Patienten gesteuert werden und kann druck-, volumen-, fluss- oder zeitgesteuert sein. Der Expiration ist die GrundlinienvARIABLE zugeordnet. Die GrundlinienvARIABLE ist praktisch immer der Druck und definiert, bis auf welches Druck- und damit Volumenniveau die Expiration erfolgt. Die Expiration ist definiert als die Zeit von Beginn des expiratorischen Flusses bis zum Beginn des inspiratorischen Flusses. Die Expiration ist unterteilt in eine expiratorische Flusszeit (Start Fluss bis Ende Fluss) und expiratorische Pausenzeit (Zeit zwischen Ende des expiratorischen Flusses und Beginn des inspiratorischen Flusses). Das Druckniveau in der expiratorischen Pausenzeit ist der endexpiratorische Druck (end expiratory Pressure = EEP). Ist EEP gegenüber dem Atmosphärendruck positiv, heißt er positiver EEP (PEEP).

Es muss sichergestellt sein, dass die gewählten Variablen auch in der gewünschten Weise appliziert werden. Daher sind Beatmungsmaschinen mit mehr oder weniger vielfältigen oder aufwändigen Kontrollsystemen ausgestattet. Diejenigen Variablen, die die Kontrolle bedingen, nennt man Bedingungsvariablen. Bedingungsvariablen können alle messbaren Parameter sein, die sich im Laufe eines Atemzuges verändern. Die Kontrollsysteme kontrollieren und koordinieren anhand der Bedingungsvariablen die Kontrollvariablen und Phasenvariablen.

In Abb. 3 ist ein Flusschema zur Beatmungsklassifikation dargestellt, welches auf der Grundformel $P = (V/C) + R \times F$ (P = Druck, V = Volumen, C = Compliance, R = Widerstand und F = Fluss) beruht. Dieses Modell sieht vor, dass das Beatmungsgerät während der Inspiration ausschließlich eine Variable kontrollieren kann (z.B. Druck, Volumen oder Fluss). Unter jeder Kontrollvariablen erfolgt die Darstellung der typischen Kurvenverläufe. Druck, Volumen, Fluss und die Zeit werden auch als Phasenvariable verwendet, die dann die Parameter eines jeden Beatmungszyklus definieren (z.B. Triggerempfindlichkeit, inspiratorischer Spitzenfluss oder Druck, Inspirationszeit und Grundliniendruck). Der Beatmungsmodus ergibt sich aus der Wahl der verschiedenen Kontroll- und Phasenvariablen.

Ein wesentliches Element eines Beatmungsgerätes ist sein Alarmsystem [8,9]. Alarmsysteme haben die Aufgabe, die basalen Funktionen des Respirators, die vorgegebene Einstellung, Kontrollkreise und patientenbeeinflusste Parameter zu überwachen. Dabei kann es sich um technische Fehler oder um vom Patienten ausgelöste Fehler handeln. Aufgabe dieses Systems ist es

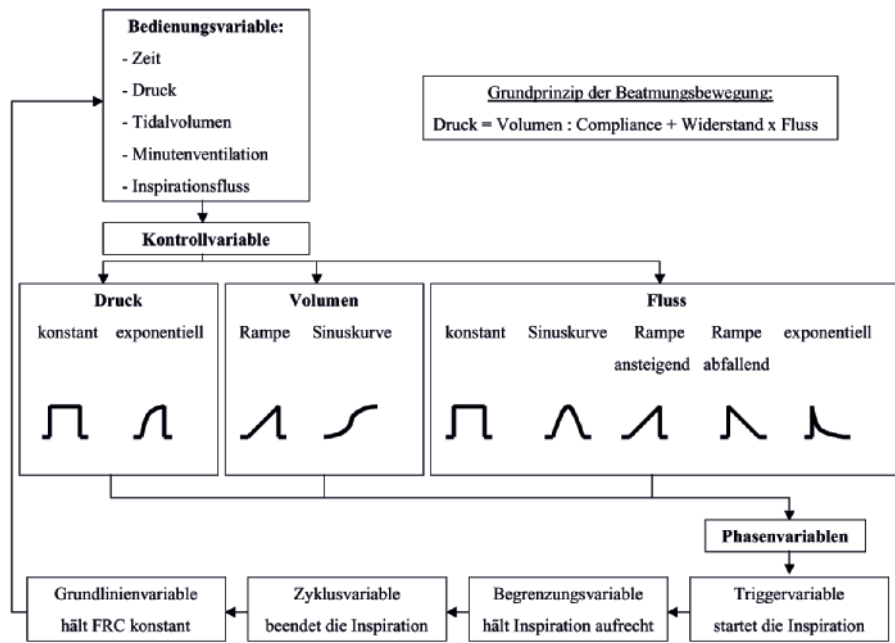


Abb. 3 Schema der Klassifikation der Beatmungsgeräte basierend auf dem Grundprinzip der Beatmungsbewegung. FRC = Funktionelle Residualkapazität (modifiziert nach 7).

bei gefährlichen Ereignissen in adäquater Form Alarm zu aktivieren. Dabei sind gefährliche Ereignisse Situationen, die unbehandelt vital bedrohlich für den Patienten sein können. Der ausgelöste Alarm kann akustisch und/oder optisch sein.

Alarmsysteme sollten eine hohe Spezifität (keine falsch positiven Signale) und eine hohe Sensitivität (alle Situationen müssen erfasst werden) besitzen. Bei der nicht unerheblichen Vielzahl von möglichen Alarmen auf einer Intensivstation sollte das Beatmungsgerät mit Alarmgrenzen für die einzelnen Variablen ausgestattet sein, um einer Reizüberflutung entgegen zu wirken.

Alarmsysteme überwachen in der Regel die folgenden Parameter:

Antriebsenergie (bei elektrisch betriebenen Maschinen bei Unterbrechung der Stromzufuhr, bei pneumatischen Geräten Abfall des Antriebsdrucks), zu hoher oder zu niedriger Spitzendruck (Tubusverlegung, Leckage), zu hoher oder zu niedriger mittlerer Atemwegsdruck, zu hoher oder zu niedriger Grundliniendruck (unangemessener PEEP, patientenseitiger Fehler), zu hohes oder zu niedriges Atemvolumen bzw. Atemminutenvolumen (Hyperventilation, Maschine triggert sich selbst, Apnoe, Diskonnektion), Atemfrequenz sowie Zeitalarme (Hyperventilation oder Apnoe), inadäquate Inspirationszeit (Obstruktion) und inadäquate Expirationszeit (Apnoe, Airtrapping) und Gasalarne (FiO_2 , CO_2 , O_2 , Temperatur).

Es ist sinnvoll verschiedene Ereignisstufen und Alarmstrategien zu definieren, die sich an der aus der Störung resultierenden möglichen Lebensbedrohung für den Patienten orientieren.

Beatmungsmodi

Gemäß der oben erläuterten Zusammenhänge und Definitionen ist ein Beatmungsmodus eine spezifische Kombination von Kon-

troll-, Phasen-, und Bedingungsvariablen, die jeweils für spontane und maschinell unterstützte Atmung definiert ist. Somit gibt der Beatmungsmodus vor, ob ein Atemzug spontan oder mandatorisch ist, welcher Parameter ihn kontrolliert und welche Parameter Änderungen in der Beatmungsgerätefunktion bedingen.

Um sich in die Beatmung auf der eigenen Station einzuarbeiten, ist es daher sinnvoll sich klar zu machen, wie die Maschine arbeitet, wie der Patient reagiert und welche Parameter den Atemzug kontrollieren, steuern und begrenzen. Evidenzbasierte Empfehlungen, die leitlinienartig die Wahl eines Beatmungsmodus in Abhängigkeit von der Beatmungsindikation vorschlagen können, liegen derzeit nicht vor. Im Folgenden wollen wir eine Kurzerläuterung der gängigen Begriffe geben:

PC (Pressure controlled, druckkontrolliert) und VC (Volume controlled, volumenkontrolliert) sind keine Beatmungsmodi im eigentlichen Sinne [10]. Sie bezeichnen lediglich die Kontrollvariable, also diejenige Variable, die aktuell als konstant gewählt ist.

Bei Druckkontrolle ist es Ziel der Beatmung, einen druckkontrollierten, vorgegebenen Kurvenverlauf beizubehalten. Bei Volumenkontrolle hält das Beatmungsgerät den voreingestellten volumen- oder flusskontrollierten Kurvenverlauf ein. Direkte Volumenkontrolle bedingt eine indirekte Flusskontrolle und umgekehrt. Es wäre wünschenswert, die Beatmungsmodi hinsichtlich ihrer Kontrollvariablen zu bezeichnen, da es einen Unterschied macht ob ein Modus druck- oder volumenkontrolliert ist.

Der Begriff CMV (controlled mechanical ventilation) [10–13] wird für die kontrollierte mechanische Beatmung verwandt. Dabei wird ein vorgegebenes Atemminutenvolumen mit einer starren Frequenz appliziert. Alle Atemzüge sind mandatorisch, d.h. von dem Beatmungsgerät getriggert, maschinenbegrenzt und maschinengesteuert. Voraussetzung für diesen Modus ist in der Regel eine tiefe Analgosedierung, um Spontanatemmanöver zu vermeiden. Atmet der Patient aber gegen die Maschine, so

führt dies zu einem erhöhten Sauerstoffverbrauch, muskulärer Erschöpfung, Erhöhung des Atemwegsdruckes und zu einem Abfall des Atemminutenvolumens. Prinzipiell ist die Anwendung einer kontrollierten Beatmung auch beim nicht sedierten Patienten möglich, z. B. im Rahmen eines Weaning-Programms. Hierbei ist jedoch unbedingt notwendig, das Atemmuster der Maschine dem Atemmuster des Patienten anzupassen, was erfahrenen Teams z. B. mit einer subtilen Modifikation der maschinellen Atemfrequenz knapp über der Eigenfrequenz des Patienten gelingen kann. Diese Patienten haben dann eine maximale Entlastung ihrer Atemmuskulatur. Gelingt dies jedoch nicht und der Patient „kämpft“ („fighting“) gegen das Beatmungsgerät, so resultieren die o. g. fatalen Folgen eines erhöhten Sauerstoffverbrauchs. Man unterscheidet VC-CMV (volumenkontrolliert) und PC-CMV (druckkontrolliert) sowie eine Mischung, den „dualkontrollierten Modus“. VC-CMV ist eine häufige Beatmungsform. Ihr Vorteil ist die weit verbreitete Erfahrung mit diesem Modus sowie die gute Kontrolle des Minutenvolumens und eine gute Steuerungsmöglichkeit des arteriellen Kohlendioxidpartialdrucks. Nachteilig sind besonders die mögliche Induktion eines Baro- oder Volutraumas, da das vorgewählte Volumen ohne Rücksicht auf den dafür einzustellenden Druck appliziert wird. PC-CMV hat als druckkontrolliertes Verfahren den Vorteil, dass Druckschäden eher vermieden werden können. Der bei diesem Modus entstehende dezelerierende Fluss wird den einzelnen Lungenkompartimenten mit ihren unterschiedlichen Zeitkonstanten besser gerecht und kann so zu einer besseren Alveolareröffnung führen. Nachteilig ist, dass die Menge des applizierten Volumens abhängig von der vorgegebenen Lungencompliance und -resistance ist. So besteht z. B. bei einem Compliance-Anstieg das Risiko einer Hyperventilation und umgekehrt bei Compliance-Abfall das Risiko einer Hypoventilation. Der dualkontrollierte Modus soll als volumengarantierte Druckunterstützung (VAPS = volume-assured pressure support) die Vorteile einer volumenkontrollierten und einer druckkontrollierten Beatmung vereinen. So beginnt dieser Modus immer druckkontrolliert, vergleicht das dabei verabreichte Volumen mit dem Zielvolumen und stellt bei Differenz auf volumenbegrenzte, flusskontrollierte Beatmung um. Der Vorteil liegt in einer Reduktion des Atemwegspitzendrucks und der Sicherung eines Mindestvolumens. Nachteilig sind spezielle Gerätevoraussetzungen und eine notwendige, ausreichende Erfahrung der Anwender. Der Einsatz ist prinzipiell auch als Form der assistierten Beatmung möglich.

Bei der assistiert/kontrollierten Beatmung (A/C) wird der Atemzug von der Maschine getriggert, wenn der Patient nach einem definierten Zeitraum keinen Atemzug triggert. Somit entspricht A/C einem CMV-Modus mit der Möglichkeit der Patienten-Triggerung. Der resultierende Atemzug ist maschinell begrenzt und maschinell gesteuert, spontane Atemzüge sind nicht möglich. Man unterscheidet PC-A/C (druckkontrolliert) und VC-A/C (volumenkontrolliert). Die Vorteile sind vor allem eine bessere Synchronisation von Patient und Beatmungsgerät mit daraus resultierendem geringerem Sedativbedarf. Nachteilig sind bei gesteigertem Atemantrieb, die Hyperventilationstendenz und die Gefahr eines Airtapping, besonders bei Patienten mit obstruktiven Atemwegserkrankungen.

Die Beatmungsmodi IMV (intermittent mandatory ventilation) und SIMV (synchronized intermittent mandatory ventilation) er-

möglichen die Kombination von spontanen Atemzügen mit maschinellen Atemhüben [6, 14–17]. Dabei sind die Spontanatemzüge definiert als druckkontrolliert, patientengetriggert und patientengesteuert. Die maschinellen Atemzüge sind druck- oder volumenkontrolliert, maschinengetriggert und maschinengesteuert. Im IMV-Modus werden die Spontanatemzüge in fester Frequenz durch maschinelle Atemzüge ergänzt, unabhängig von spontanen Atembewegungen. IMV erlaubt bei optimaler Einstellung eine assistierte Beatmung durch intermittierenden Einsatz der Atemmuskulatur ohne Risiko einer Hyperventilation. Die Anwendbarkeit und Toleranz sind jedoch nur bei gut angepasster Synchronisation von Beatmungsgerät und Patient gegeben.

Im SIMV-Modus sind die Atemzüge von Patient und Maschine synchronisiert. Das bedeutet, dass die Atemhübe der Maschine und Atembewegungen des Patienten aufeinander abgestimmt sind. Erfolgt über einen bestimmten Zeitraum keine Inspirationsbewegung seitens des Patienten, übernimmt die Maschine die Triggerung. Der Vorteil von SIMV besteht darin, dass der Patient den Atemrhythmus selbst bestimmen kann bei einer garantierten Mindestventilation. Der Gasaustausch ist verbessert, der Sauerstoffverbrauch geringer und es wird ein Training der Atemmuskulatur postuliert. Nachteilig von SIMV ist die potenzielle Gefahr einer Hyper- oder Hypoventilation. Nicht optimal eingestellte Triggerventile können zu erhöhter Atemarbeit und damit zur Erschöpfung des Patienten führen. Da die spontanen Atemzüge bei SIMV nicht maschinell unterstützt werden, kann dieser Modus den Patienten leicht erschöpfen. Insofern ist das Training der Atemmuskulatur mit SIMV kritisch zu betrachten. IMV und SIMV sind häufige und aufgrund der nicht zu erkennenden Erschöpfungsschwelle umstrittene Methoden zur Respiratorentwöhnung.

Bei BIPAP (Biphasic Positive Airway Pressure Ventilation, „Dräger-BIPAP“) [18–20] hat der Patient Spontanatemungsmöglichkeiten auf zwei vom Beatmungsgerät vorgegebenen Druckniveaus. Der zyklische Wechsel der Druckniveaus induziert einen Atemfluss und damit eine maschinelle Ventilation (zeitgesteuert, druckkontrolliert). Bei fehlender Spontanatmung liegt eine druckkontrollierte maschinelle Beatmung vor. Bei Spontanatmung besteht eine Druckunterstützung, die die Spontanatmung nicht beeinträchtigt. Vorteil der druckkontrollierten Beatmung ist eine Reduktion des Risikos von Baro- und Volutraumatisierungen. Die Möglichkeit von Spontan-Atemexkursionen reduziert den Bedarf an Analgosedierung mit den daraus resultierenden Vorteilen z. B. für die Hämodynamik, die gastrointestinale Funktion und letztlich über eine raschere Beatmungsentwöhnung auch auf die Beatmungsdauer. Das Beatmungsmuster von BIPAP wird durch 4 Variablen definiert. Es sind dies zwei Druckniveaus und die dazu korrespondierenden Zeiten:

1. das inspiratorische Druckniveau, das der Druckbegrenzung als Begrenzungsvariable entspricht,
2. das expiratorische Druckniveau, das als EEP oder PEEP der Grundlinienvariablen entspricht,
3. die Zeitdauer des oberen Druckniveaus, womit als Zyklusvariable Zeitsteuerung das Ende der Inspiration definiert wird und
4. die Zeitdauer des unteren Druckniveaus, die als Triggervariable ein zeitgesteuerter Trigger ist, der festlegt, nach welcher Expirationszeit die Inspiration wieder begonnen wird.

Mittels der BIPAP-Einstellungen lassen sich eine Vielzahl von druckkontrollierten Beatmungsformen erzielen, die der individuellen Patientensituation gerecht werden können. Aus diesem Grund kommt BIPAP als kontrollierte Beatmung bei fast allen Indikationen zum Zuge. Als augmentierte Spontanatmung ist BIPAP geeignet zum Teilersatz der Atempumpe oder zur Beatmungsentwöhnung. Somit stehen unterschiedliche Einstellungen von BIPAP zur Verfügung [19]:

Eigentliches BIPAP: Oberes und unteres Druckniveau haben die gleiche Zeitdauer; auf beiden Druckebenen ist eine Spontanatmung möglich.

CMV-BIPAP: druckkontrollierte, zeitgesteuerte Beatmung ohne Spontanatmungsaktivität.

IMV-BIPAP: Das obere Druckniveau ist kürzer als das untere Druckniveau. Eine Spontanatemaktivität ist nur auf dem unteren Druckniveau möglich; bei Spontanatemaktivität erfolgt eine Synchronisation mit der maschinellen Inspiration.

CPAP: Bei dieser BIPAP-Einstellung sind oberes und unteres Druckniveau identisch, die dazu korrespondierenden Zeiten sind deshalb nicht relevant.

BIPAP mit zusätzlichem PSV auf dem unteren Druckniveau: Es kann bei längerem unteren Druckniveau eine Druckunterstützung als Inspirationshilfe gegeben werden.

Abb. 4 verdeutlicht die Möglichkeiten von BIPAP, bei dem prinzipiell jedes Verhältnis von Spontanatmung und BIPAP-Unterstützung möglich ist: Liegt keine Spontanatmung vor, so ist der Beatmungsmodus eine maschinenkontrollierte Beatmung. Ist eine Phasenwechselfrequenz von Null eingestellt, so liegt eine CPAP-Atmung vor. Die Kombination beider Modi stellt die BIPAP-Beatmung dar. BIPAP findet derzeit im deutschen Sprachraum eine

sehr breite Anwendung im Bereich der invasiven Beatmung. Es besteht auch eine Anwendungsmöglichkeit von BIPAP im Bereich der nicht-invasiven Beatmung durch Verwendung einer optionalen Software, bei der besonders die Alarm- und Leckageproblematik bei einer nicht-invasiven Beatmung Berücksichtigung findet.

MMV (Mandatory Minute Ventilation) [21,22] ist eine Spontanatmung mit festgelegtem Mindest-Atemminutenvolumen. Bei nicht ausreichendem Atemminutenvolumen entspricht MMV einem SIMV-Modus. Bei ausreichendem Atemminutenvolumen besteht eine Spontanatmung oder bei Einstellung eines PEEP-Niveaus ein CPAP-Modus, bei Einstellung einer Druckunterstützung ein PSV-Modus. Vorteil des MMV-Modus ist, dass prinzipiell eine dem Patientenbedürfnis weitgehend angepasste Beatmungsform zur Verfügung steht, die wenig kreislaufbelastend ist. Nachteilig ist, dass gerade bei hoher Atemfrequenz mit kleinem Ventilationsvolumen keine Erfassung der Totraumventilation möglich ist und dass bei flacher Atmung ein hohes Risiko für Atelektasenbildung besteht.

PSV (pressure support ventilation) [11,22–27] hat zum Prinzip, dass jeder spontane Atemzug des Patienten durch einen vorgegebenen, extrinsischen Inspirationsdruck bis zum Ende der spontanen Inspiration unterstützt wird. PSV ist also eine druckunterstützte Beatmung, die druckkontrolliert und -begrenzt, patientengetriggert und patientengesteuert ist. Die spontanen Atemzüge werden unterstützt, da der inspiratorische Druck größer ist als der Grundliniendruck. Da dieser Beatmungsmodus immer patientengetriggert ist, besteht bei ausbleibender Atemanstrengung Apnoegefahr. Aus diesem Grund sollte die Triggervariable Druck oder Fluss empfindlich genug eingestellt werden. Empfehlenswert ist ebenfalls, die Inspirationszeit kurz einzustellen (max. 3 sec.), um so die Atemarbeit zu reduzieren, da so ein schneller Druckanstieg resultiert. Die Steuerungsvariable ist normalerweise der Fluss. Vorteile der PSV sind die gute Synchroni-

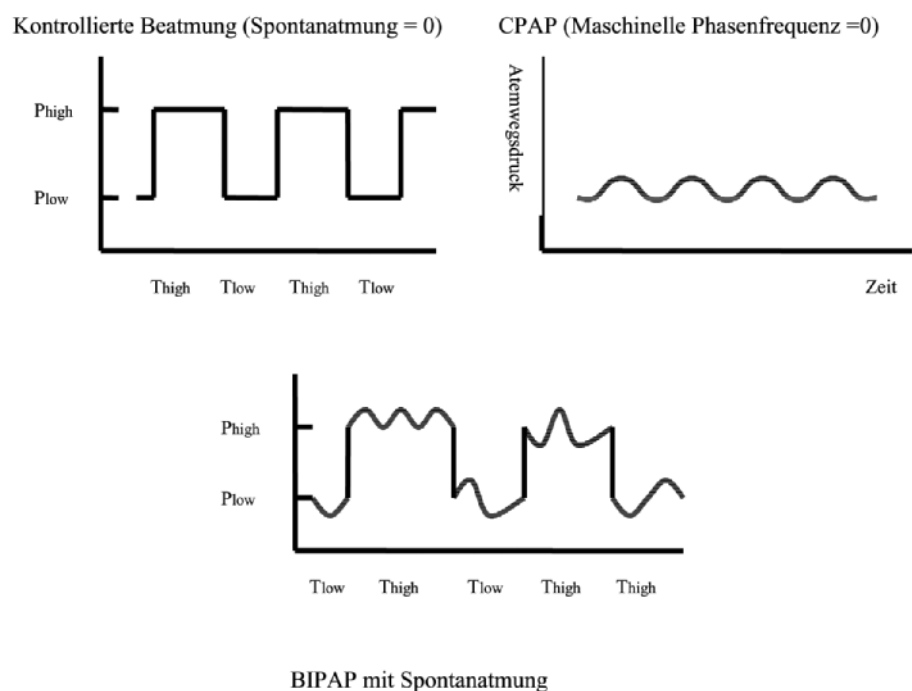


Abb. 4 Kombination von Spontanatmung und druckgeregelter Beatmung bei BIPAP.

nisation zwischen Patienten und Beatmungsgerät. Damit ist nur eine geringe oder keine Analgosedierung notwendig, der Patient muss weniger Atemarbeit leisten und durch den geringeren Atemwegsdruck ist die Kreislaufbelastung geringer. PSV eignet sich gut zur Respiratorentwöhnung. Allerdings muss der Patient über einen intakten Atemantrieb verfügen, sonst droht eine Hypoventilation oder Apnoe. Als nachteilig muss beachtet werden, dass bei starkem Antrieb eine Hyperventilation droht und bei Resistanceanstieg oder Flussabfall die Gefahr droht, dass ein nicht ausreichendes Atemminutenvolumen appliziert wird. Der PSV-Modus hat eine ähnliche Charakteristik wie der BiPAP-Modus.

CPAP (Continuous Positive Airway Pressure) ermöglicht eine freie Spontanatmung mit positiv endexpiratorischem Druck. Somit liegt anders als bei der physiologischen Spontanatmung zu jedem Zeitpunkt des Atemzyklus ein supraatmosphärischer positiver Atemwegsdruck vor. CPAP und PEEP sind im Prinzip gleiche endexpiratorische Druckniveaus, wobei bei CPAP eine Spontanatmung aufgesetzt ist und bei PEEP ein assistierter oder kontrollierter Beatmungsmodus. CPAP ermöglicht eine Spontanatmung, die druckkontrolliert, patientengetriggert und patientengesteuert ist. Die Vorteile von CPAP ergeben sich aus der Erhöhung der FRC: Reduktion des Rechts-Links-Shunts, Senkung der linksventrikulären Vorlast und somit verbesserte Oxygenierung. Aus kardiologischer Sicht können damit gewünschte Vorteile erzielt werden (z. B. beim Lungenödem), aber auch nachteilige Effekte, z. B. bei einer absoluten Tachyarrhythmie mit resultierenden low output failure, können möglich sein. Durch Öffnung der Lunge wird die Atemarbeit reduziert. Zu beachten ist, dass ein zu hoch gewähltes Druckniveau die Gefahr der Lungenüberdehnung in sich birgt und dass eine Volutraumatisierung zu erhöhter Atemarbeit führt. Gleichfalls können zu hoch gewählte Triggerschwellen ebenfalls die Atemarbeit und den Sauerstoffverbrauch erhöhen. Wie bei anderen Spontanatmungsformen ist auf die Gefahr einer Hypoventilation oder eine Apnoe zu achten. Besondere Vorsicht gilt bei obstruktiven Lungenerkrankungen, wo ein adäquat gewähltes Druckniveau den Intrinsic-PEEP reduzieren kann. Ein zu hohes Druckniveau bei obstruktiven Lungenerkrankungen führt jedoch zu additiven Werten von appliziertem Druck und Intrinsic-PEEP und damit zu einer Barotraumatisierung. Als Faustregel sollte generell das extern applizierte Druckniveau nur maximal $\frac{2}{3}$ des Intrinsic-PEEP sein.

BiPAP (Bilevel positive Airway Pressure Ventilation, Respironics-BiPAP) (nicht zu verwechseln mit BIPAP, welches mit großem „I“ geschrieben wird, siehe oben). BiPAP ist ein eingetragenes Warenzeichen der Fa. Respironics. Dieser Beatmungsmodus unterstützt die Patienteneigenatmung wie bei einer druckunterstützten Beatmung (PSV). Es ist ursprünglich ein zur häuslichen Maskenbeatmung entwickeltes Beatmungsverfahren, das jetzt auch als Intensivbeatmungsgerät zur Verfügung steht. Es beinhaltet drei Modi als Option:

S-Mode: Dieser Modus ist gekennzeichnet durch eine inspiratorische Druckunterstützung (inspiratory positive airway pressure = IPAP) mit einem expiratorischen Druckniveau (expiratory positive airway pressure = EPAP).

T-Mode: Dies ist ein kontrollierter Modus, bei dem IPAP, EPAP, Atemfrequenz und Zeitverhältnis von In- und Expiration vorgegeben sind.

ST-Mode: Dieser Modus ist eine Kombination aus inspiratorischer Druckunterstützung (S-Mode) und kontrollierter Beatmung (T-Mode). Bei Apnoe- oder Hypnoephasen wird eine eingestellte Minimalfrequenz mit definiertem Atemzeitverhältnis appliziert.

APRV (Airway Pressure Release Ventilation) [10,28–33] kann mit dem deutschen Begriff „Drucknachlassbeatmung“ übersetzt werden. Bei diesem Modus liegt eine Spontanatmungsform mit intermittierend erniedrigtem Atemwegsdruck vor. Dadurch wird primär die Expiration erleichtert, ebenso sekundär die folgende Inspiration (Abb. 5).

APRV und BIPAP gleichen sich in vielen Aspekten: Beide Beatmungsmodi sind druckkontrolliert und ermöglichen jederzeit Spontanatemaktivitäten. APRV kann im Spontanatembereich mit einem CPAP mit wechselndem PEEP verglichen werden. Sind die Atemhübe mandatorisch, entspricht APRV einem PC-IRV (druckkontrollierte Inverse-Ratio-Ventilation), da die Zeitdauer des oberen Druckniveaus länger ist als die Zeitdauer des unteren Druckniveaus. Der wesentliche Unterschied von APRV zu PC-IRV besteht darin, dass bei APRV jederzeit eine Spontanatmung möglich ist.

Die Vorteile von APRV sind eine Vermeidung von Barotraumatisierungen durch Kompartimentüberdehnungen sowie eine Vermeidung von Atelektasenbildung durch zu niedrige Beatmungsdrücke und eine verbesserte Kohlendioxid-Elimination. Da die Möglichkeit einer Spontanatmung besteht, ist der Bedarf an Analgosedierung geringer und das Risiko einer Erschöpfung verringert. Aufgrund der beschriebenen Vorteile eignet sich APRV zur Beatmung beim akuten Lungensyndrom und beim ARDS. Nachteile von APRV sind, dass bei kurzem Zeitintervall des erniedrigten Druckniveaus eine Tachypnoe und Erschöpfung des Patienten droht. Nicht empfehlenswert ist APRV bei Situationen mit erniedrigter extrapulmonaler Compliance, bei Lungenüberblähung (intrinsic PEEP) und obstruktiven Lungenerkrankungen. Bei Patienten mit chronisch obstruktiven Atemwegserkrankungen führt dieser Beatmungsmodus zu einer unnötigen zusätzlichen Belastung der insuffizienten Inspirationsmuskeln. Insgesamt liegen positive Erfahrungsberichte zum Einsatz von

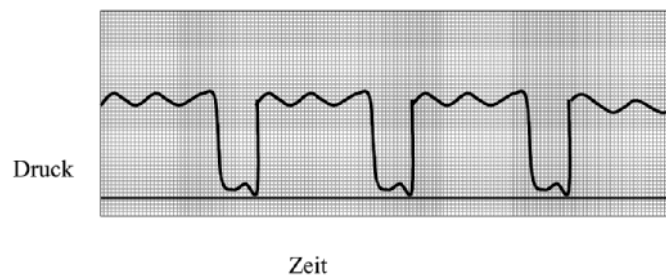


Abb. 5 Druckkurve bei APRV. Der Patient hat die Möglichkeit einer Spontanatmung; in vorgewählten Zeitabständen wird das Druckniveau erniedrigt und die Expiration des Patienten unterstützt.

APRV beim akuten Lungenversagen und ARDS vor, wo gezeigt wurde, dass ein alveoläres Rekrutement gelingt, wenn ein ausreichender Zeitfaktor im Stundenbereich Berücksichtigung findet [33].

PAV (Proportional Assist Ventilation) [25, 34–40] ermöglicht eine assistierte Spontanatmung wie bei PSV. Die Druckunterstützung des Ventilators erfolgt im Gegensatz zu PSV proportional zur Atemanstrengung des Patienten. Das Atemmuster passt sich mit jedem Atemzug dem Bedarf des Patienten an. Vorteile von PAV sind die Vermeidung von Fehltriggerungen und Desynchronisationen. Nachteile von PAV sind, dass für einen optimalen Einsatz die Kenntnis von Elastance und Resistance erforderlich ist, die beim spontan atmenden Patienten kaum zu ermitteln sind. Aus diesem Grund sind Überkompensationen kaum zu vermeiden. PAV erfordert von seinem Grundprinzip her eine intakte Atemregulation. Ist dies nicht der Fall, so droht eine Apnoe, denn PAV unterstützt die Atemanstrengung nur proportional. Insofern ist PAV im Rahmen einer Respiratorentwöhnung nur bei Patienten mit einer adäquaten Atemregulation einsetzbar. Bei Patienten mit einer erschöpften Atempumpe ist dieses Verfahren kontraproduktiv, da diese Patienten nur eine sehr geringe Atemanstrengung leisten können und somit dann minderventiliert werden. Problematisch sind auch Leckagen im Respiratorsystem, da der PAV-Regelalgorithmus diese nicht erkennt: Es entsteht ein positiver Rückkopplungsmechanismus und es droht die Gefahr von Hyperventilationen. Alle diese Nachteile limitieren einen breiten Einsatz von PAV.

ASV (Adaptive Support Ventilation) [11, 41] setzt voraus, dass das verwendete Beatmungsgerät in der Lage ist, das Zielatemmuster nach der Otisformel ständig zu berechnen (ca. $200 \times /\text{sec}$). Die Otisformel ermittelt das individuell zu applizierende Tidalvolumen und die Atemfrequenz anhand eines aufwendigen Quotienten im Wesentlichen anhand der Faktoren wie der expiratorischen Zeitkonstante, dem Minutenvolumen und dem Totraum. Bei der ASV-Einstellung werden 5 Parameter vorge wählt: Anatomischer Totraum, Atemminutenvolumen, Pmax, inspiratorische Sauerstoffkonzentration und PEEP. Anhand dieser Daten ermittelt das Gerät ständig den für den Patienten optimalen Beatmungsmodus. Vorteil dieses Modus ist, dass, wenn das Beatmungsgerät einmal korrekt eingestellt ist, es selbstständig beinahe jeden Patienten in Abhängigkeit von der Atemmechanik beatmet. Dieser Modus ersetzt aber nur scheinbar einen erfahrenen Intensivmediziner. Strategische Ziele einer Beatmung werden nicht gesetzt.

ATC (Automatic Tube Compensation = automatische Tubuskompensation) [11, 41–43]. Es handelt sich dabei um ein Kompensationsverfahren, mit dem Ziel den störenden Einfluss des Tubuswiderstandes zu eliminieren, der die Atemarbeit erhöht. ATC ist prinzipiell mit jedem Beatmungsmodus kombinierbar. Dies ist besonders bei den Spontanatemmodi von Bedeutung. Technisch gesehen wird der Atemwegsdruck inspiratorisch erhöht und expiratorisch gesenkt. Da der Widerstand physikalisch nicht linear zum Fluss ansteigt, erfolgt die Kompensation eines Widerstandes durch den Tubus durch ATC auch nicht linear. Es liegt also eine flussproportionale, nicht lineare Druckunterstützung vor. Die Vorteile des ATC liegen in der Unterstützung der Expiration besonders bei hohen PEEP-Werten, einer Abnahme der

Atemarbeit und im Wegfall eines Triggerkriteriums. Es erfolgt somit eine elektronische Extubation. Als Nachteil ist die Erhöhung des Spitzendrucks bei hohem Atemantrieb zu sehen. Daher ist diese Methode nicht für Patienten mit obstruktiven Atemwegserkrankungen geeignet.

Unkonventionelle Modi

Im Laufe der Zeit wurden einige Beatmungsmodalitäten entwickelt, die vor allem bei nicht befriedigender Beatmungstherapie mit den o. g. Standardverfahren eingesetzt werden können. Es handelt sich dabei nicht um eigenständige Verfahren, sondern um Erweiterungen und Kombinationen von verschiedenen Verfahren. Die Schwierigkeit bei der Klassifikation ist, dass die Grenzen fließend sind und in einigen Fällen Änderungen bei der Kontrollvariablen oder einer der Phasenvariablen als eigenständiger Modus definiert sind.

Das Prinzip der IRV (Inverse Ratio Ventilation) [33, 44–46] besteht darin, dass die Inspirationszeit auf Kosten der Expirationszeit verlängert wird. Es entsteht eine Beatmung mit umgekehrten Atem-Zeit-Verhältnissen. Ziel dieser Beatmungsform ist, durch Erhöhung des mittleren Atemwegsdruckes ohne Erhöhung des Spitzendrucks eine Verlängerung der Durchmischung der Atemgase zu erzielen und eine Rekrutierung von minderbelüfteten Alveolarbezirken zu erreichen. Mit zunehmender Expirationsverkürzung beginnt der folgende Inspirationszyklus bei supraatmosphärischem Druck im Alveolarraum. Der entstehende intrinsische PEEP (PEEPi) kann, neben oder statt PEEPe therapeutisch genutzt werden. Das betrifft mehr langsame Lungenkompartimente als PEEPe. Im Einzelfall kann damit eine weitere Verbesserung der Compliance, des Atemwegswiderstandes und des Gasaustausches erreicht werden. Als mögliche Indikation ist eine inspiratorische Sauerstoffkonzentration von über 0,6 bei einer Sauerstoffsättigung von unter 90% trotz adäquatem PEEP bei einem Atemwegsspitzenruck von über 35 cm Wassersäule zu sehen. Voraussetzung ist aufgrund des unphysiologischen Beatmungsmusters eine ausreichende Analgosedierung, sowie ein engmaschige Kontrolle des Atemzugvolumens, des mittleren und Spitzen-Atemwegsdruckes, der Blutgase sowie des entstehenden intrinsischen PEEP und der Hämodynamik. Nachteile von IRV sind, dass es zu einer Beeinträchtigung des Herzzeitvolumens durch hohen Mitteldruck kommen kann, dass schwach sedierte Patienten diesen Beatmungsmodus nicht tolerieren und dass es bei restriktiven Lungenerkrankungen und Situationen, in denen krankheitsbedingt ein hoher intrinsischer PEEP vorliegt (z. B. bei obstruktiven Krisen), es zu exzessiven PEEP-Werten und entsprechender Lungenschädigung kommen kann. Wegen des Risikos eines Airtrappings sollte IRV bei obstruktiven Lungenerkrankungen nicht zur Anwendung kommen.

Als unkonventionelle Beatmungstechniken werden die Hochfrequenz-Beatmungsformen (HFV = High Frequency Ventilation) bezeichnet. Das charakteristische ist, dass die maschinelle Beatmung mit hohen Atemfrequenzen (60–3500/min) und Atemzugvolumina durchgeführt wird, die kleiner sind als der Totraum.

Es stehen derzeit die HFPPV (High frequency positive pressure ventilation), die HFJV (High frequency jet ventilation) und die HFOV (High frequency oscillation ventilation) zur Verfügung [47–51].

HFPPV ist eine Hochfrequenzbeatmung mit positivem Druck mit Beatmungsfrequenzen von 60–100/Minute. Es kommen konventionelle, volumengesteuerte Ventilatoren zum Einsatz, das Atemzugvolumen beträgt 200–300 ml. Die Expiration ist passiv. Der bevorzugte Einsatz ist nicht die Intensivmedizin, sondern im Rahmen einer Beatmung bei laryngoskopischen oder bronchoskopischen Eingriffen.

HFJV ist eine Jet-Beatmung, wobei der Jet aus einer Hochdruckquelle über einen intratracheal applizierten Katheter insuffliert wird. Die Frequenz beträgt 100–150/Minute, die Expiration ist passiv.

HFOV ist eine Hochfrequenzoszillationsbeatmung mit Frequenzen von 180–3500/Minute. Der Hochfrequenzoszillator gewährleistet über hochfrequente Schwingungen eine Inspiration und saugt das Gas in der Expiration wieder ab. Diese Methode erlaubt eine bessere Kohlendioxidelimination.

Beim Wirkungsprinzip spielen mehrere physikalische Momente eine Rolle. Im Vordergrund steht dabei die Entwicklung eines intrinsischen PEEPs, die Erhöhung des mittleren intrapulmonalen Drucks und damit die Zunahme der funktionellen Residualkapazität und des intrapulmonalen Volumens. Bei der HFOV erfolgt die Lungenexpansion durch einen kontinuierlichen hohen Distensionsdruck, wodurch die Lunge in einer Inspirationsstellung verbleibt. So können kollabierte Alveolarbereiche für den Gasaustausch rekrutiert werden. Durch die Oszillation mit Schwingungen der gesamten Gassäule zwischen 4 und 6 Hz werden verschiedene physikalische Effekte aktiviert, die den Gasaustausch gewährleisten.

Die ACCP-Konsensuskonferenz fordert zu Recht, dass der Anwender mit dieser Beatmungsform besonders vertraut sein muss. Im Hinblick auf die konventionellen Beatmungsformen sind die HFV nicht eindeutig in Bezug auf Morbidität, Letalität, Herz-Kreislauf-Funktion und Gasaustausch überlegen. Als mögliche Indikationen kommen das ARDS aber auch Barotraumatata und große bronchopleurale Lecks in Betracht [47–49].

Zusammenfassend ist zu fordern, dass es eine Grundvoraussetzung für den therapeutischen Einsatz einer Beatmungsmaschine ist, die Arbeitsprinzipien der eingesetzten Maschine verstanden zu haben, unabhängig von der firmenspezifischen Terminologie. Dabei ist erhöhte Aufmerksamkeit den eingesetzten Variablen zu widmen, durch die der angebotene Beatmungsmodus definiert wird.

Literatur

- 1 American Association for Respiratory Care. Consensus statement on the essentials of mechanical ventilators. *Respir Care* 1992; 37: 1000–1008
- 2 Branson RD, Chatburn RL. Technical description and classification of modes of ventilator operation. *Respir Care* 1992; 37: 1026–1044
- 3 Chatburn RL. Classification of mechanical ventilators. *Respir Care* 1992; 37: 1009–1025
- 4 Slutsky AS. ACCP consensus conference: Mechanical ventilation. *Chest* 1993; 104: 1833–1859
- 5 Tobin JT. Mechanical Ventilation. *N Engl J Med* 1994; 330: 1056–1061
- 6 Giuliani R, Mascia L, Recchia F et al. Patient-ventilator interaction during synchronized intermittent mandatory ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 1995; 151: 1–9
- 7 Chatburn RL, Branson RD. Classification of mechanical ventilators. In: MacIntyre NR, Branson RD. *Mechanical ventilation*. Philadelphia, London, New York, St. Louis, Sydney, Toronto: W.B. Saunders Company 2001: 2–50
- 8 Day S, MacIntyre NR. Ventilator alarm systems. *Prob Respir Care* 1991; 4: 118–126
- 9 MacIntyre NR, Day S. Essentials for ventilator-alarm systems. *Respir Care* 1992; 37: 1108–1112
- 10 Esteban A, Alia I, Gordo F et al. Prospective randomized trial comparing pressure-controlled ventilation and volume-controlled ventilation in ARDS. *Chest* 2000; 117: 1690–1696
- 11 Branson RD. New modes of mechanical ventilation. *Curr Opin Crit Care* 1999; 5: 33–42
- 12 Nightingale P. Pressure controlled ventilation – a true advance? *Clin Intensive Care* 1994; 5: 114–122
- 13 Prella M, Feihl F, Domenighetti G. Effects of short-term pressure-controlled ventilation on gas exchange, airway pressure, and gas distribution in patients with acute lung injury/ARDS. *Chest* 2002; 122: 1382–1388
- 14 Cohen AT, Parsloe MRJ. Modes of ventilation: SIMV for all? *Intensive Care World* 1987; 4: 58–62
- 15 Heenan TJ, Downs JB, Douglas ME et al. Intermittent mandatory ventilation: is synchronisation important? *Chest* 1980; 77: 598–602
- 16 Luce JM, Pierson DJ, Hudson LD. Intermittent mandatory ventilation. *Chest* 1981; 79: 678–685
- 17 Weismann IM, Rinaldo JE, Rogers RM et al. Intermittent mandatory ventilation. *Am Rev Respir Dis* 1983; 127: 641–647
- 18 Baum M, Benzer H, Putensen C et al. Biphase positive airway pressure (BIPAP) – eine neue Form der augmentierten Beatmung. *Anaesthesist* 1989; 38: 452–458
- 19 Hörmann C, Baum M, Putensen C et al. Biphasic positive airway pressure (BIPAP) – a new mode of ventilatory support. *Eur J Anaesthesiol* 1994; 11: 37–42
- 20 Putensen C, Mutz NJ, Putensen-Himmer G et al. Spontaneous breathing during ventilatory support improves ventilation-perfusion distributions in patients with acute respiratory distress syndrome. *Am J Respir Crit Care Med* 1999; 159: 1241–1248
- 21 Hewlett AM, Platt AS, Terry VG. Mandatory minute ventilation. *Anaesthesia* 1977; 32: 163–169
- 22 Sasso CSH. Positive pressure ventilation: Alternate modes. *Chest* 1991; 100: 1421–1429
- 23 Brochard L. Inspiratory pressure support. *Eur J Anaesthesiol* 1994; 11: 29–36
- 24 Campell RS, Branson RD. Ventilatory support for the 90s: Pressure support ventilation. *Respir Care* 1993; 38: 526–537
- 25 Mols G, Ungern-Sternberg B von, Rohr E et al. Respiratory comfort and breathing pattern during volume proportional assist ventilation and pressure support ventilation: a study on volunteers with artificially reduced compliance. *Crit Care Med* 2000; 28: 1940–1946
- 26 Tokioka H, Saito S, Kosaka F. Effect of pressure support ventilation on breathing pattern and respiratory work. *Intensive Care Med* 1989; 15: 491–494
- 27 Vitacca M, Bianchi L, Zanotti E et al. Assessment of physiologic variables and subjective comfort under different levels of pressure support ventilation. *Chest* 2004; 126: 851–859
- 28 Cane RD, Peruzzi WT, Shapiro BA. Airway pressure release ventilation in severe acute respiratory failure. *Chest* 1991; 100: 460–463
- 29 Downs JB, Stock MC. Airway pressure release ventilation: a new concept in ventilatory support. *Crit Care Med* 1987; 15: 459–461

- ³⁰ Florete OJ, Banner MJ, Banner TE et al. Airway pressure release ventilation in a patient with acute pulmonary injury. *Chest* 1989; 96: 679–682
- ³¹ Putensen C, Zech S, Zinslerling J. Effect of early spontaneous breathing during airway pressure release ventilation on cardiopulmonary function. *Am J Respir Crit Care Med* 1998; 157: A45
- ³² Stock MC, Downs JB, Frohlicher DA. Airway pressure release ventilation. *Crit Care Med*. 1987; 15: 462–466
- ³³ Sydow M, Burchardi H, Ephraim E et al. Long term effects of two different ventilatory modes on oxygenation in acute lung injury. Comparison of airway pressure release ventilation and volume controlled inverse ratio ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 1994; 149: 1550–1556
- ³⁴ Ambrosino N, Rossi A. Proportional assist ventilation (PAV): a significant advance or a futile struggle between logic and practice? *Thorax* 2002; 57: 272–276
- ³⁵ Bigatello LM, Nishimura M, Imanaka H et al. Unloading of the work of breathing by proportional assist ventilation in a lung model. *Crit Care Med* 1997; 25: 267–272
- ³⁶ Marantz S, Patrick W, Webster K et al. Response of ventilator-dependent patients to different levels of proportional assist ventilation. *J Appl Physiol* 1996; 80: 397–403
- ³⁷ Navalesi P, Hernandez P, Wongs A et al. Proportional assist ventilation in acute respiratory failure: effects of breathing pattern and inspiratory effort. *Am J Respir Crit Care Med* 1996; 154: 1330–1338
- ³⁸ Ranieri VM, Grasso S, Mascia L et al. Effects of proportional assist ventilation on inspiratory muscle effort in patients with chronic obstructive pulmonary disease and acute respiratory failure. *Anesthesiology* 1997; 86: 79–81
- ³⁹ Younes M. Proportional assist ventilation: a new approach to ventilatory support. *Am Rev Respir Dis* 1992; 45: 114–120
- ⁴⁰ Younes M, Puddy A, Roberts D et al. Proportional assist ventilation: Results of clinical trial. *Am Rev Respir Dis* 1992; 145: 121–129
- ⁴¹ Guttman J, Haberthür C, Mols G et al. Automatic tube compensation (ATC). *Neth J Crit Care* 2002; 6: 10–14
- ⁴² Fabry B, Haberthür C, Zappe D et al. Breathing pattern and additional work of breathing in spontaneously breathing patients with different ventilatory demands during inspiratory pressure support and automatic tube compensation. *Intensive Care Med* 1997; 23: 545–552
- ⁴³ Guttman J, Bernhard H, Mols G et al. Respiratory comfort of automatic tube compensation and inspiratory pressure support in conscious humans. *Intensive Care Med* 1997; 23: 1119–1124
- ⁴⁴ Abraham E, Yoshihara G. Cardiorespiratory effects of pressure controlled inverse ratio ventilation in severe respiratory failure. *Chest* 1989; 96: 1356–1359
- ⁴⁵ Marcy TW, Marini JJ. Inverse ratio ventilation in ARDS. Rationale and implement. *Chest* 1991; 100: 494–504
- ⁴⁶ Shanholtz C, Brower R. Should inverse ratio ventilation be used in adult respiratory distress syndrome? *Am J Respir Crit Care* 1994; 149: 1354–1358
- ⁴⁷ Derdak S, Metha S, Stewart TE et al. The Multicenter Oscillatory Ventilation for Acute Respiratory Distress Syndrome Trial (MOAT) Study Investigators: High-Frequency Oscillatory Ventilation for acute Respiratory Distress Syndrome in Adults: A Randomized, Controlled Trial. *Am J Respir Crit Care Med* 2002; 166: 801–808
- ⁴⁸ Galvin I, Krishnamoorthy R, Saad RSG. Management of advanced ARDS complicated by bilateral pneumothoraces with high-frequency oscillatory ventilation in an adult. *Br J Anaesthesia* 2004; 93 (3): 454–456
- ⁴⁹ Ritacca FV, Stewart TE. High-frequency oscillatory ventilation in adults – a review of the literature and practical applications. *Crit Care* 2003; 7 (5): 385–390
- ⁵⁰ Slutsky AS. High-frequency ventilation. *Intensive Care Med* 1991; 17: 375–376
- ⁵¹ Smith BE. High-frequency ventilation: past, present and future. *Br J Anaesth* 1990; 65: 130–138

Bereits publizierte Beiträge zu dieser Serie:

- ¹ Pathophysiologische Grundlagen der mechanischen Beatmung. *Pneumologie* 2006; 60: 100–110