Beatmungssteuerung mit Hilfe von Messwerten des Drucks und des Gasflusses

Roland Hentschel

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

Übersicht

Einleitung 297
Parameter und Darstellungsformen 298
Beatmungsdruck-Zeit-Diagramm 298
Besonderheiten der Beatmung bei Frühgeborenen 302
Flow-Zeit-Diagramm 304
Atemschleifen 309
Trenddarstellungen 311
Zusammenfassung 312

Verwendete Abkürzungen

AMV = Atemminutenvolumen
AMV_{eff} = effektives Atemminutenvolumen
C = Compliance (Dehnbarkeit)
C_{rs} = Compliance des respiratorischen Systems
C_s = Compliance des Schlauch-/Befeuchtersystems
f = Beatmungsfrequenz
FiO_2 = inspiratorische Sauerstoffkonzentration
FRC = funktionelle Residualkapazität
MAP = mittlerer Atemwegsdruck
p_aO_2 = arterieller Sauerstoffpartialdruck
p_aCO_2 = arterieller Kohlendioxidpartialdruck
PC-IRV = Pressure Controlled Inversed Ratio Ventilation
PEEP = positiver endexspiratorischer Druck
PIP = (gemessener) Spitzendruck
R = Resistance (Atemwegswiderstand)
R_{exsp} = exspiratorische Resistance
R_{insp} = inspiratorische Resistance
SIMV = Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation
T_{exsp} = Exspirationszeit
T_{insp} = Inspirationszeit
TLC = Total Lung Capacity, Totalkapazität
V_T = Tidalvolumen
$V_{T\,alv}$ = alveolärer Anteil des V_T
$V_{T\,d}$ = Totraumanteil des V_T
$\dot{V}$ = Flow (erste Ableitung des Volumens)
$\dot{V}_{exsp}$ = exspiratorischer Flow
$\dot{V}_{insp}$ = inspiratorischer Flow

Einleitung

Moderne Beatmungsgeräte ermöglichen heute eine Vielzahl von unterschiedlichen Beatmungsformen. Sie können darüber hinaus dank moderner, schnell reagierender Hochleistungssensoren Druckwerte präzise erfassen und die Beatmung entsprechend regeln. Fortschritte haben darüber hinaus die Methoden der exakten Messung des Gasflusses gemacht, die sowohl zur Triggerung des Beatmungshubs, als auch zur Messung des Tidalvolumens erforderlich sind. Diese Techniken haben die Beatmung von Frühgeborenen in den letzten Jahren wesentlich beeinflusst [1].

Viele der erfassten Parameter und davon abgeleitete Rechengrößen können im Display des Beatmungsgeräts dargestellt und aktiv überwacht werden. Für die meisten von ihnen können darüber hinaus Alarmgrenzen eingestellt werden, die bei sich ändernden Beatmungsbedingungen vor potenziell kritischen Situationen warnen.

Eine Vielzahl von Trenddiagrammen, Messwerten und Grafiken wird heute von den Beatmungsgeräten standardmäßig angezeigt, sie dienen der Überwachung der Beatmung über eine gewisse Zeitspanne und gestatten die numerische oder grafische Abbildung jedes einzelnen Atemzugs. Daraus kann eine Vielzahl von Informationen abgeleitet werden, die eine differenzierte Inter-

pretation der pulmonalen und beatmungstechnischen Situation gestatten.

Die Interpretation wichtiger *Kenngrößen der Beatmung* ist zur differenzierten Beatmungssteuerung unverzichtbar. Dabei geht es im Wesentlichen um

- die Patientenüberwachung,
- die Erkennung von Problemen der (künstlichen) Atemwege,
- die Optimierung der Beatmung, insbesondere
  - der Frequenz,
  - des I-E-Verhältnisses,
  - des Atemzugvolumens sowie
  - nach Surfactant-Behandlung.

Auf diese Themen soll im vorliegenden Beitrag eingegangen werden.

Parameter und Darstellungsformen

Alle modernen Beatmungsgeräte, die neben der obligatorischen Messung des Beatmungsdrucks über die Zeit auch über eine Vorrichtung zur exakten Messung des Atemgasstroms verfügen, können bestimmte Parameter als kontinuierlich fortgeschriebene *X-Y-Diagramme* darstellen, zum Beispiel folgende:

- Beatmungsdruck-Zeit-Diagramm
- Flow-Zeit-Diagramm
- Volumen-Zeit-Diagramm

Dabei werden jeweils Druck, Atemgasfluss *(Flow)* und gelegentlich auch das Tidalvolumen auf der senkrechten Achse gegen die Zeit auf der waagrechten Achse in Echtzeit aufgetragen. Das Volumen, das bei entsprechend mit einem Flow-Sensor ausgestatteten Beatmungsgeräten auch für jeden Atemzug numerisch angezeigt werden kann, wird dabei als Integral des Atemgasflusses über die Zeit (Ein- oder Ausatemzeit) berechnet. Zumeist wird für die Berechnung des *Tidalvolumens* (V_T) das ausgeatmete Volumen angegeben, da bei einem Leck am Beatmungstubus dieses inspiratorisch größer ist als exspiratorisch, und dementsprechend das ausgeatmete Volumen eher dem tatsächlich applizierten V_T entspricht. Die Skalierung der beiden Achsen ist für die Darstellung meist frei wählbar.

Darüber hinaus gestatten viele Beatmungsgeräte auch die Darstellung von *Atemschleifen*, die jeweils einen kompletten Beatmungshub des Geräts bzw. einen spontanen Atemzug des Patienten vom Beginn der Inspiration bis zum Ende der Exspiration abbilden.

Im Folgenden soll dargestellt werden, welchen Nutzen *Druck-Zeit-Diagramme* („Druckkurven") und *Fluss-Zeit-Diagramme* („Flusskurven") im Hinblick auf die Patientenüberwachung, die Erkennung von Problemen der (künstlichen) Atemwege und die Optimierung der Beatmung in der Neonatologie haben.

Beatmungsdruck-Zeit-Diagramm

Das Beatmungsdruck-Zeit-Diagramm gibt den Verlauf des Beatmungsdrucks über die Zeit wieder. Sowohl unter Spontanatmung als auch unter maschineller Beatmung gibt es zu jedem Zeitpunkt nur positive Druckwerte.

An der Druckkurve interessiert im Wesentlichen nur die Form des Druckverlaufs, allenfalls noch das Maximum, dieses wird aber auch als numerischer Wert von jedem Beatmungsgerät angezeigt.

Die meisten Beatmungsgeräte gestatten ein „Einfrieren" des Displays. Auf diese Weise ist es möglich, die Form des Druck-Zeit-Diagramms genauer zu analysieren. Bei vielen Beatmungsgeräten ist es auch möglich, Diagramme als Referenz zu speichern und später mit Diagrammen unter veränderten Beatmungsparametern zu vergleichen. Dies kann ebenfalls sinnvoll sein, wenn dadurch Vergleiche zwischen dem Zustand vor und nach einer Behandlung (Surfactant, Inhalation) angestellt werden können.

Ein gespeichertes Beatmungsdruck-Zeit-Diagramm gestattet eine Vielzahl von grob-quantitativen Analysen. Die nachfolgenden Ausführungen gelten alle ausschließlich für Beatmungsdruck-Zeit-Diagramme („Druckkurve"), bei denen kein Leck vorliegt.

Vom Beginn der Inspiration bis zum Ende der Exspiration enthält die Beatmungsdruck-Kurve sechs mehr oder weniger prägnante Punkte, die eine Abschätzung der mechanischen Lungenfunktion gestatten. Dies setzt jedoch das in der Pädiatrie übliche *Constant-Flow-Beatmungsgerät*, eine Plateaubeatmung und das Fehlen eines Lecks voraus.

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

Die nachfolgende Darstellung orientiert sich an Abb. **1**. Es handelt sich bei dem gezeigten Beispiel um einen einzelnen Beatmungshub aus einem Constant-Flow-Beatmungsgerät, bei dem mittels der inspiratorischen Druckbegrenzung eine Plateaubeatmung eingestellt wurde.

Der schnelle initiale Druckanstieg zu Beginn der Inspiration (**A** → **B**) reflektiert das Produkt aus *„Constant Flow"* (Atemgasfluss) des Beatmungsgeräts und *inspiratorischer Resistance* (R_{insp}). Je höher die Resistance von Tubus und Atemwegen und je größer der Atemgasfluss ist, umso steiler ist dieser initiale Anstieg. Eine schonende Beatmung erkennt man am Fehlen dieses initialen Drucksprungs. Der Drucksprung ist in der Regel genau so groß, wie der Druckabfall vom tatsächlichen Spitzendruck bis zum eingestellten Plateaudruck (**C** → **E**).

Die Steigung vom oberen Ende des Drucksprungs bis zum Spitzendruck (**B** → **C**, identisch mit **A** → **D**) entspricht dem Quotienten $\dot{V}/C$; je größer C (die *Compliance*) ist, umso geringer ist die Steigung dieser Geraden, je höher $\dot{V}$ (der *Flow*), umso steiler ist sie.

Vom Beginn der Plateauphase bis zu ihrem Ende (**D** → **E**) kommt es zu einem meist nur geringen Druckabfall, der bei fehlendem Leck dem Druckausgleich zwischen den großen Atemwegen und den Alveolen *(Pendelluft)* entspricht. Der Druckabfall vom Ende der Plateauphase bis zum Ende der Exspirationsphase (**E** → **F**) entspricht dem Quotienten aus *Tidalvolumen* (V_T) und *Compliance* (V_T/C) oder dem Produkt $R_{exsp} \times \dot{V}_{exsp}$ aus *exspiratorischer Resistance* (R_{exsp}) und *exspiratorischem Flow* ($\dot{V}_{exsp}$). Mit zunehmendem V_T wird der Druckabfall größer, mit zunehmender Compliance geringer. Die Geschwindigkeit des Druckabfalls reflektiert zugleich die R_{exsp} oder die Höhe des $\dot{V}_{exsp}$.

Merke: Die differenzierte Betrachtung des (eingefrorenen) Beatmungsdruck-Zeit-Diagramms gestattet eine Abschätzung der in- und exspiratorischen Resistance, der Compliance und des Tidalvolumens. Sie ist jedoch auch abhängig vom eingestellten Atemgasfluss.

Liegt keine Plateaubeatmung vor, so kann wegen fehlender Äquilibrierung der Drücke die Druckkurve nicht zur Abschätzung von Compliance, Resistance oder V_T herangezogen werden. Auch bei einem deutlichen Leck ist eine Analyse der Kurvenform in der oben angegebenen Weise nicht möglich.

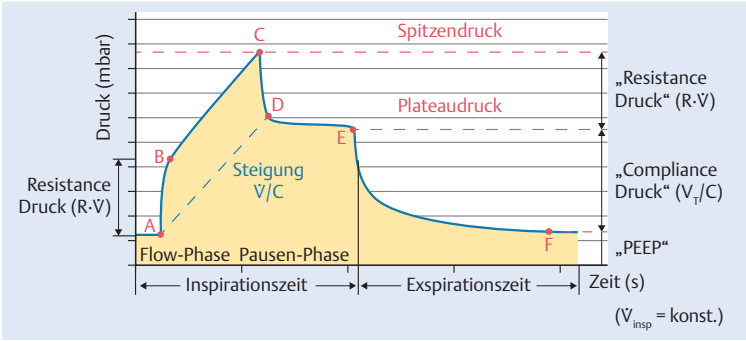

Abb. **1** Beatmungsdruck-Zeit-Diagramm bei volumenkontrollierter „Constant-Flow-Beatmung". Zur Bedeutung der markanten Punkte „A" bis „F" siehe Text. Abkürzungen s. Übersicht.

Analysen der Kurvenform erlauben verständlicherweise nur eine grob-orientierende Charakterisierung, für subtile Rückschlüsse ist das Verfahren nicht geeignet. Selbstverständlich hängt die Möglichkeit einer solchen Analyse von der Taktfrequenz der Drucksensoren, von der Größe des Diagramms auf dem Display und von dessen grafischer Auflösung ab. Für genauere Analysen stehen die numerischen Werte der entsprechenden Parameter oder Kalkulationen aus dem internen Rechenprogramm des Beatmungsgeräts zur Verfügung. Die Kenntnis dieser Zusammenhänge erleichtert jedoch das Verstehen der mechanischen Abläufe in den unterschiedlichen Phasen des Atemzyklus.

Änderungen von *Compliance* und *Resistance* haben auch Einflüsse auf den Spitzendruck. Stellt man eine volumenkonstante Beatmung ein, so sinkt dieser, wenn die inspiratorische Resistance (R_{insp}) ansteigt, z. B. bei einer Sekretansammlung im Tubus, der Plateaudruck bleibt hingegen gleich. Wichtig ist, dass die inspiratorische Resistance nicht mit der exspiratorischen übereinstimmen muss; diese wird von den meisten Beatmungsgeräten, die über einen Flow-Sensor verfügen, numerisch angezeigt, analysiert wird dabei das ausgeatmete Tidalvolumen.

Erkennbar wird die „überschießende" Druckspitze nur, wenn der Atemgas-Flow sehr hoch eingestellt ist, was eigentlich vermieden werden sollte (s. u.). Ändert sich hingegen bei einer volumenkonstanten Beatmung – erneut mit einem hohen Atemgas-Flow – der Spitzendruck um den gleichen Betrag und in die gleiche Richtung wie der Plateaudruck, so hat sich die Compliance der Lunge verändert: Sinkt der Druck, so hat die Compliance zugenommen und umgekehrt (Abb. **2**).

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

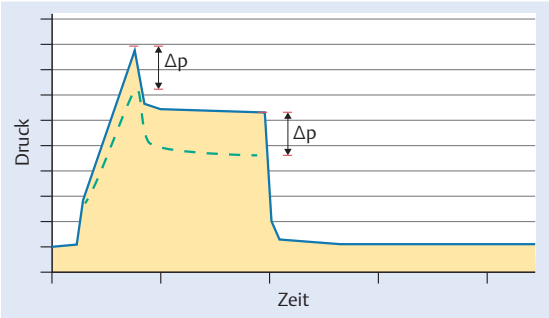

Abb. **2** Veränderung der Compliance. Sie führt bei fehlender Änderung der Beatmung zur Änderung des Spitzendrucks und des Plateaudrucks in die gleiche Richtung und um den gleichen Betrag. Gilt nur für volumenkonstante Beatmung bei hohem Atemgas-Flow.

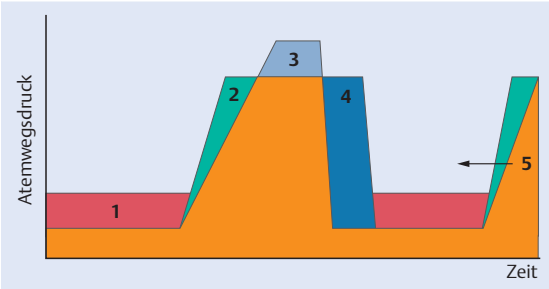

Abb. **3** Schematische Darstellung der fünf Möglichkeiten, den mittleren Atemwegsdruck zu erhöhen. **1** Höherer PEEP; **2** steilerer Druckanstieg (entspricht einer Erhöhung des Flows); **3** höherer PIP; **4** längere Inspirationszeit (T_{insp}); **5** kürzere Exspirationszeit (T_{exsp}) (entspricht einer Erhöhung der Frequenz).

Mittlerer Atemwegsdruck (MAP)

Die Beatmungsdruckkurve bestimmt den MAP, der innerhalb gewisser Grenzen ein direktes Maß für die Oxygenierung darstellt. Der MAP errechnet sich nach folgender Formel:

$$MAP = f \times T_{insp}/60 \times (PIP - PEEP) + PEEP$$

Daraus ergibt sich, dass der MAP durch folgende fünf Maßnahmen erhöht werden kann (Abb. **3**):

- Erhöhung des PEEP
- Erhöhung des Flows (führt zu einem steileren Druckanstieg)
- Erhöhung des Spitzendrucks (PIP)
- Verlängerung der Einatemzeit (T_{insp}) mit deutlicher inspiratorischer Pause
- Verkürzung der Ausatemzeit (T_{exsp}); führt bei gleicher Einatemzeit zu einer Erhöhung der Beatmungsfrequenz (f)

Rechteckige Druckkurve

Ist am Beatmungsgerät eine rechteckige Druckkurve erkennbar, ist der inspiratorische Flow in jedem Fall zu hoch und sollte sofort reduziert werden, um Lungenschäden beim Neugeborenen zu vermeiden. In der Beatmung von Neugeborenen sollte diese Beatmungsform grundsätzlich nicht angewendet werden, da sie ein unnötiges *Ergotrauma* für das noch sehr vulnerable Lungengewebe darstellt und nach tierexperimentellen Befunden einen inhibitorischen *Hering-Breuer-Reflex* auslösen kann, so dass die Spontanatmung unterdrückt wird [2].

Andererseits kann die Kombination von hohen Frequenzen und kurzen Einatemzeiten bei gleichzeitig hohen inspiratorischen Gasflüssen und einem engen Tubus zumindest im Lungenmodell die Ventilation verbessern [3].

Das Ergotrauma wird durch dissipative Energie verursacht, die durch den Beatmungshub auf das Lungengewebe ausgeübt wird und die nicht der Überwindung von elastischen und resistiven Kräften oder der Gasbeschleunigung (Überwindung der Inertance) dienen. Diese Energie wird in eine unphysiologische, rasche Überdehnung der luftleitenden Strukturen „gesteckt" und kann unter Umständen der Entwicklung einer BPD Vorschub leisten.

Sinusoidale Druckkurve

Aber auch die aus der Erwachsenenmedizin übernommene Gewohnheit, eine inspiratorische Pause und damit ein Druckplateau einzustellen (sinusoidale Druckform), sollte in der Neugeborenenmedizin, besonders bei Frühgeborenen, möglichst vermieden werden.

Die Begründung für eine Plateaubeatmung bei einem schweren ARDS, bei dem trotz einer FiO_2 von annähernd 1,0 eine Hypoxämie vorliegt, ergibt sich allein aus der Tatsache, dass durch einen schnellen Druckanstieg mit anschließendem langem Plateau der

Formen des Beatmungsdruck-Zeit-Diagramms

Die klassische Beatmungsform in der Neonatologie ist die zeitgesteuerte Beatmung mit einem *Constant-Flow-Beatmungsgerät*; dabei bricht die Inspiration nach der vorgewählten Einatemzeit (T_{insp}) ab, unabhängig davon, ob ein bestimmtes Tidalvolumen (V_T) oder ein festgelegter Beatmungsdruck (PIP) erreicht worden ist oder nicht.

Die Beatmungsdruckkurve (Druck-Zeit-Kurve) kann prinzipiell folgende Formen aufweisen:

- rechteckig
- schneller Anstieg mit anschließendem Plateau (sinusoidal)
- spitzwinklig (linear)

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

Einsatzgebiete einer Plateaubeatmung

Eine Plateaubeatmung ist in der Neonatologie nur sinnvoll bei

- einem schweren ARDS mit ausgeprägter Hypoxämie,
- einem deutlichen Tubusleck,
- einer sehr kurzen Einatemzeit unter ca. 0,25 s,
- einer Beatmungsform mit Volumengarantie.

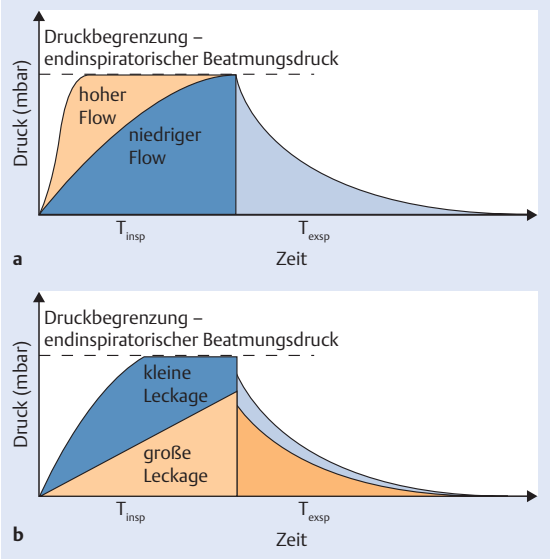

Abb. **4 a, b** Veränderung des Druck-Zeit-Diagramms in Abhängigkeit vom Atemgas-Flow (**a**) und von der Größe des Tubuslecks (**b**). In **a** entspricht die obere Kurve einem rechteckigen Beatmungsmuster, die untere Kurve einer Plateaubeatmung mit sinusoidalem Flow.

Beatmungsmitteldruck angehoben werden kann (Abb. **3**), so dass sich unter Umständen die Oxygenierung verbessern lässt. Dies gilt aber nur, wenn zugleich eine komplette Ausatmung gewährleistet ist.

Merke: Die Form des Beatmungsdruck-Zeit-Diagramms – spitzwinklig, sinusoidal oder rechteckig – hat einen entscheidenden Einfluss auf die Konstanz des Tidalvolumens, aber möglicherweise auch auf die Vermeidung eines Ergotraumas.

Bei einem deutlichen Tubusleck kann eine Plateaubeatmung sinnvoll sein, insbesondere dann, wenn das Leck variabel ist (Abb. **4**).

Die Begründung für eine Plateaubeatmung bei sehr kurzer Inspirationszeit ergibt sich aus der Inertance des Atemgases.

Plateaubeatmung und Ergotrauma

Die Vorstellung, dass nur in der Plateauphase ein Gasaustausch stattfindet, ist ein weit verbreiteter Irrtum. Der Gasaustausch findet zu jedem Zeitpunkt statt, so lange ein pO_2- bzw. pCO_2-Gradient zwischen Alveole und Kapillare besteht, das heißt, selbst bei einer intermittierend gestoppten Beatmung.
Die Plateauzeit muss als „verschenkte Zeit“ angesehen werden, da zu diesem Zeitpunkt der Atemgasstrom sistiert, das heißt, der konvektive Transport ist bereits beendet. Dieser ist aber die einzige Begründung für die Anwendung eines Überdrucks auf die luftleitenden Räume bis hinab zu den Alveolen.
Allenfalls kann man argumentieren, dass bei einer sehr kurzen Einatemzeit das am Beatmungsgerät gemessene Druckplateau mit dem gleichzeitigen Sistieren des Atemgasstroms nicht die mechanischen Verhältnisse in den terminalen Atemwegen widerspiegelt, wo durchaus noch ein Gaseinstrom und ein Druckanstieg stattfinden können.
Die Erklärung für diese zeitliche Dissoziation von Druck- und Flow-Verlauf zwischen Beatmungsgerät und terminalen Atemwegen ist die *Inertance*, das heißt die Trägheit der zu bewegenden „Gassäule“. Deshalb kann als Ausnahme von der oben genannten Grundregel („spitzwinklige Beatmung“) auch eine sehr kurze Einatemzeit von weniger als ca. 0,25 s angenommen werden, insbesondere, wenn der Tubus sehr eng ist [4].
Die Beatmungsdruckkurve sollte deshalb bei der Beatmung von Früh- und Neugeborenen, abgesehen von den genannten Ausnahmen, bevorzugt spitzwinklig sein.

Bei einer volumenkontrollierten Beatmungsform kann ein inspiratorisches Plateau dann entstehen, wenn das eingestellte Tidalvolumen schon vorzeitig erreicht wird, beispielsweise bei einer aktiven Einatmung des Patienten synchron mit der maschinellen Inspiration; in diesem Fall wird das Ausatemventil vorzeitig geringfügig so weit geöffnet, dass ein Plateau entsteht. Keinesfalls sollte aber bei einer volumenkontrollierten Beatmungsform jeder Beatmungshub mit einem inspiratorischen Plateau enden. In diesem Fall sollte der inspiratorische Flow reduziert werden.

Spitzwinklige, lineare Druckkurve

Die Plateaubeatmung, das heißt die Beatmung mit einer inspiratorischen Pause, ist eine druckkonstante Beatmungsform. Mit Hilfe einer spitzwinkligen Beatmung lässt sich eine „quasi-volumenkontrollierte“ Beatmung realisieren (Abb. **5**).

Merke: Die spitzwinklige Beatmung (lineare Druckform) als Alternative zur Plateaubeatmung führt zu einer „quasi-volumenkontrollierten“ Be-

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

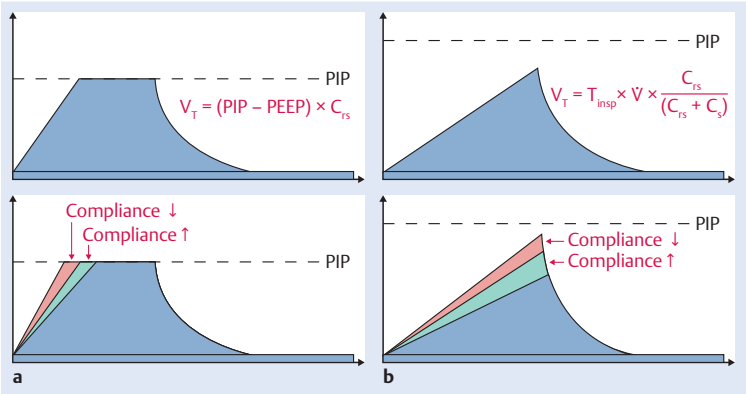

Abb. **5 a, b** Vergleich der (**a**) Plateaubeatmung mit (**b**) einer spitzwinkligen Beatmung im Druck-Zeit-Diagramm. Effekte durch ansteigende oder abfallende Compliance und Berechnung des zugehörigen Tidalvolumens (V_T).

atmung und damit zumindest theoretisch zu weniger Ergotrauma.

Dies ist insbesondere dann wichtig, wenn
- die Anwendung eines Flow-Sensors nicht möglich oder nicht gewünscht ist, oder
- die Compliance und/oder die Resistance der Lunge sich kurzfristig ändern kann.

Je nach Beatmungsgerät kann der *Flow-Sensor*, der für eine volumenkontrollierte Beatmung erforderlich ist, eine mehr oder minder deutliche Vergrößerung des Totraumvolumens bewirken. Dies ist insbesondere bei der Beatmung extrem kleiner Frühgeborener von einer gewissen Bedeutung. Um kein unnötiges Ergotrauma durch das zusätzliche Totraumvolumen zu erzeugen, kann es deshalb eventuell sinnvoll sein, den Flow-Sensor zu entfernen.

Eine *kurzfristige Änderung von Compliance und Resistance* tritt insbesondere unmittelbar nach der Gabe von *Surfactant* auf. Während zunächst die Resistance ansteigt, die Compliance aber noch nicht, kommt es nach einiger Zeit zu einer Rückkehr der Resistance auf Normalwerte und zu einem gleichzeitigen Anstieg der Compliance (Abb. **6**) [5].

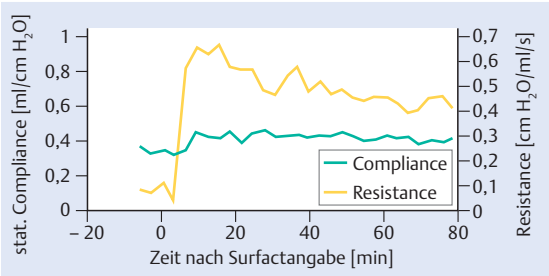

Abb. **6** Verlauf von Compliance und Resistance nach Gabe eines Bolus von bovinem Surfactant. Messung im Abstand von 3 Minuten bei einem einzelnen Frühgeborenen.

Die zeitliche Abfolge und das jeweilige Ausmaß dieser beiden Effekte, die über die Zeitkonstante (Produkt aus Compliance und Resistance) insbesondere die notwendige Dauer der Exspiration bestimmen, sind nicht sicher vorherzusagen. Durch eine Änderung, besonders der Compliance, aber auch der Resistance, kann das bei einer druckkonstanten Beatmung applizierte Tidalvolumen von Atemzug zu Atemzug stark variieren.

Die spitzwinklige Beatmungsdruckkurve garantiert innerhalb gewisser Grenzen mit einer gewissen Sicherheit relativ konstante Tidalvolumina, wie die nachfolgende Berechnung zeigt.

Tidalvolumen bei spitzwinkliger Beatmung und bei Plateaubeatmung

Die aus einer spitzwinkligen Beatmung bzw. Plateaubeatmung resultierenden Tidalvolumina errechnen sich nach unterschiedlichen Formeln.
Formel für die Berechnung des V_T bei einer *Plateaubeatmung*:
$V_T = (PIP - PEEP) \times C_{rs}$
Formel für die Berechnung des V_T bei einer *spitzwinkligen Beatmung*:
$V_T = T_{insp} \times \dot{V} \times \frac{C_{rs}}{(C_{rs}+C_s)}$
Die Compliance des Schlauch-/Befeuchtersystems (C_s) ist bauartbedingt immer sehr viel niedriger als die Compliance der Lunge, deshalb kann der Bruch $\frac{C_{rs}}{(C_{rs}+C_s)}$ pragmatisch mit 0,95 angesetzt werden. Die C_s kann dem Bedienerhandbuch entnommen werden.

Merke: Das Tidalvolumen wird bei der Plateaubeatmung von der Compliance-Änderung beeinflusst, bei der spitzwinkligen Beatmung jedoch nicht.

Besonderheiten der Beatmung bei Frühgeborenen

Die wesentlichen Besonderheiten der Beatmung von Frühgeborenen resultieren aus der für diese Patientengruppe typischen pathophysiologischen Situation; diese ist gekennzeichnet durch:
- die besondere Vulnerabilität aufgrund der anatomischen Unreife
- eine noch nicht komplett belüftete Lunge nach Geburt
- den Surfactantmangel
- die sich rasch ändernde Lungenmechanik (Compliance und Resistance)

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

Deshalb müssen bei der Beatmung von Frühgeborenen weiter reichende Überlegungen angestellt werden, als bei der Beatmung von Neugeborenen und Säuglingen. Insbesondere müssen die diagnostischen Möglichkeiten, die moderne Beatmungsgeräte bieten, zur Einstellung einer optimalen Beatmung genutzt werden. Dies soll im Folgenden an einem klinischen Beispiel erläutert werden.

Beatmung nach Surfactant-Gabe

Fallbeispiel Teil 1

Ein Frühgeborenes der 25. SSW mit ca. 600 g Geburtsgewicht, ohne vorangehende Lungenreifung, zeigt unmittelbar nach Geburt ein septisches Bild und ein schweres Atemnotsyndrom mit einer Lungencompliance von nur 0,3 ml/mbar. Bei einer spitzwinkligen Beatmung ist die Druckbegrenzung auf 20 mbar eingestellt, diese liegt aber oberhalb des tatsächlichen PIP, der mit 18 mbar gemessen wird. Nach der Gabe von Surfactant bessert sich die Compliance und steigt innerhalb einer Stunde auf einen Wert von 0,5 ml/mbar.
Je nach der Form der Druckkurve resultiert ein unterschiedliches Tidalvolumen nach Surfactant-Gabe, obwohl die Ausgangswerte identisch waren und keine Änderung der Beatmungsparameter vorgenommen wurde (Tab. **1**). Es ergibt sich bei spitzwinkliger Beatmungsdruckkurve ein annähernd konstantes Volumen, bei der Plateaubeatmung jedoch ein deutlicher Anstieg des V_T.

In diesem Beispiel steigt, obwohl keine Änderung der Beatmungsparameter vorgenommen wird, das V_T bei Plateaubeatmung mit einer Besserung der Compliance nach Surfactant-Gabe um 67 % an. Dieser Anstieg kann ein Volutrauma bewirken.

Zu beachten ist, dass zur Erzielung einer adäquaten Ventilation die T_{insp} bei spitzwinkliger Beatmung etwas länger und der gemessene PIP etwas höher sein müssen als bei der Plateaubeatmung. Der mittlere MAP ist dementsprechend ebenfalls etwas höher, er sinkt jedoch automatisch nach Surfactant-Behandlung durch den ebenfalls abfallenden PIP, was eine logische Konsequenz der verbesserten Compliance ist; bei der Plateaubeatmung bleibt der MAP jedoch unnötigerweise unverändert hoch. Der PIP liegt vor Surfactant-Gabe bei spitzwinkliger Beatmung auch nur kurzfristig am Ende der Inspiration höher als unter Plateaubeatmung.

Da ein identisches V_T in beiden Fällen resultiert, sollte nach dem Konzept des Volutraumas die Belastung der frühkindlichen Lunge trotz des kurzfristig höheren PIP nicht größer sein. Auch bei der Plateaubeatmung ist zu beachten, dass der PIP in der Inspiration kurzzeitig deutlich höher sein kann als der eingestellte Maximaldruck, der dem Plateaudruck entspricht. Dies ist ein bauartbedingter Schwachpunkt des Regelmechanismus von Beatmungsgeräten und kann je nach Gerät unterschiedlich deutlich ausfallen.

Der gemessene PIP fällt im Fallbeispiel bei spitzwinkliger Beatmung spontan von 18 auf 16 mbar ab; dies ist die Reaktion, die bei einer sich bessernden Compliance der umsichtige Therapeut unbedingt auch manuell am

Tabelle 1

Einstellwerte der Beatmung und Abhängigkeit des Tidalvolumens (V_T) von der Form des Druck-Zeit-Diagramms („Druckkurve"), jeweils vor und nach Surfactant-Behandlung.

	Compliance (ml/mbar)	$\dot{V}$ (l/min)	T_{insp} (s)	PEEP (mbar)	Eingestellte Druckgrenze (mbar)	Gemessener PIP (mbar)	MAP* (mbar)	V_T (ml)
Vor Surfactant								
Spitzwinklig	0,3	8	0,42	4,5	20	18	8,3	3,2
Plateau	0,3	10	0,35	4,5	15,5	15,5	7,1	3,3
Nach Surfactant								
Spitzwinklig	0,5	8	0,42	4,5	20	16	7,7	3,2
Plateau	0,5	10	0,35	4,5	15,5	15,5	7,1	5,5 (!)

* MAP (mittlerer Atemwegsdruck) unter der Annahme einer Beatmungsfrequenz von 40/min.

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

Beatmungsgerät vornehmen würde. Bei spitzwinkliger Beatmung geschieht dies automatisch, bei der Plateaubeatmung jedoch nicht, hier muss der eingestellte PIP unbedingt von 18 auf ca. 11,5 mbar reduziert werden, damit das V_T bei ca. 3,3 ml bleibt. Zu beachten ist auch, dass der inspiratorische Flow bei spitzwinkliger Beatmung niedriger sein kann als bei Plateaubeatmung (s. u.).

Zu demselben Ergebnis würde man im Fallbeispiel kommen, wenn man bei spitzwinkliger Beatmung einen Flow von 10 l/min und eine T_{insp} von 0,35 einstellen würde; auch der gemessene PIP wäre bei dieser Einstellung mit 18 bzw. 16 mbar vor und nach Surfactantgabe identisch.

Weitere Auslöser für Änderungen der Resistance oder Compliance

Die Gabe von Surfactant ist nicht das einzige klinische Ereignis, das innerhalb kurzer Zeit eine deutliche Änderung der mechanischen Eigenschaften der Lunge bewirkt; auch bei einer sich auflösenden Pneumonie, bei der kurzfristig jeweils sehr viel Sekret in der Lunge mobilisierbar ist, kann es durch Sekretverlegung in das Lumen von Bronchien oder in den Tubus zu einer kurzfristig ansteigenden Resistance kommen. Auch in dieser Situation kann das unter druckkonstanter Beatmung applizierte V_T stark variieren, so dass eine spitzwinklige Druckkurve oder irgendeine Form der Volumenüberwachung eingestellt werden sollte.
Die automatische Adaptation des Drucks und damit des V_T bei einer sich ändernden Compliance funktioniert in beide Richtungen, das heißt auch dann, wenn sich die Compliance, beispielsweise bei einer sich ausbildenden Atelektase oder einem beginnenden Lungenödem, verschlechtert.

Bedeutung des inspiratorischen und exspiratorischen Flows

Beim *Continuous-Flow-Beatmungsgerät* wirkt der eingestellte inspiratorische Flow ($\dot{V}_{insp}$) dauerhaft während jeder Phase der Beatmung. Wenn bei einer „weichen" Lunge ein niedriger PIP und ein niedriges V_T ausreichen, kann es vorkommen, dass bei einer spitzwinkligen Beatmung der niedrige Flow für spontane, nicht druckunterstützte Beatmungshübe nicht ausreicht. Der „exspiratorische" Flow ($\dot{V}_{exsp}$) muss jedoch ausreichend hoch sein, damit der Patient nicht das ausgeatmete Atemgas wieder einatmet.
Für diese Situation haben viele Beatmungsgeräte einen separat einstellbaren $\dot{V}_{exsp}$ eingerichtet. Der $\dot{V}_{insp}$ kann dann zum Beispiel bei 2,5 l/min liegen, er wirkt nur vom Beginn bis zum Ende der T_{insp}, der $\dot{V}_{exsp}$ kann dann jedoch deutlich höher gewählt werden. Hat ein Patient variable spontane Einatemzeiten, die durchaus bei nur 0,2 s liegen können, und das V_T des Patienten liegt bei 10 ml, so benötigt er einen $\dot{V}_{exsp}$ von mindestens 3 l/min für einen „unbehinderten" Spontanatemzug bei dieser sehr kurzen spontanen T_{insp}.

Der PIP wird bei einer spitzwinkligen Beatmung alleine über den Flow reguliert, die Druckobergrenze sollte 3–4 mbar oberhalb des beabsichtigten PIP eingestellt werden, um unvorhersehbare Druckspitzen ab einer gewissen Obergrenze zu verhindern.

Flow-Zeit-Diagramm

Das Flow-Zeit-Diagramm („Flow-Kurve") ist eigentlich die wichtigere der beiden üblichen Darstellungen am Beatmungsgerät; sie sollte deshalb unbedingt immer parallel zur Druckkurve dargestellt werden. Eine Flow-Kurve wird nur abgebildet, wenn ein Flow-Sensor eingebaut ist; dieser wird bei den meisten pädiatrischen Beatmungsgeräten zwischen Y-Konnektor und Tubus platziert und führt deshalb zu einem Anstieg des Totraums. Aus diesem Grund kann er bei Bedarf (z. B. kontrollierte Beatmung bei einem sehr kleinen Frühgeborenen ohne erkennbare regelmäßige Spontanatmung) optional entfernt werden.

Merke: Bei der Benutzung eines Flow-Sensors ist dieser regelmäßig, etwa dreimal pro Tag, zu eichen.

Kehrt der exspiratorische Flow nur sehr langsam zur Nulllinie zurück, so kann dies verschiedene Ursachen haben:

- Es kann eine Verlegung des Bronchus durch Sekret vorliegen oder eine Lumeneinengung durch eine Schleimhautschwellung; eine echte Obstruktion im Sinne einer bronchialen Spastik sollte ebenfalls ausgeschlossen werden (Abb. **7a**). Liegt eine periphere Schleimhautschwellung oder Sekretverlegung vor, und ist im Röntgenbild eine partielle Überblähung erkennbar, so sollte keinesfalls reflektorisch der PEEP reduziert werden; es sollte statt dessen darauf geachtet werden, dass jede Ausatmung komplett ist, und unbedingt ein ausreichender PEEP angewendet werden. Nur so kann erreicht werden, dass kein Ventilmechanismus entsteht, bei dem Atemgas in periphere Lungenanteile gelangt, jedoch wegen der in der Exspiration engeren Atemwege im Bereich einer lokalen Stenose (Schleimhautschwellung, Sekretverlegung) nicht mehr bei der Ausatmung zurück in die Trachea gelangt. Auch unmittelbar nach Surfactantgabe kann für einige Zeit der maximale $\dot{V}_{exsp}$ limitiert sein, so dass dieser nur langsam zur Nulllinie zurückkehrt (Abb. **7a**).
- Ist dagegen das Lumen des Tubus zu eng, so sind sowohl der $\dot{V}_{insp}$ als auch der $\dot{V}_{exsp}$ limitiert und verlaufen ohne eine echte Flow-Spitze, zugleich kehrt der $\dot{V}_{exsp}$ nur sehr langsam zur Nulllinie zurück

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

(Abb. **7 b**). Unter Umständen liegt das Problem aber auch in den künstlichen Atemwegen oder im Beatmungsschlauch: Der Tubus kann ebenfalls durch Sekret partiell obstruiert sein, oder er ist abgeknickt (Abb. **7 b**). Eine Abknickung kann auch entstehen, wenn bei einer nasalen Intubation der Tubus mit der Magill-Zange nicht tief genug eingeführt und dann von außen über die Nase weiter vorgeschoben wird. Gelingt das Absaugmanöver über den Tubus problemlos, so kann eine Obstruktion durch festes, anhaftendes Sekret oder durch eine Abknickung praktisch ausgeschlossen werden. Das Problem kann aber auch im exspirationsseitigen Anteil des Beatmungsschlauchsystems liegen. Dieser kann ebenfalls abgeknickt sein, oder das PEEP-Ventil ist verstopft bzw. hat sich verklemmt. Auch der Exspirationsfilter kann verstopft sein, z. B. nach der Inhalation bestimmter Medikamente, die leicht ausfallen.

- Da der Atemgas-Flow nicht distaler als am Tubuskonnektor gemessen werden kann, diese Position jedoch noch weit von den peripheren Atemwegen entfernt ist, ist zu berücksichtigen, dass distal davon noch Atemgas in die Peripherie strömen wird, wenn an der Messstelle der Atemgas-Flow bereits zur Nulllinie zurückgekehrt ist. Will man sicher sein, dass kein „inadvertent PEEP" entsteht, so sollte die Strecke, die der exspiratorische Flow auf der X-Achse einnimmt, in etwa noch einmal als Nullfluss verstreichen, ehe die nächste Inspiration beginnt (Abb. **7 c, d**).

Einatem-/Ausatemzeit, I-E-Verhältnis

Die Flow-Kurve kann zur Optimierung des I-E-Verhältnisses herangezogen werden, da sie z. B. eine inkomplette Ausatmung sichtbar macht; der üblicherweise auf der Y-Achse nach unten gerichtete exspiratorische Ausatemfluss bricht vor seiner Rückkehr zur Nulllinie ab und geht unmittelbar in einen Einatemfluss über (Abb. **7 c**, Abb. **8**). Geschieht dies mehrmals hintereinander, so kann sich ein gefährlicher „inadvertent PEEP" aufbauen: Da mit jeder inkompletten Ausatmung zusätzliches Gas in der Lunge verbleibt, steigt der Druck kontinuierlich an und liegt oberhalb des eingestellten PEEP-Wertes. Aus einem „inadvertent PEEP" und dem intrapulmonalen Druckanstieg kann eine allgemeine pulmonale Überblähung mit der Folge eines pulmonal-interstitiellen Emphysems oder eines Pneumothorax entstehen. Es ist dann sowohl der Gasaustausch gestört, als auch die pulmonale Zirkulation eingeschränkt.

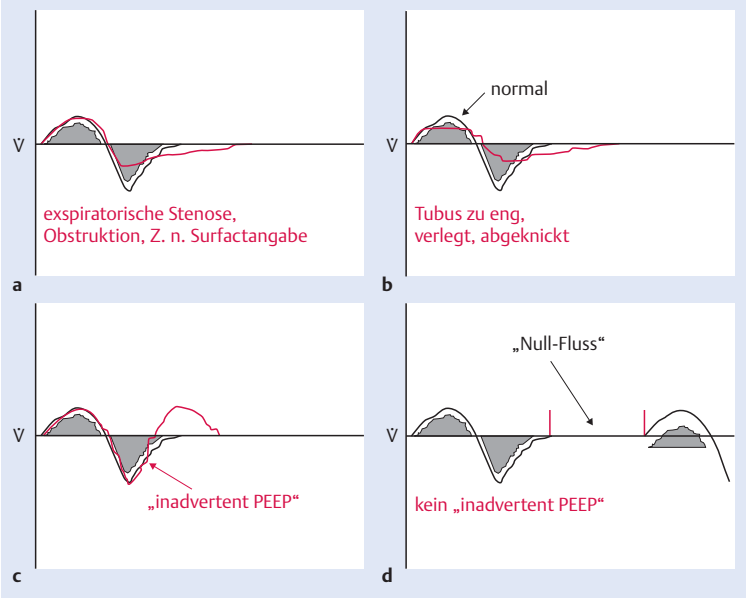

Abb. **7** Typische Veränderungen (rot) der Form des Flow-Zeit-Diagramms bei kritischen Beatmungssituationen im Vergleich zum normalen Diagramm (grau-schwarz). **a** Obstruktion/Stenose; **b** Tubusproblem; **c** zu kurze Ausatemzeit; **d** ausreichend lange Ausatemzeit. (Weitere Erläuterungen siehe Text.)

Am inspiratorischen Anteil der Flow-Kurve kann auch abgelesen werden, ob die Inspirationszeit zu kurz ist. In diesem Fall bricht der inspiratorische Fluss kurz vor der Rückkehr zur Nulllinie plötzlich ab und geht sofort in die Ausatmung über (Abb. **9**); das mit dem eingestellten PIP erreichbare V_T wird nicht vollständig appliziert, durch das schnelle Einströmen des Atemgases kann ein Ergotrauma erzeugt werden. Deshalb sollte die Einatemzeit in diesem Fall verlängert werden (s. u. „Ermitteln der maximal möglichen Beatmungsfrequenz").

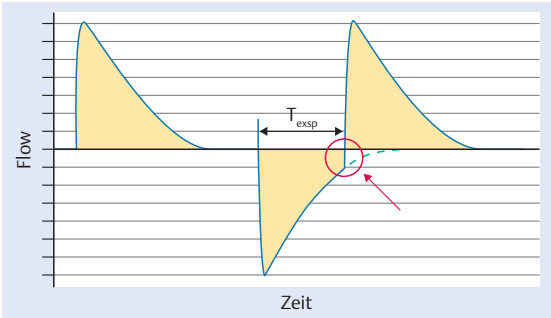

Abb. **8** Flow-Zeit-Diagramm bei zu kurzer Ausatemzeit. Der exspiratorische Gasfluss bricht vor seiner Rückkehr zur Nulllinie ab und geht unmittelbar in einen Einatemfluss über. Gefahr des „inadvertent PEEP". Die nächste Inspiration darf nicht vor dem Ende der gestrichelten Linie beginnen. Die Einatmung kann jedoch in diesem Beispiel, falls erforderlich, zur Beibehaltung oder gar Erhöhung der Frequenz verkürzt werden, wie an der vorangehenden Einatmung erkennbar wird. Die Nulllinie am Ende der Inspiration entspricht in der Druckkurve einer Plateauphase (inspiratorische Pause).

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

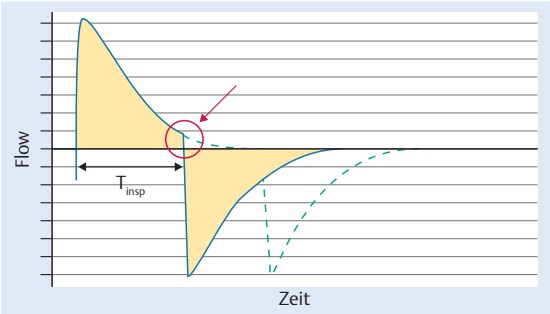

Abb. **9** Flow-Zeit-Diagramm bei zu kurzer Einatemzeit. Der inspiratorische Gasfluss bricht vor seiner Rückkehr zur Nulllinie ab und geht unmittelbar in einen Ausatemfluss über. Die Einatemzeit sollte verlängert werden (siehe gestrichelte Linie).

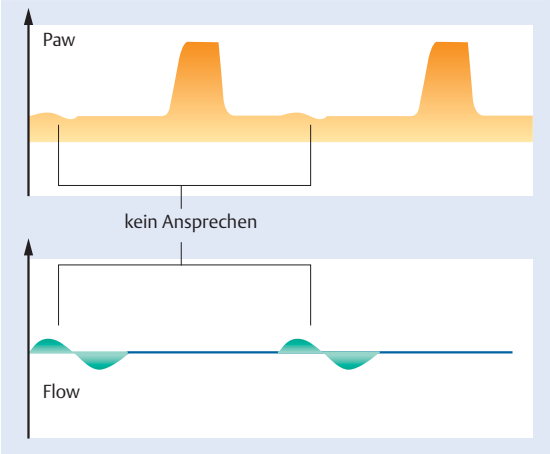

Abb. **10** Druck-Zeit-Diagramm und Flow-Zeit-Diagramm bei fehlendem Ansprechen des Beatmungsgeräts auf das Triggern des Patienten. Die spontanen Atemzüge werden nicht erkannt, es sind nur mandatorische Atemhübe vorhanden.

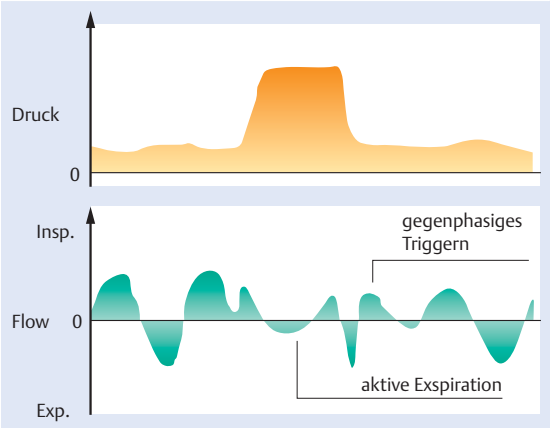

Abb. **11** Druck-Zeit-Diagramm und Flow-Zeit-Diagramm bei schlechter Synchronisierung mit der Spontanatmung des Patienten. Der Patient „kämpft" gegen das Beatmungsgerät; man erkennt eine aktive Exspiration und gegenphasiges Triggern.

Eine Ausnahme von dieser Regel stellt eine spezielle Beatmungsform dar, die *Pressure Controlled Inversed Ratio Ventilation (PC-IRV)*; dabei wird das I-E-Verhältnis bewusst auf eine Relation von ca. 4 : 1 eingestellt, um Lungenareale mit unterschiedlichen Zeitkonstanten („langsame und schnelle Areale") gleichmäßig eröffnet zu halten. Diese Beatmungsform ist jedoch in der Pädiatrie nicht gebräuchlich.

Merke: Die Form des Flow-Zeit-Diagramms kann beginnende Beatmungsprobleme, z. B. Obstruktionen im Bereich des Atemschlauchsystems oder der großen Atemwege aufdecken. Darüber hinaus ist eine Optimierung der Ein- und Ausatemzeit und damit der Beatmungsfrequenz möglich.

Patient-Beatmungsgerät-Interaktion

Die Flow-Kurve bietet eine Vielzahl an weiteren wichtigen Informationen. So kann z. B. die fehlende „Antwort" auf einen Trigger-Impuls bei genauer Betrachtung erkannt werden (Abb. **10**).

Wenn ein Patient gegen das Beatmungsgerät „kämpft", kann die Druckkurve vollkommen unauffällig sein; jedoch zeigt die parallel abgebildete Flow-Kurve, dass seine Spontanatmung überhaupt nicht mit dem Beatmungsgerät synchronisiert ist (Abb. **11**).

Eine *aktive Exspiration* entsteht, wenn ein Trigger-Impuls des Patienten vom Gerät nicht beantwortet wurde und er dann ausatmet, wenn das Beatmungsgerät noch in der Inspiration ist. Hier stoßen zwei entgegengesetzt gerichtete Impulse aufeinander, und es kann zu einem gefährlichen Druckanstieg kommen. Beim *gegenphasigen Triggern* startet der Patient vorzeitig eine Inspiration, während die Lunge sich noch entleert. In beiden Fällen ist unter Umständen die Entwicklung eines pulmonal-interstitiellen Emphysems oder eines Pneumothorax vorprogrammiert und deshalb eventuell eine Änderung der Beatmung oder eine Sedierung erforderlich.

„Autotrigger"-Effekte sind gefährlich, da es sehr leicht zur Hyperventilation und damit zur Hypokapnie kommen kann. Deshalb sollte immer auch eine realistische Obergrenze des Atemminutenvolumens (AMV) mit einem Alarm abgesichert sein. „Autotriggern" entsteht durch Kondenswasser, das in den Beatmungsschläuchen durch die bewegte Gassäule in Schwingungen versetzt worden ist, eine Flow- oder Druckänderung am Sensor erzeugt, die wie eine beginnende Einatmung

Für welches Thema wünschen Sie sich einen Fortbildungsartikel?
Schreiben Sie uns Ihre Vorschläge an nns@thieme.de

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

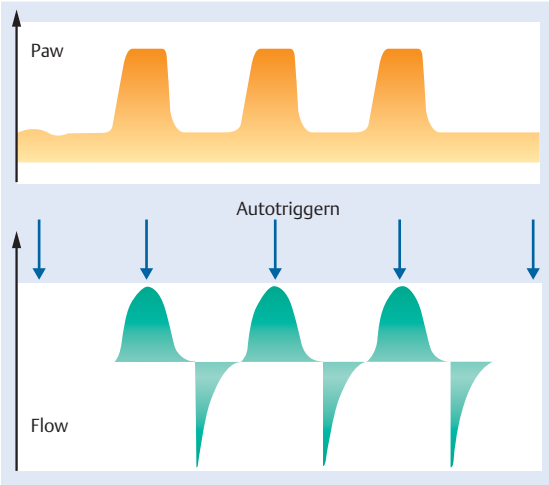

Abb. **12** Druck-Zeit-Diagramm und Flow-Zeit-Diagramm bei einem „Autotriggern". Fehlende Synchronisierung mit der Spontanatmung des Patienten durch hin und her schwingende Wassersäule mit der typischen regelmäßigen Rhythmik. Gefahr der Hyperventilation.

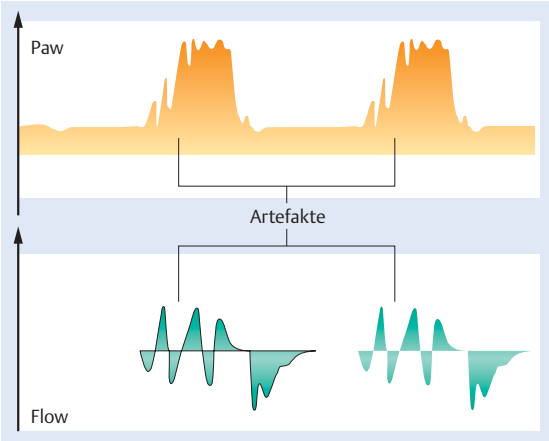

Abb. **13** Druck-Zeit-Diagramm und Flow-Zeit-Diagramm mit Artefakten durch Kondenswasser oder Sekrete. Diese sind sowohl in der Druck- als auch in der Flow-Kurve erkennbar.

des Patienten imponiert und damit jeweils einen Beatmungshub auslöst (Abb. **12**).

Starke Flow-Schwankungen, die durch Wasser oder Sekrete ausgelöst werden, machen sich unter Umständen aber auch in der Druckkurve bemerkbar (Abb. **13**).

Korrektur einer Hypoxämie oder Hyperkapnie

Bei einer Hypoxämie ist die Korrektur der Beatmung meist einfach: Als Sofortmaßnahme wird die FiO_2 erhöht; unter Umständen ist aber, je nach Röntgenbefund, auch eine Eröffnung atelektatischer Bezirke erforderlich. Liegt kein Surfactant-Mangel vor, den man leicht substituieren kann, so ist eine Erhöhung des MAP erforderlich, was durch verschiedene Änderungen der Beatmung erreicht werden kann (s. o. „Mittlerer Atemwegsdruck [MAP]", Abb. **3**).

Erfahrungsgemäß bereitet die Korrektur einer Hyperkapnie meistens mehr Probleme.

Fallbeispiel Teil 2

Eine Stunde nach der Gabe von Surfactant hat das Frühgeborene (siehe Fallbeispiel Teil 1) die in Tab. **2** aufgeführten Beatmungsparameter und Blutgaswerte.
Es scheint dringend erforderlich, die Hyperkapnie zu korrigieren. Die Aufgabe klingt zunächst einfach: Die Ventilation muss verbessert werden, indem das AMV erhöht wird. Da das AMV das Produkt aus Frequenz und Tidalvolumen ist ($AMV = f \times V_T$), ist dies prinzipiell möglich, indem

- die Beatmungsfrequenz (f) oder
- das Tidalvolumen (V_T) erhöht wird.

Welche der beiden Möglichkeiten sollte gewählt werden?

Tabelle 2

Beatmungsparameter und Blutgaswerte eines Frühgeborenen 1 Stunde nach der Gabe von Surfactant.

Beatmungsform	Beatmungsparameter					Blutgaswerte		
	FiO_2	PIP (mbar)	PEEP (mbar)	Frequenz (min^{-1})	V_T (ml)	pH	p_aO_2 (mmHg)	p_aCO_2 (mmHg)
SIMV	0,32	24	5	56	3,5	7,26	58	62

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

Tabelle 3

Beatmungsparameter und Blutgaswerte eines Frühgeborenen 1 weitere Stunde später.

Beatmungsform	Beatmungsparameter					Blutgaswerte		
	FiO_2	PIP (mbar)	PEEP (mbar)	Frequenz (min^{-1})	V_T	pH	p_aO_2 (mmHg)	p_aCO_2 (mmHg)
SIMV	0,30	26	5	56	4,5	7,33	59	46

Ermitteln der maximal möglichen Beatmungsfrequenz

Die erste Maßnahme sollte immer der Versuch sein, die Beatmungsfrequenz zu erhöhen. Am sichersten geht dies meistens über eine Verkürzung der Ausatemzeit. Hierzu ist jedoch zunächst eine Analyse der Flow-Kurve erforderlich. Diese gestattet es nämlich auch, die maximal mögliche Beatmungsfrequenz zu ermitteln (s. o.).

Die Ausatemzeit wird so weit reduziert, bis der $\dot{V}_{exsp}$ gerade eben die Nulllinie erreicht hat, ehe die nächste Inspiration beginnt (Abb. **8**). Ein „inadvertent PEEP" ist damit aber nicht ausgeschlossen. Gelegentlich ist eine weitere Verkürzung nicht mehr möglich, oder es ist sogar eine Verlängerung erforderlich, da im Röntgenbild eine partielle oder generalisierte Überblähung erkennbar wird.

In dieser Situation kann man prüfen, ob die Flow-Kurve noch eine inspiratorische Pause enthält (Abb. **8**). Ist dies der Fall, so kann die T_{insp} so weit reduziert werden, bis der $\dot{V}_{insp}$ unmittelbar in den $\dot{V}_{exsp}$ übergeht.

Sind diese beiden Schritte vollzogen, so lässt sich die Beatmungsfrequenz zur Steigerung des AMV nicht weiter erhöhen.

Ist dies in unserem Fallbeispiel so, dann kann die eingeschränkte Ventilation mit einem erhöhten pCO_2 nur dadurch korrigiert werden, dass das V_T erhöht wird, um die erforderliche Steigerung des AMV zu erzielen. Eine Erhöhung des V_T geht jedoch mit einer Erhöhung des PIP einher, es sei denn, der PEEP kann reduziert werden.

Merke: In seltenen Fällen kann auch alleine durch die Anhebung des PEEP die Ventilation verbessert werden; dies ist aber nur möglich, wenn der Gasaustausch beispielsweise durch großflächige Atelektasen beeinträchtigt ist. In diesen Fällen wird immer auch ein erheblicher Sauerstoffbedarf vorliegen. Klarheit bringt alleine die Anfertigung eines Röntgenbildes.

Das Röntgenbild zeigt im Fallbeispiel eine minderbelüftete Lunge, deshalb ist eine Reduzierung des PEEP nicht sinnvoll, dieser erscheint auch mit 5 mbar keinesfalls zu hoch. Somit ist die Erhöhung des PIP, obwohl der Wert von 24 mbar schon hoch erscheint, die einzige sinnvolle Änderung, um das V_T zu vergrößern; alternativ kann nur eine andere Beatmungsform (z. B. Hochfrequenz-Oszillationsbeatmung) eingesetzt werden.

Fallbeispiel Teil 3

Eine Stunde später hat das Frühgeborene die in Tab. **3** aufgeführten Beatmungsparameter und Blutgaswerte erreicht.
Es wird erwogen, den hohen PIP wieder zu reduzieren. Dies setzt aber voraus, dass das AMV zumindest konstant gehalten werden kann. Ein inspiratorisches Plateau ist in der Flow-Kurve nicht erkennbar, der exspiratorische Flow zeigt jetzt jedoch bis zum Beginn der nächsten Inspiration eine längere Strecke mit einer Nulllinie.

Ist die Rechnung $AMV = f \times V_T$ dazu geeignet, ein adäquates V_T zu ermitteln, das bei einer zu erhöhenden Beatmungsfrequenz zu einer unveränderten Ventilation führt, die jetzt mit einem pCO_2 von 46 mmHg angemessen ist?

Das V_T liegt mit 4,5 ml bei 7,5 ml/kg, und damit oberhalb des häufig genannten Idealwerts von etwa 5 ml/kg Körpergewicht (KG) [6]. Auch das AMV liegt mit 252 ml (entspricht 420 ml/min × kg^{-1} KG) oberhalb des Richtwerts von 200 ml/min × kg^{-1} KG. Eine Reduktion des PIP und damit des V_T scheint also naheliegend.

Die Idee könnte sein, das AMV von 252 ml bei einer ausgeglichenen Ventilation „umzuverteilen", sodass statt 56 × 4,5 ml nun 63 × 4,0 ml eingestellt werden; das rechnerische AMV bleibt dann bei 252 ml.

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

Tidalvolumen bei sehr kleinen Frühgeborenen

Das V_T muss, gerade bei sehr kleinen Frühgeborenen, differenziert betrachtet werden, da ein fixer Teil des Tidalvolumens der Ventilation des Totraums ($V_{T\,d}$) dient und nur das darüber hinaus gehende Volumen für die alveoläre Ventilation ($V_{T\,alv}$) zur Verfügung steht.
Die Formel $AMV = f \times V_T$ muss deshalb umgeformt werden zur Formel für das *effektive Atemminutenvolumen* AMV_{eff}:
$AMV_{eff} = f \times V_{T\,alv} = f \times (V_T - V_{T\,d})$
Wird das V_T immer weiter reduziert, so führt dies wegen des fixen absoluten $V_{T\,d}$ zu einer Reduktion des $V_{T\,alv}$, so dass schließlich nur noch der Totraum ventiliert wird, und ein Gasaustausch nicht mehr stattfindet.
Die oben genannten Anhaltszahlen für das V_T und das AMV sind deshalb unterhalb einer gewissen Gewichtsgrenze mit Vorsicht zu interpretieren, da dann der Anteil von $V_{T\,d}$ am gesamten V_T prozentual deutlich zunimmt [7].
Maßnahmen zur Verhinderung dieser „Totraumfalle“ sind
- die rigorose Kürzung des Tubus,
- die Verwendung von totraumreduzierten Konnektoren und
- eventuell die Entfernung eines Flow-Sensors mit seinem zusätzlichen Totraum.

Aus diesen Gesetzmäßigkeiten ergibt sich innerhalb gewisser Grenzen die Regel: Jede Erhöhung des V_T erhöht das AMV_{eff}, jede Reduktion verringert es. Dasselbe gilt für die Frequenz bei einer Reduktion, bei einer Erhöhung jedoch nur mit Einschränkungen, nämlich nur dann, wenn das V_T durch die Änderung nicht beeinflusst wird, also noch eine komplette Ein- und Ausatmung erreicht wird. Da die Ausatmung passiv erfolgt, die Rückstellkräfte der Lunge sich aber nicht steigern lassen, ist eine Steigerung der AMV_{eff} ab einem gewissen Punkt nur noch über eine Verkürzung der Einatemzeit und eine Erhöhung der Frequenz (bei gleichbleibendem V_T) oder durch eine Erhöhung des V_T möglich.

Eine Kompensation von f durch V_T in der Formel für das AMV funktioniert nur in einer Richtung, nämlich wenn das V_T erhöht und die Frequenz reduziert wird, jedoch nicht umgekehrt.

Deshalb wird die im Fallbeispiel vorgeschlagene Änderung der Beatmung mit einer Erhöhung der Frequenz auf 63/min und einer gleichzeitigen Reduktion des PIP (oder bei einer spitzwinkligen Beatmung des Flows), so dass ein V_T von 4,0 ml resultiert, in jedem Fall zu einem unerwünschten Anstieg des pCO_2 führen, obwohl das rechnerische AMV gleich bleibt.

Merke: Neben der Berechnung des Atemminutenvolumens zur Steuerung des pCO_2 sollten auch Daten zum Totraum berücksichtigt werden; nur so kann die effektive alveoläre Ventilation als entscheidender Parameter abgeschätzt werden. Dies ermöglicht es, die beiden alternativ zu berücksichtigenden Größen Frequenz und Tidalvolumen korrekt zu variieren.

Atemschleifen

Atemschleifen können bei allen modernen Beatmungsgeräten abgebildet werden. Sie stellen jeweils einen kompletten Beatmungshub des Geräts bzw. einen spontanen Atemzug des Patienten vom Beginn der Inspiration bis zum Ende der Exspiration dar.

Als Atemschleifen können abgebildet werden:
- Druck-Volumen-Schleife
- Fluss-Volumen-Schleife
- Druck-Fluss-Schleife

Die Atemschleifen entsprechen ebenfalls X-Y-Diagrammen, ihre Achsen sollten unbedingt skalierbar sein. Da jeder Beatmungshub und auch jeder spontane Atemzug des Patienten beim eingestellten PEEP beginnt und am Ende der Exspiration dort auch wieder endet, ergibt sich eine „Schleife“. Gleichermaßen beginnt das V_T bei einem festen, aber virtuellen Nullpunkt der Lungenbelüftung und endet am Ende der Exspiration auch wieder genau dort. In beiden Darstellungen (Druck-Volumen- und Fluss-Volumen-Schleife) stimmt dies für die Verhältnisse in der Lunge dann nicht, wenn ein „inadvertent PEEP“ eintritt (siehe Abb. **8**).

Problematisch ist in diesem Zusammenhang erneut ein Leck, das wegen der Verwendung ungeblockter Tuben bei Neugeborenen und jungen Säuglingen häufig vorkommt. Grafisch wird deshalb bei einer Differenz zwischen dem in- und exspiratorischen Tidalvolumen der Beginn der Atemschleife immer auf denselben Punkt der Volumenachse gesetzt.

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

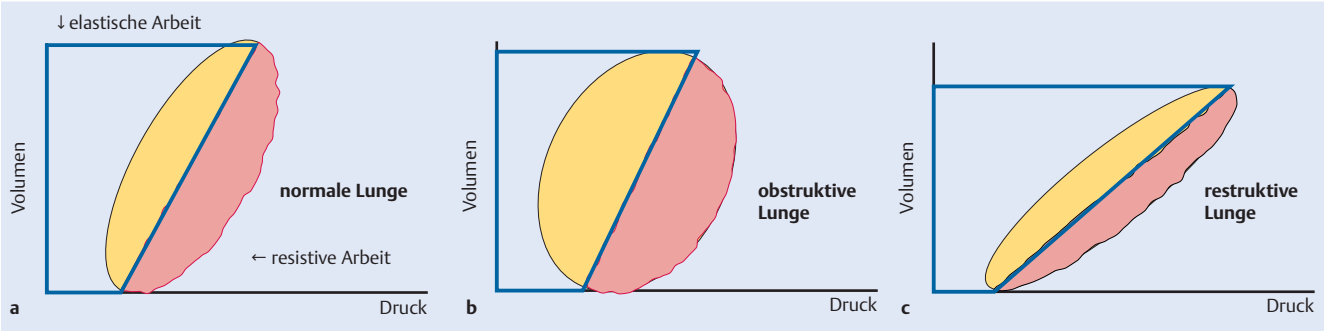

Abb. **14 a – c** Schematisches Druck-Volumen-Diagramm in Abhängigkeit von den mechanischen Eigenschaften der Lunge und der Atemwege bei (**a**) normalen, (**b**) obstruktiven und (**c**) restriktiven Verhältnissen. Das rot umrandete Viereck entspricht der elastischen Atemarbeit, die violette Fläche der resistiven Atemarbeit, die das Beatmungsgerät jeweils überwinden muss. Erläuterung: „Resistive Arbeit" dient der Überwindung der Resistance; „restriktive Lunge" bedeutet Erniedrigung der Compliance.

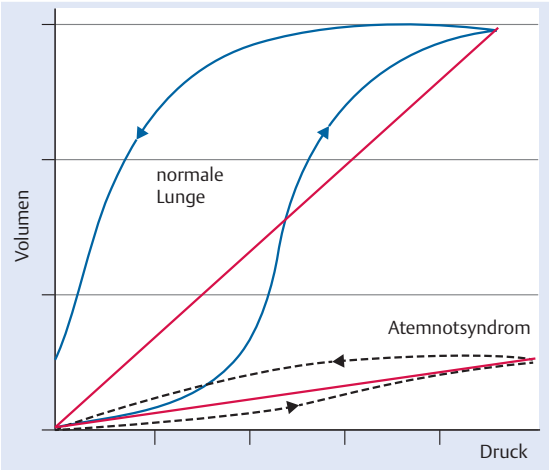

Abb. **15** Schematisches Druck-Volumen-Diagramm in Abhängigkeit von den mechanischen Eigenschaften der Lunge. Normale Lunge im Vergleich zu einer Lunge mit niedriger Compliance (Beispiel: Atemnotsyndrom). Die Pfeile markieren die Richtung der Atemschleife vom Nullpunkt über die Einatmung bis zum Ende der Ausatmung. Beachte die Hystereseform der Atemschleifen mit „Hin-" und „Rückweg", die terminale Überblähung der „normalen Lunge" und die unterschiedliche Steigung der Achse durch die Umkehrpunkte der Schleife, aus der sich die Compliance errechnen lässt. Ein Recruitment-Manöver verschiebt den inspiratorischen Anteil der Atemschleife in Richtung exspiratorischer Anteil.

Die am häufigsten benutzte Darstellung ist die *Druck-Volumen-Schleife*, bei der auf der X-Achse der Druck und auf der Y-Achse das korrespondierende Volumen abgebildet wird. Bezieht man sich auf diese Darstellung, so bildet die Achse durch die Umkehrpunkte der Atemschleife mit der X-Achse des Koordinatensystems einen mehr oder minder spitzen Winkel, was eine niedrigere oder höhere Compliance bedeutet (Abb. **14**, Abb. **15**). Eine besonders große Fläche deutet auf eine erhöhte in- und/oder exspiratorische Resistance hin.

Anders als bei der Längenänderung einer Metallfeder durch unterschiedliche Gewichte, bei der es bis zur Überdehnung der Feder eine streng lineare Beziehung zwischen angehängtem Gewicht und Länge gibt, zeigt die Lungendehnungskurve (**a**) wegen ihrer viskoelastischen Eigenschaften keine lineare Beziehung und (**b**) eine Hystereseform, bei der sich „Hinweg" (Einatmung) und „Rückweg" (Ausatmung) nicht exakt übereinander projizieren (Abb. **15**). Dies gilt insbesondere dann, wenn die zeitliche Komponente, also die Dynamik der Beziehung, in Echtzeit mit abgebildet wird. So entsteht die typische Schleifenform, die je nach den mechanischen Eigenschaften der Lunge eine Formänderung aufweisen kann.

Den *Hysterese-Effekt* macht man sich beim schweren Lungenversagen durch ein „Bläh-Manöver" (Recruitment) zunutze: Die temporäre Anhebung von PEEP und/oder PIP hebt die kranke Lunge auf ein höheres Niveau, nach Reduktion der Parameter auf die Ausgangswerte korrespondiert der Differenzdruck PIP-PEEP mit einem höheren Lungenvolumen, evtl. auch Tidalvolumen, so dass die Oxygenierung und/oder die Ventilation unter Umständen besser wird. In der grafischen Darstellung würde durch ein solches Manöver der inspiratorische Anteil der Atemschleife in Richtung exspiratorischer Anteil („Rückweg") verschoben (Abb. **15**).

Man muss sich stets vergegenwärtigen, dass sich jede (dynamische) Atemschleife auf eine (statische) Ruhedehnungskurve der Lunge projiziert, die ebenfalls s-förmig verläuft. Je nach angewendetem PEEP verlagert sich der Fußpunkt der Atemschleife; ideal ist es, wenn sie auf dem steilsten Abschnitt der Ruhedehnungskurve zu liegen kommt (Abb. **16**).

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

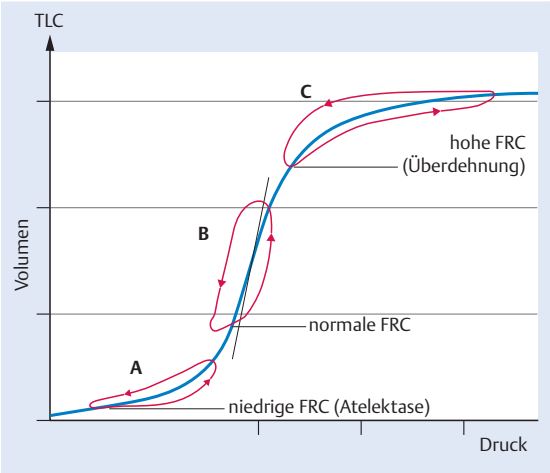

Abb. **16** Schematisches Druck-Volumen-Diagramm bei unterschiedlichen Füllungszuständen der Lunge. Atemschleifen in Projektion auf die zugehörige Ruhedehnungskurve der Lunge.

Terminale Überblähung – oberer „inflection point“

Eine besonders wichtige Funktion kann die Druck-Volumen-Schleife bei der Darstellung der alveolären Überdehnung spielen. Der Druckbereich, in dem der Patient schonend beatmet wird, entspricht dem linearen Abschnitt der prinzipiell sigmoidalen Form der statischen Ruhedehnungskurve der Lunge, der sich mit der Achse durch die Umkehrpunkte der Atemschleife deckt (**B** in Abb. **16**).

Erhöht man den PIP und/oder den PEEP immer weiter, so gelangt man an die Grenzen der elastischen Eigenschaften der Lunge; mit jeder weiteren Erhöhung des Beatmungsdrucks knickt die Kurve weiter ab und verläuft flacher, es tritt eine terminale Überblähung ein. Diese kann in den Beatmungsgeräten auch als numerischer Wert über die Berechnung der Compliance abgerufen werden („C_{20}/C“).

Die Formel für die Berechnung dieser „terminalen Compliance“ lautet:

$$\frac{[(V_T - V_{T80})/PIP \times 0{,}2]}{C_{rs}}$$

($V_{T\,80}$ = Tidalvolumen nach 80 % der Einatemzeit)

Die Formel beschreibt das Verhältnis der Compliance für die letzten 20 % des V_T zur Compliance für das gesamte V_T. Der Normwert liegt bei 1, Werte kleiner als 0,8 beweisen eine falsche Beatmungsstrategie mit deutlicher Überblähung der Lunge.

Der Punkt, an dem die Kurve abknickt, wird als *oberer „Inflection Point“* bezeichnet.

„Best PEEP“ – unterer inflection point

Geht man in der Druck-Volumen-Beziehung vom echten Nullpunkt, also ohne PEEP, aus, so knickt die zunächst sehr flache Kurve in eine steilere Gerade ab; diesen Punkt bezeichnet man als *unteren „Inflection Point“*. Der PEEP sollte immer oberhalb dieses Punktes eingestellt sein („Best PEEP“).

Merke: Atemschleifen dienen der Optimierung des PEEP und der Vermeidung eines zu hohen Beatmungsspitzendrucks, der zur Lungenüberblähung, zum interstitiellen Emphysem und zum Pneumothorax führen kann. Der Messwert der terminalen Compliance (C_{20}/C) erlaubt die numerische Betrachtung dieses Beatmungsproblems.

Trenddarstellungen

Alle gängigen Beatmungsgeräte verfügen über die Möglichkeit, Einstell- oder Messwerte über mehrere Stunden, zum Teil auch über einen ganzen Tag, aufzuzeichnen. Auf diese Weise ist es möglich, rückblickend Entwicklungen zu analysieren, die möglicherweise entscheidend für ein gravierendes Ereignis, z. B. einen Pneumothorax, waren. Diese Darstellungen sind in ausgedruckter Form wertvolle Ergänzungen der Patientenakte, oder sie können in der internen Fallbesprechung als wichtiges Anschauungsmaterial dienen.

In den Trenddarstellungen können z. B. der sich langsam entwickelnde zusätzliche Sauerstoffbedarf, die zunehmende Spontanatemfrequenz und das abnehmende AMV Hinweise auf eine sich anbahnende gefährliche Entwicklung geben.

Entwickelt sich aus einem „inadvertent PEEP“ ein Pneumothorax, so fällt in der Trendmessung des Beatmungsgeräts – ohne dass Beatmungsparameter verändert wurden – ein Abfall des V_T auf, und der pCO_2 steigt schnell an. In Kombination mit den Trenddaten aus dem Vitaldaten-Monitor oder dessen aktuellen Werten kann so eine gefährliche Entwicklung rechtzeitig erkannt und ihre Ursache behoben werden.

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

Merke: Es sollte Standard sein, sich bei jeder Visite am Platz eines beatmeten Intensivpatienten sowohl die Trenddaten aus dem Vitaldaten-Monitor, als auch aus dem Beatmungsgerät anzusehen.

Zusammenfassung

Die Nutzung der grafischen und numerischen Anzeigen des Beatmungsgeräts ermöglicht vielfältige Ansätze zur Erkennung pathophysiologischer Prozesse und zur Optimierung der maschinellen Beatmung.

Die Form der Druck-Zeit-Kurve erlaubt es, eine schonende Beatmungsform einzustellen, wobei eine spitzwinklige Druckkurve optimal für eine volumenkonstante Beatmung ist, besonders wenn ein Flow-Sensor fehlt. Gerade die Besonderheiten der Lunge des Früh- und Neugeborenen mit schnellen Atemfrequenzen und schnell wechselnder Compliance und Resistance erfordern eine fein abgestimmte Beatmungseinstellung mit oftmals kurzfristig notwendigen Veränderungen.

Das Flow-Zeit-Diagramm gestattet eine Aussage über die Optimierung von Ein- und Ausatemzeiten und maximal mögliche Beatmungsfrequenzen. Es erlaubt darüber hinaus die Erkennung von Patient-Gerät-Interaktionen und Fehlfunktionen der Triggerung über den Flow-Sensor. In Kombination mit der Nutzung eines Flow-Sensors zur Messung des Tidalvolumens ist es möglich, eine schonende Beatmung und eine Minimierung des Risikos eines Volu- oder Ergotraumas einzustellen. Dabei ist eine wissenschaftlich fundierte Abwägung hinsichtlich der erforderlichen Tidalvolumina und Frequenzen wesentlich.

Atemschleifen sind dazu geeignet, sowohl Überblähungen zu erkennen als auch einen optimalen PEEP festzulegen. Trenddarstellungen der gemessenen und/oder eingestellten Parameter sind, insbesondere in Zusammenschau mit dem Vitaldaten-Monitor, in der Lage, Änderungen der Pathophysiologie über die Zeit sichtbar zu machen und angemessen zu reagieren.

Ergänzt werden die Möglichkeiten einer modernen Beatmungsstrategie durch die sachgerechte und an das Krankheitsbild adaptierte Einstellung von Alarmgrenzen – nicht nur am Beatmungsgerät, sondern auch am Vitaldaten-Monitor.

Insgesamt darf man annehmen, dass die Vielzahl der heute aus dem Beatmungsgerät abrufbaren Informationen bei entsprechender Sachkenntnis und adäquater Nutzung die Chancen für eine optimale Beatmung von Früh- und Neugeborenen weiter verbessern wird.

Interessenkonflikt: Kein Interessenkonflikt angegeben.

Über den Autor

Roland Hentschel

Jahrgang 1955, Prof. Dr. med. Medizinstudium in Düsseldorf und Münster. Facharztausbildung zum Kinderarzt und anschließend Spezialisierung für Neonatologie und pädiatrische Intensivmedizin an der Universitätskinderklinik Münster. Ernennung zum Oberarzt 1988, Ernennung zum wissenschaftlichen Assistenten 1989. Seit 1996 Leiter des Funktionsbereichs Neonatologie und pädiatrische Intensivmedizin am Zentrum für Kinder- und Jugendmedizin der Universität Freiburg. Tagungspräsident der Jahrestagung der Gesellschaft für Neonatologie und pädiatrische Intensivmedizin 2013.

Korrespondenzadresse
Prof. Dr. med. Roland Hentschel
Zentrum für Kinder- und Jugendmedizin,
Funktionsbereich Neonatologie und Intensivmedizin,
Universität Freiburg
Mathildenstr. 1
79106 Freiburg
roland.hentschel@uniklinik-freiburg.de

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

Literatur

1 Berger TM, Fontana M, Stocker M. The journey towards lung protective respiratory support in preterm neonates. Neonatology 2013; 104: 265 – 274

2 Ehrhardt H, Sindelar R, Jonzon A et al. Effects of the inspiratory pressure waveform during patient-triggered ventilation on pulmonary stretch receptor and phrenic nerve activity in cats. Crit Care Med 2001; 29: 1207 – 1214

3 Keszler M, Montaner MB, Abubakar K. Effective ventilation at conventional rates with tidal volume below instrumental dead space: a bench study. Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed 2012; 97: F188 – 192

4 Hentschel R, Buntzel J, Guttmann J et al. Endotracheal tube resistance and inertance in a model of mechanical ventilation of newborns and small infants – the impact of ventilator settings on tracheal pressure swings. Physiol Meas 2011; 32: 1439 – 1451

5 Hentschel R, Brune T, Franke N et al. Sequential changes in compliance and resistance after bolus administration or slow infusion of surfactant in preterm infants. Intensive Care Med 2002; 28: 622 – 628

6 Sakonidou S, Dhaliwal J. The management of neonatal respiratory distress syndrome in preterm infants (European Consensus Guidelines – 2013 update). Arch Dis Child Educ Pract Ed 2015; 100: 257 – 259

7 Neumann RP, Pillow JJ, Thamrin C et al. Influence of gestational age on dead space and alveolar ventilation in preterm infants ventilated with volume guarantee. Neonatology 2015; 107: 43 – 49

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

CME-Fragen

CME.thieme.de

CME-Teilnahme

- Viel Erfolg bei Ihrer CME-Teilnahme unter http://cme.thieme.de
- Diese Fortbildungseinheit ist 12 Monate online für eine CME-Teilnahme verfügbar.
- Sollten Sie Fragen zur Online-Teilnahme haben, unter http://cme.thieme.de/hilfe finden Sie eine ausführliche Anleitung.

1

Bei Betrachtung des Druck-Zeit-Diagramms der maschinellen Beatmung eines Patienten, bei dem ein Tubusleck ausgeschlossen ist, ist oft vom Beginn der Plateauphase bis zu ihrem Ende ein geringer Druckabfall erkennbar. Dieser entsteht durch ...

A den Druckausgleich zwischen den großen Atemwegen und den Alveolen („Pendelluft").
B das aktive Ausatmen des Patienten.
C ein Messartefakt.
D die Erwärmung des Atemgases in den Atemwegen.
E die Resistance des engen Tubus.

2

Kommt es bei einer volumenkonstanten Beatmung mit kurz gewählter maximaler Einatemzeit zu einer Sekretansammlung im Tubus, so ...

A steigt dass Tidalvolumen.
B steigt die Compliance der Lunge.
C sinkt der Spitzendruck in der Lunge.
D verkürzt sich die Ausatemzeit.
E wird der eingestellte Plateaudruck am Beatmungsgerät nicht erreicht.

3

Eine Erhöhung des mittleren Atemwegdrucks (MAP) erzielt man *nicht* durch ...

A Erhöhung der Triggerschwelle.
B Anhebung des PEEP.
C Verlängerung der Einatemzeit.
D Erhöhung des Flows.
E Verkürzung der Ausatemzeit.

4

Ob die Form des Druck-Zeit-Diagramms (Druckkurve) rechtwinklig, sinusoidal oder linear ist, hängt auch von der Lungencompliance ab, im Wesentlichen aber ...

A von der Frequenz.
B von der Ausatemzeit.
C vom Atemgas-Flow.
D von der FiO_2.
E vom PEEP.

5

Für welchen Zweck ist das Flow-Zeit-Diagramm (Flow-Kurve) *nicht* geeignet?

A zur Optimierung des I-E-Verhältnisses
B zur Feststellung der maximalen Beatmungsfrequenz
C zur Erkennung einer Tubusobstruktion
D zur Feststellung einer Minderbelüftung der Lunge
E zur Erkennung einer bronchialen Obstruktion

6

Kehrt die Flow-Kurve am Ende der Exspiration nicht auf die Nulllinie zurück, so ...

A atmet der Patient zu viel mit.
B droht ein „inadvertent PEEP".
C muss die Einatemzeit verlängert werden.
D muss der PEEP erhöht werden.
E muss die Beatmungsfrequenz erhöht werden.

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.

CME-Fragen

Beatmungssteuerung mit Hilfe von Messwerten des Drucks und des Gasflusses

7

Eine Hyperventilation durch „Autotriggern“ ...

- **A** ist ein harmloses Phänomen.
- **B** kann man durch Sedieren des Patienten beheben.
- **C** entsteht durch zu geringe Befeuchtung des Atemgases.
- **D** kann man durch eine eng eingestellte Alarm-Obergrenze des Atemminutenvolumens rechtzeitig erkennen.
- **E** kann man durch eine Erhöhung des Spitzendrucks (PIP) beheben.

8

Welche Aussage zur Beatmung mit einem endinspiratorischen Druckplateau am „Constant-Flow-Beatmungsgerät“ ist *nicht* richtig?

- **A** Bei Bedarf kann die Einatemzeit verkürzt und damit die Beatmungsfrequenz erhöht werden.
- **B** Die Plateauphase sorgt für einen besonders effektiven Gasaustausch.
- **C** Eine isolierte Reduzierung des Atemgas-Flows verkürzt die Plateauphase.
- **D** Eine isolierte Verkürzung der Einatemzeit verkürzt auch das Plateau.
- **E** Durch eine starke Reduzierung des Atemgas-Flows entsteht eine „spitzwinklige“ Beatmung.

9

Welche Aussage zur Beatmung eines sehr kleinen Frühgeborenen mit Hyperkapnie ist *nicht* zutreffend?

- **A** Theoretisch kann die Erhöhung der Frequenz oder des Tidalvolumens eine Verbesserung des Gasaustauschs bringen.
- **B** Eine Erhöhung des Spitzendrucks (PIP) erhöht das Tidalvolumen (V_T) und wird vermutlich den pCO_2 senken.
- **C** Jede Erhöhung des V_T erhöht die effektive alveoläre Ventilation.
- **D** Jede Erhöhung des V_T erhöht zu gleichen Anteilen die alveoläre und die Totraumventilation.
- **E** Eine Erhöhung der Frequenz ist dann ineffektiv, wenn der größte Anteil des V_T der Totraumventilation dient.

10

Welche Aussage zu „Atemschleifen“ (Druck-Volumen-Diagrammen) ist richtig?

- **A** Der untere „Inflection Point“ entspricht dem optimalen Beatmungsmitteldruck.
- **B** Der obere „Inflection Point“ entspricht dem Umkehrpunkt der Atemschleife.
- **C** Die Fläche der Kurve spiegelt näherungsweise die Füllung der Lunge wider.
- **D** Die Hystereseform der Atemschleife spiegelt die typischen elastischen Eigenschaften der Lunge wider.
- **E** Die Achse durch die Umkehrpunkte gestattet die Berechnung der Compliance der Lunge.

Dieses Dokument wurde zum persönlichen Gebrauch heruntergeladen. Vervielfältigung nur mit Zustimmung des Verlages.