

J. Guttman¹ · C. Haberthür² · R. Stocker² · M. Lichtwarck-Aschoff³

¹ Anaesthesiologische Universitätsklinik, Sektion Experimentelle Anaesthesiologie, Klinikum der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg

² Chirurgische Intensivstationen, Departement Chirurgie, Universitätsspital Zürich

³ Department of Anesthesiology and Intensive Care, University Hospital Uppsala und Zentralklinikum Augsburg

Automatische Tubuskompensation (ATC)

Zusammenfassung

Der endotracheale Tubus (ETT) ist eine atemmechanische Last, die stark flussabhängig und deshalb sehr variabel ist. Konventionelle Verfahren der Atemunterstützung können den Tubuswiderstand in Inspiration nicht adäquat und in Expiration überhaupt nicht kompensieren. Automatische Tubuskompensation (ATC) kompensiert den flussabhängigen Druckabfall über dem endotrachealen Tubus durch eine positive Druckunterstützung in Inspiration und eine negative Druckunterstützung in Expiration. Die Druckunterstützung folgt der nichtlinearen Druck-Fluss Kennlinie des ETT. ATC beruht auf einem Closed-loop-Prinzip, das indirekt „arbeitet“, da der Istwert des Trachealdrucks nicht direkt gemessen wird, sondern auf der Basis des kontinuierlich gemessenen Atemwegsdrucks und des Gasflusses berechnet wird. Dabei ist ATC kein eigenständiger Modus der Atemunterstützung, sondern vielmehr eine Komponente, die mit allen konventionellen Unterstützungsmodi kombiniert werden kann. ATC liefert die Basis für eine objektive Aufteilung der Druckunterstützung, die zum einen durch den Tubus und zum anderen durch das respiratorische System notwendig wird. Partielle Tubusobstruktion, welche die Effektivität von ATC vermindert, kann durch Analyse des expiratorischen Fluss-Signals nichtinvasiv und automatisch detektiert werden. Eine entsprechende Software kann einfach in ein Beatmungsgerät implementiert werden. Die Effektivität von ATC im Langzeiteinsatz kann durch intermittierende kurzzeitige Messung des Trachealdrucks gewährleistet werden. Bisher ist kein kommerzielles Beatmungsgerät mit vollständigem expiratorischem ATC verfügbar. Studien an Probanden und tracheal intubierten Patienten haben auf über-

zeugende Weise gezeigt, dass ATC die Atemarbeit reduziert und den subjektiven Atemkomfort erhöht. Zusätzlich konnte der Extubationserfolg unter ATC bei schwierig zu entwöhnenden Patienten besser vorhergesagt werden als auf der Basis anderer Modi. Es gibt keine detaillierten Einstellregeln für die klinische Anwendung von ATC. Um jedoch ein „overassist“ zu vermeiden, sollte das Unterstützungs-niveau des in Kombination mit ATC gewählten Modus reduziert werden.

Schlüsselwörter

Automatische Tubuskompensation · Endotrachealtubus · Atemarbeit · Atemmechanik · Übersicht

Der endotracheale Tubus

Bei der mechanischen Beatmung – unabhängig davon, ob als kontrollierte Beatmung oder als unterstützte Spontanatmung eingesetzt – gilt grundsätzlich, dass 2 pneumatische Systeme miteinander gekoppelt sind. Das technische Beatmungssystem (Beatmungsgerät, Atemschläuche, Befeuchter) ist pneumatisch mit dem biologischen Gasaustauschsystem verbunden. Beide Teilsysteme stehen in engem und offenem Energieaustausch miteinander und bilden gemeinsam ein verbundenes pneumatisches System hoher Komplexität. Das pneumatische Verbindungselement ist in der Regel der endotracheale Tubus (ETT). Neben der lokalen mechanischen Irritation von Pharynx, Larynx und Trachea verbunden mit der Gefahr von mechanischer Gewebeschädigung und noso-

komialer Infektion beim Langzeiteinsatz, bildet der ETT die engste Stelle der gesamten pneumatischen Verbindung zwischen Patient und Beatmungsgerät. Der ETT stellt somit einen erheblichen Strömungswiderstand dar, der die atemmechanische Last („resistive load“) und damit die Atemarbeit gerade des spontanatmenden Patienten deutlich erhöht [15, 18]. Jede Form der Atemunterstützung muss daher diesen atemmechanischen Effekten der Intubation Rechnung tragen.

Alle mit der trachealen Intubation assoziierten Probleme werden natürlich bei der Anwendung der Atemmaske im Rahmen der nichtinvasiven Beatmung sehr elegant umgangen [7]. Diese Form der Beatmung bleibt aber einer bestimmten Gruppe von Patienten vorbehalten, während etwa Patienten mit neurologischen Erkrankungen, schwerem Trauma, Schock, oder schwer gestörtem pulmonalem Gasaustausch nach wie vor der Sicherung der Atemwege durch die endotracheale Intubation bedürfen. Auch wenn durch Anwendung der Trachealkanüle – speziell im Falle längerer Beatmungspflichtigkeit – eine ganze Reihe von ETT-assoziierten Problemen umgangen werden, kann auch deren Strömungswiderstand und Beitrag zur Atemarbeit nicht ignoriert werden [24].

Herrn Professor Dr. med. K. Geiger, Freiburg, zum 60. Geburtstag gewidmet.

PD Dr. rer. nat. J. Guttman
Anaesthesiologische Universitätsklinik,
Sektion Experimentelle Anaesthesiologie,
Hugstetterstraße 55, 79106 Freiburg,
E-Mail: guttmann@ana1.ukl.uni-freiburg.de

Automatic tube compensation (ATC)

Abstract

The endotracheal tube (ETT) is a considerably flow-dependent and, therefore, variable mechanical load. Conventional modes of respiratory support cannot adequately compensate for the tube resistance in inspiration and not at all in expiration. Automatic tube compensation (ATC) compensates for the flow-dependent pressure drop across the tracheal tube by a positive pressure support in inspiration and by a negative pressure support in expiration. The pressure support closely follows the nonlinear pressure-flow curve of the ETT. Automatic tube compensation has an indirect closed-loop working principle since the target tracheal pressure is not directly measured but rather calculated from continuously measured airway pressure and flow rate. It is not an own ventilatory mode but rather a component of flow-proportional pressure support which can be combined with all conventional ventilatory modes, and provides a rational basis for subdividing the pressure support to overcome the mechanical load of the tubing and to overcome that of the respiratory system. Partial tube obstructions, which could decrease the effectivity of ATC, could be detected automatically by analysing the expiratory flow signal using a software, which could be easily implemented into the ventilator. The effectivity of ATC during long-term application can be maintained by intermittent short-term measurement of the tracheal pressure. Up to now there is no commercially available ventilator which allows complete expiratory ATC. Studies in volunteers and in mechanically ventilated patients have convincingly shown that ATC reduces work of breathing and increases respiratory comfort. In addition, successful extubation could be better predicted with this mode in difficult-to-wean patients compared to other modes. There are no special rules in the clinical application of ATC. However, to prevent over-assist the support level of the ventilatory mode which is combined with ATC should be reduced.

Keywords

Automatic tube compensation ·
Endotracheal tube · Work of breathing ·
Respiratory mechanics · Overview

Trends und Medizinökonomie

Die Druck-Fluss-Kennlinie von Endotrachealtuben

Bei tracheal intubierten Patienten besteht ein erheblicher Unterschied zwischen dem Atemwegsdruck (p_{aw}) am äußeren, proximalen Ende des ETT und dem Trachealdruck (p_{trach}) am inneren, distalen Tubusende. Diese Druckdifferenz entspricht dem Druckabfall über dem ETT (Δp_{ETT}) [15, 44].

$$\Delta p_{ETT} = p_{aw} - p_{trach} \quad (1)$$

Δp_{ETT} ist positiv während der Inspiration. Für die inspiratorische Gasflussphase gilt: $p_{aw} > p_{trach}$. Umgekehrt ist Δp_{ETT} während der Expiration negativ. Für die expiratorische Gasflussphase gilt: $p_{trach} > p_{aw}$. Der Druckabfall über dem Tubus ist um so größer, je größer der Gasfluss ist und wird zu Null, falls der Gasfluss Null ist, also etwa bei einer endinspiratorischen, oder endexpiratorischen Okklusion.

Der physikalische Grund für dieses strömungsmechanische Verhalten des ETT liegt im Energieverlust und damit im Druckverlust, den ein strömendes Gas entlang seines Leitungswegs erfährt. Die Bedeutung dieser Aussage wird im Folgenden erläutert: Ursache für den konvektiven Gastransport ist immer eine treibende Druckdifferenz, d. h. Gas strömt immer entlang eines Druckgradienten vom Ort höheren Drucks zum Ort niedrigeren Drucks. Eine Druckdifferenz wird also benötigt, um ein Gas entlang einer gewissen Leitungsstrecke zu treiben, d. h. um einen Gasfluss aufrechtzuerhalten, muss eine entsprechende Druckdifferenz aufrechterhalten werden. Betrachtet man dies vom Standpunkt der physikalischen Energie, so ist die Druckdifferenz notwendig, um den Gasmolekülen die notwendige Energie mitzuteilen, die sie zur Überwindung von Reibung entlang einer bestimmten Wegstrecke benötigen. Das bedeutet aber, dass die Energie entlang einer Wegstrecke aufgezehrt wird, mit anderen Worten, der treibende Druck wird entlang einer Strecke verbraucht, die Druckdifferenz baut sich durch Reibungsverluste ab. Während zu Anfang einer gasdurchflossenen Röhre der höchste Druck gemessen wird, nimmt dieser stromabwärts – mit abnehmender Energie – immer weiter ab. Überträgt man dies nun auf die Situation der Beatmung, so misst man entlang einer

von Atemgas durchströmten Leitung an unterschiedlichen Messorten in Strömungsrichtung abnehmende Drücke. Während der Inspirationsphase nimmt der Druck vom Beatmungsgerät zur Lunge hin ab ($p_{aw} > p_{trach}$); umgekehrt nimmt während der Expirationsphase der Druck von der Lunge bis zum Beatmungsgerät hin ab ($p_{trach} > p_{aw}$).

Untersucht man den Strömungswiderstand von Endotrachealtuben im Labor, so ist es entscheidend, die klinische Situation unter Laborbedingungen möglichst gut zu simulieren. Dies betrifft die Krümmung des Tubus ebenso wie die Geometrie der beiden Tubusenden (Tubusansatzstück und Trachea) sowie die Gasfluss- und Atemfrequenzbereiche, wie sie typisch für die Beatmung von Säuglingen und Kindern [18] und von Erwachsenen sind [15]. Der Strömungswiderstand einer gasdurchflossenen Röhre entspricht bekanntlich dem Verhältnis von Druckdifferenz über dieser Röhre zur Größe des Gasflusses. Dementsprechend muss zur Charakterisierung der strömungsmechanischen Eigenschaften von Trachealtuben der Gasfluss und zusätzlich der Druck an beiden Tubusenden gemessen werden. Als zusammengefasstes Ergebnis dieser Laboruntersuchungen zeigt Abb. 1 die Druck-Fluss-Kennlinien von pädiatrischen ETTs von 2,5–6,5 mm Innendurchmesser (ID) und von ETTs von 7,0–9,0 mm ID. Die Druck-Fluss-Kennlinien der pädiatrischen Tuben sind in der Mitte des Diagramms eingefügt. Auffallendes Merkmal der $\Delta p_{ETT}/\dot{V}$ -Kurven ist deren starke Krümmung. Der Grund für die gekrümmte Form der Kennlinien, d. h. für den nichtlinearen Zusammenhang zwischen Druckdifferenz und Gasfluss liegt darin, dass der Gasfluss im Tubus bei den unter Beatmung auftretenden Flussbereichen im Wesentlichen turbulent ist. Bei sehr niedrigen Flussraten ist der Gasfluss laminar. Übersteigt die Flussrate einen kritischen Wert, so wird der Fluss turbulent. Der Übergang von laminarem zu turbulentem Fluss erfolgt, wenn die an den strömenden Teilchen angreifenden Trägheitskräfte die viskositätsbedingten Kräfte um ein Vielfaches übersteigen. Bei Endotrachealtuben liegen die kritischen Flussraten zwischen etwa 100 ml/s (pädiatrischer ETT von 2,5 mm ID) und etwa 400 ml/s (ETT mit 9 mm ID). Der Zusammenhang zwischen Druckdiffe-

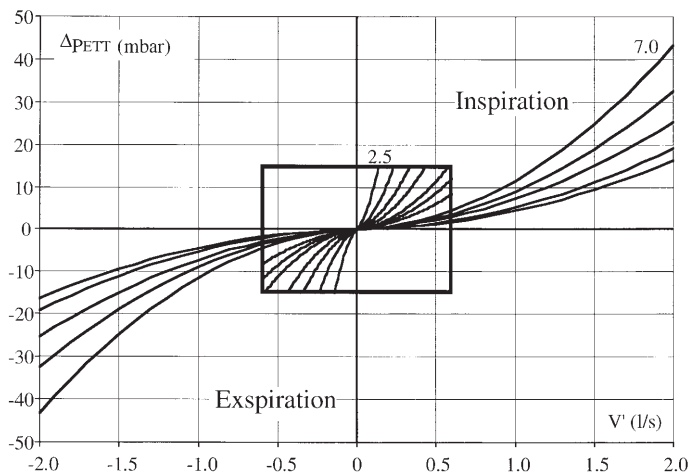


Abb. 1 ▲ **Druck-Fluss-Kennlinien von pädiatrischen Endotrachealtuben (ETT) mit Innendurchmessern (ID) von 2,5–5,5 mm und von ETTs für Erwachsene mit ID von 7,0–9,0 mm in ID Schritten von 0,5 mm (Inspiration: Fluss und Druckabfall positiv; Expiration: Fluss und Druckabfall negativ). Die Kennlinien der pädiatrischen Tuben sind im eingerahmten Feld im Zentrum des Diagramms dargestellt. (Mit freundlicher Genehmigung des Verlags W. B. Saunders, Philadelphia)**

renz und Fluss hängt ganz wesentlich von der Geometrie des ETT (d. h. von Durchmesser, Länge, Form und Querschnittsfläche) ab, aber auch von weiteren strömungsmechanischen Bedingungen wie der Atemgaszusammensetzung oder der Atemfrequenz [8, 27, 39, 47].

Vom Atemwegsdruck zum Trachealdruck

Löst man Gleichung (1) nach dem Trachealdruck p_{trach} auf, so ergibt sich folgender einfache Zusammenhang:

$$p_{trach} = p_{aw} - \Delta p_{ETT} \quad (2)$$

Gemäß Gleichung (2) kann der Trachealdruck auf der Grundlage des gemessenen Atemwegsdrucks (p_{aw}) und des Druckabfalls über dem Tubus (Δp_{ETT}) kontinuierlich berechnet werden, indem Δp_{ETT} von p_{aw} subtrahiert wird. Δp_{ETT} ist nun aber kein konstanter Wert, sondern eine Größe, die sich innerhalb eines Atemzugs stark flussabhängig ändert. Die Abb. 1 zeigt diesen Zusammenhang graphisch. Um nun Gleichung (2) benutzen zu können, müssen wir die nichtlinearen Tubuskennlinien mathematisch beschreiben. Eine einfache mathematische Beschreibung bietet die nach Rohrer [36, 37] benannte quadratische Gleichung. Die Rohrer-Gleichung besteht aus einem linearen Term für die laminare Strömung bei niedrigen Flussraten und einem quadratischen Term für die turbulente Strömung bei höheren Flussraten:

$$\Delta p_{ETT} = K_1 \cdot \dot{V} + K_2 \cdot \dot{V}^2 \quad (3)$$

wobei K_1 und K_2 die tubusspezifischen Koeffizienten und \dot{V} den Fluss bedeuten. Gleichung (3) beschreibt nichts anderes als die in Abb. 1 dargestellten nichtlinearen Tubuskennlinien, wobei die tubusspezifischen Koeffizienten K_1 und K_2 für jeweils einen Tubus mit bestimmtem Innendurchmesser und bestimmter Länge (sowie der Krümmung dieses Tubus und seiner inneren Oberflächenbeschaffenheit usw.) gelten. Diese Tubuskoeffizienten wurden in Laboruntersuchungen für Endotrachealtuben und Trachealkanülen mit unterschiedlichem Innendurchmesser und unterschiedlicher Länge bestimmt und liegen mittlerweile für alle gängigen Größen der bei Erwachsenen verwendeten Tuben [15] und der in der Pädiatrie verwendeten Tuben [18] vor.

Der auf der Grundlage der Gleichungen (2) und (3) berechnete Trachealdruck zeigt eine sehr gute Übereinstimmung mit dem tatsächlich gemessenen Trachealdruck sowohl im Laborversuch als auch bei Patienten unter mechanischer Beatmung und bei unterstützter Spontanatmung [10, 15].

Die Bedeutung der nichtlinearen Tubuskennlinie für den intubierten Patienten

Die Bedeutung der nichtlinearen Tubuskennlinie für die intensivmedizinische Praxis wird am ehesten klar, wenn man

sich einen tracheal intubierten spontan atmenden Patienten während der Entwöhnungsphase vor Augen hält. Die Abb. 2 zeigt im oberen Diagramm die Druck-Fluss-Kennlinie eines 8-mm-ETT und im unteren Diagramm das von oben nach unten durchlaufen wird, das in- und expiratorische Flussmuster während eines spontanen Atemzugs mit mäßigem Ventilationsbedarf (Punkte A-B-C-D-E) und mit erhöhtem Ventilationsbedarf (A-B'-C-D'-E). Die auf den Flusskurven jeweils markierten 5 charakteristischen Punkte, werden im Verlauf des spontanen Atemzugs nacheinander durchlaufen. Die entsprechenden Punkte sind ebenfalls auf der Tubuskennlinie eingezeichnet, wobei die Punkte A, C und E dort im Nullpunkt zusammenfallen. Folgt man nun der Flusskurve vom Beginn der Inspiration (A) bis zum inspiratorischen Spitzenfluss $\dot{V}_{I,max}$; B bzw. B'), der etwa in der Mitte der Inspirationsphase erreicht wird, so wandert man entsprechend auf der Tubuskennlinie vom Nullpunkt nach rechts bis zum Druckabfall bei $\dot{V}_{I,max}$ (B bzw. B'). Man erkennt, dass der Druckabfall über dem Tubus, der vom Patienten aufgebracht werden muss, überproportional anwächst und damit auch die vom Patienten aufzubringende Tubusbedingte inspiratorische Atemarbeit. Bei einem angenommenen $\dot{V}_{I,max}$ von etwa 1 l/s (B) beträgt der Druckabfall über dem Tubus ca. 10 mbar, um bei 2 l/s (B') bereits auf ca. 25 mbar anzusteigen, d. h. beim Erreichen des inspiratorischen Spitzenflusses muss der Patient einen Druck von 10 mbar bzw. 25 mbar aufbringen, um alleine den Tubuswiderstand zu überwinden. Nach Durchlaufen des Spitzenwerts nimmt der Fluss bis zum Ende der Inspiration bis auf Null ab (C), die Tubuskennlinie wird von rechts nach links wieder zurück zum Nullpunkt (C) durchlaufen. Analog nimmt der expiratorische Fluss bis zum Spitzenwert $\dot{V}_{E,max}$ (D bzw. D') zu, wobei die Tubuskennlinie nach links bis zum Erreichen des Druckabfalls bei $\dot{V}_{E,max}$ (D bzw. D') durchlaufen wird. Anschließend nimmt der Fluss bis zu seinem endexpiratorischen Wert (E) ab, die Tubuskennlinie wird von links nach rechts zurück zum Nullpunkt (E) durchlaufen.

Je nach Inspirationsanstrengung des Patienten kann der inspiratorische Spitzenfluss Werte zwischen 0,4 l/s und 2,5 l/s erreichen [13, 24, 26]; zudem kann

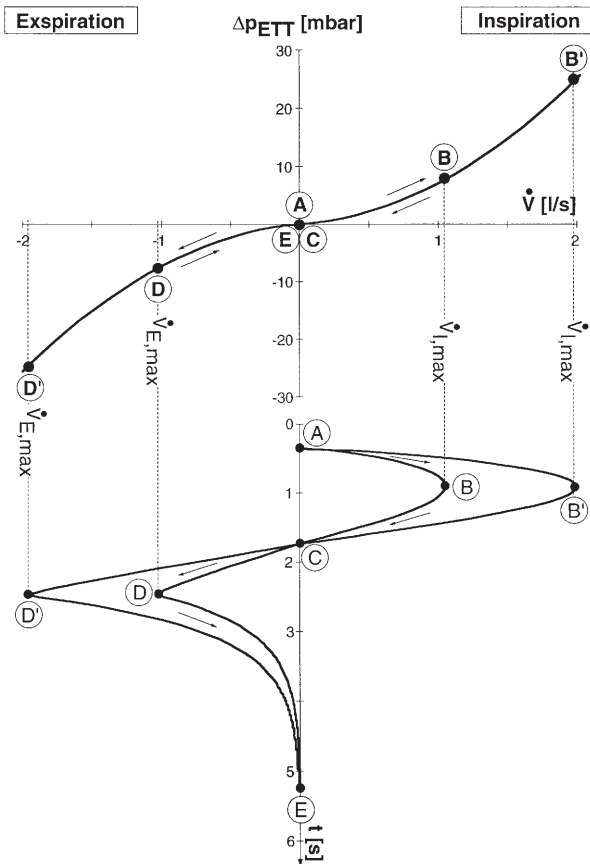


Abb. 2 ▲ Druck-Fluss-Kennlinie für Endotrachealtuben von 8 mm Innendurchmesser und Originallänge für Inspiration und Expiration. Das untere Diagramm, das von oben nach unten durchlaufen wird, zeigt das in- und expiratorische Flussmuster während eines spontanen Atemzugs, einmal mit mäßigem (Punkte A-B-C-D-E) und einmal mit erhöhtem Ventilationsbedarf (A'-B'-C'-D'-E'). Die 5 auf der Flusskurve markierten Punkte A-E entsprechen 3 Punkten auf der Tubuskennlinie. Beide Kurven werden jeweils in Pfeilrichtung durchlaufen. (Mit freundlicher Genehmigung des Springer-Verlags, Heidelberg)

der inspiratorische Spitzenfluss bei spontan atmenden Patienten von Atemzug zu Atemzug erheblich variieren. Dementsprechend variiert auch der Tubuswiderstand beträchtlich, nicht nur innerhalb eines Atemzugs, sondern auch von Atemzug zu Atemzug. Der expiratorische Gasfluss zeigt bei allen Modi (auch bei den kontrollierten Beatmungsverfahren) einen exponentiellen, d. h. einen inkonstanten Verlauf, und dementsprechend ist auch in Expiration der Druckabfall über dem Tubus nicht konstant.

Nach diesen Ausführungen wird deutlich, dass der Tubus sowohl in Inspiration als auch in Expiration mit größer werdendem Fluss zur größer werdenden atemmechanischen Belastung für den Patienten wird. Es steht zu erwarten, dass diese ETT-bedingte resistive Last um so größer ist, je kleiner der Innendurchmesser des Tubus ist.

Möglichkeiten der Tubuskompensation

Die nichtlineare Druck-Fluss-Kennlinie des Tubus hat namentlich für die unterstützte Spontanatmung einschneidende Folgen. Während der unterstützten Spontanatmung lässt sich infolge der Variabilität des Gasflusses und der damit verbundenen Variabilität des momentan wirksamen Tubuswiderstands überhaupt nicht abschätzen, welcher Anteil der vom Beatmungsgerät gelieferten Unterstützung am Tubuswiderstand verbraucht wird und welcher Anteil dem Patienten effektiv noch zukommt. Dieses bedenkend, erhebt sich die Frage, wie denn überhaupt ein spontan atmender Patient auf adäquate Weise vom ETT zu entlasten sei. In der klinischen Routine wird häufig versucht, den Tubuswiderstand mit Hilfe der inspiratorischen Druckunterstützung zu kompensieren (pressure support ventilation:

PSV) [14]. Eine Druckunterstützung zwischen 5 und 8 mbar wurde dabei bei Patienten ohne pulmonale Grunderkrankung zur Tubuskompensation empfohlen [5, 6, 14, 43], während bei Patienten mit pulmonaler Grunderkrankung eine Druckunterstützung von 8–14 mbar als adäquat angesehen wird [6]. Angesichts der nichtlinearen Druck-Fluss-Kennlinie des Tubus ist aber ohne weiteres einsichtig, dass eine adäquate Tubuskompensation mit einer konstanten Druckunterstützung, wie beim PSV-Modus, überhaupt nicht möglich ist [16]. Die Abb. 3 verdeutlicht dies am Beispiel der Druck-Fluss-Kurve eines 8-mm-ETT. Die horizontale Linie entspricht einer konstanten inspiratorischen Druckunterstützung (PSV) von 10 mbar. Da der Druckabfall über dem Tubus flussabhängig ist, ist es offensichtlich nicht möglich, diesen Druckabfall mit einem konstanten PSV-Hilfsdruck zu kompensieren.

Bei der konstanten Druckunterstützung mit PSV sind in Abhängigkeit von der aktuellen Größe des inspiratorischen Gasflusses drei unterschiedliche Situationen zu unterscheiden:

1. bei geringen Gasflüssen wird der Tubus durch PSV überkompensiert,
2. bei mittleren Gasflüssen wird der Tubus durch PSV adäquat kompensiert,
3. bei hohen Gasflüssen wird der Tubus durch PSV unterkompensiert.

Lediglich am Schnittpunkt zwischen der Tubuskennlinie und der Linie der Druckunterstützung (im Beispiel bei einer Flussrate von etwas über 1 l/s) kompensiert ein PSV-Druck von 10 mbar den Druckabfall über einem 8-mm-ETT gerade korrekt. Es kann aber durchaus vorkommen, dass bei einem heftig inspirierenden Patienten eine inspiratorische Druckunterstützung von beispielsweise 15 mbar im Modus PSV nicht einmal ausreicht, um den Tubuswiderstand auch nur annähernd zu kompensieren [13, 24, 26, 41, 42]. Wenn derselbe Patient jedoch wenige Atemzüge später nur noch eine schwache Inspirationsanstrengung zeigt, so würde er mit den gleichen 15 mbar Druckunterstützung bis auf die zur Triggerung erbrachte Atemarbeit vollständig (passiv) beatmet. Der von Atemzug zu Atemzug variable Tubuswiderstand kann aus Prinzip ebensowenig mit einer voreingestellten (konstanten) Druckunterstützung

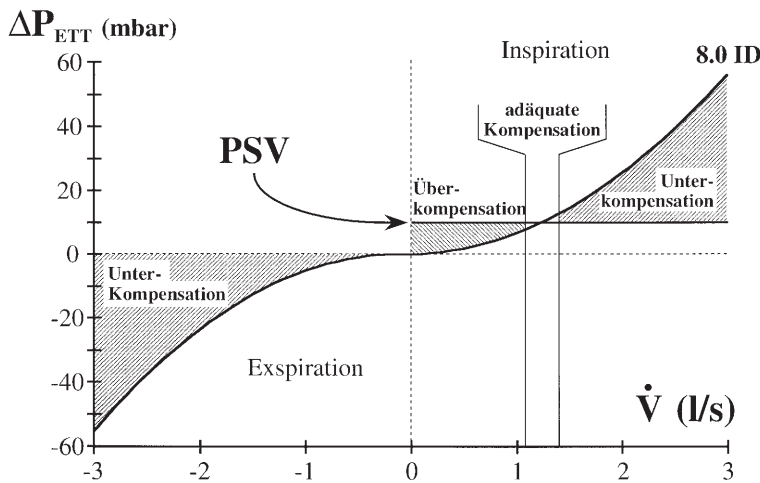


Abb. 3 ▲ Druck-Fluss-Kennlinie für Endotrachealtuben (ETT) von 8 mm Innendurchmesser für Inspiration und Expiration. Wegen des variablen Flussmusters unter Spontanatmung ist der Druckabfall über dem Tubus ebenfalls variabel (s. Abb. 2). Der Strömungswiderstand des ETT kann daher nicht adäquat mit einem konstanten inspiratorischen Unterstützungsdruck (PSV) kompensiert werden. Da konventionelle Modi keine expiratorische Atemunterstützung bieten, ist die Expiration im Hinblick auf den Tubus unterkompensiert

kompensiert werden wie der auch innerhalb eines Atemzugs variable Tubuswiderstand. Eine Erhöhung der konstanten Druckunterstützung würde den Grad der Unterkompensation zwar verringern, gleichzeitig aber auch den Grad der Überkompensation erhöhen. Deshalb sind alle bisherigen volumen- und druckgeregelten Beatmungsverfahren nicht in der Lage, den Tubuswiderstand adäquat zu kompensieren und damit dem Patienten die durch den Tubuswiderstand bedingte zusätzliche Atemarbeit ohne gleichzeitige Überkompensation abzunehmen, obwohl genau dies beispielsweise für den Modus PSV immer wieder behauptet wurde [1, 5, 6, 14].

Das Problem des flussabhängigen, nichtlinearen Tubuswiderstands ist also von großer klinischer Bedeutung, da ein nicht adäquat kompensierter Tubuswiderstand zusätzliche Atemarbeit für den Patienten bedeutet [2, 4, 13, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 38, 45, 48] und diese zusätzliche Atemarbeit mehr als das Doppelte der normalerweise vom Patienten zu leistenden Atemarbeit betragen kann [22]. Hinzu kommt als prinzipielle Limitierung aller Modi der unterstützten Spontanatmung ihre Beschränkung auf die Inspirationsphase. Der ETT ist jedoch ein Strömungswiderstand, der den Patienten in der Expirationsphase ebenfalls atemmechanisch belastet. Der ETT vermindert den expiratorischen Fluss (flow limitation), was zu einer Verlängerung der Expirationszeit mit den bekannten

Folgen der dynamischen Hyperinflation und der Ausbildung eines intrinsic PEEP führen kann. Ein expiratorisch wirksamer Unterstützungsmodus könnte die geschilderten Probleme verhindern.

Wie kann aber nun der Tubuswiderstand adäquat kompensiert werden? Es ist offensichtlich, dass eine adäquate ETT-Kompensation eine Druckunterstützung erfordert, die sich proportional zum Gasfluss ändert und zwar genau entsprechend der nichtlinearen Druck-Fluss-Kennlinie des ETT. Genau das macht ATC (Automatic Tube Compensation) sowohl für den inspiratorischen wie auch für den expiratorischen Tubuswiderstand. Das Beatmungsgerät erhöht den Druck P_{ATC} während der Inspiration und erniedrigt diesen während der Expiration entsprechend der Druck-Fluss-Kennlinie des ETT. Damit bietet ATC eine nichtlinear flussabhängige positive Druckunterstützung in Inspiration und eine negative Druckunterstützung in Expiration, wodurch die Unterstützung vom Beatmungsgerät automatisch an den aktuellen Druckabfall über dem ETT angepasst wird. Vom systematischen Gesichtspunkt aus betrachtet ist ATC eine nichtlinear flussproportionale Druckunterstützung [49].

Die technische Realisierung von ATC

Die Abb. 4 zeigt das Prinzip von ATC. Beim tracheal intubierten Patienten, des-

sen Spontanatmung durch das Beatmungsgerät unterstützt wird, werden der Gasfluss (\dot{V}) und der Atemwegsdruck (p_{aw}) kontinuierlich am proximalen Tubusende gemessen und in Form von elektrischen Signalen in den ATC-controller eingespeist. Die Größe des ETT in-situ, d. h. sein Innendurchmesser, wird separat in den ATC-controller eingegeben. Auf der Basis dieser Eingabe wählt der ATC-controller automatisch diejenigen Tubuskoeffizienten K_1 und K_2 [Gleichung (3)] aus, die die zur eingegebenen Tubusgröße gehörige Druck-Fluss-Kennlinie mathematisch beschreiben. Zu jedem inspiratorischen Flusswert berechnet der ATC-controller den aktuellen inspiratorischen Druckabfall über dem ETT und führt ein elektrisches Signal in die Steuereinheit des Beatmungsgeräts, welches dieses veranlasst, den Atemwegsdruck genau um den Betrag des aktuellen inspiratorischen Δp_{ETT} zu erhöhen. Damit folgt die inspiratorische Druckunterstützung bei ATC dem aktuellen Druckabfall über dem ETT. Da – wie bereits beschrieben – der Tubuswiderstand auch in Expiration wirksam ist, wird der Atemwegsdruck während der Expiration auf dieselbe Weise unter das PEEP-Niveau abgesenkt, wie er während der Inspiration über das PEEP-Niveau hinaus angehoben wird. Zu jedem expiratorischen Flusswert berechnet der ATC-controller den aktuellen expiratorischen Druckabfall über dem ETT und gibt ein elektrisches Steuersignal an das Beatmungsgerät, welches dieses veranlasst, den Atemwegsdruck entsprechend dem expiratorischen Δp_{ETT} unter das PEEP-Niveau abzusenken. Durch Anwendung dieser *Closed-loop-Technik* kompensiert das Beatmungsgerät den Tubuswiderstand automatisch in Inspiration und in Expiration.

Unsere erste technische Realisierung von ATC wurde von Fabry et al. [10] beschrieben. Es wurde ein kommerzielles, elektronisch gesteuertes Demand-flow-Beatmungsgerät modifiziert. Im respiratorischen Sinne kann der flussabhängige Tubuswiderstand dadurch kompensiert werden, dass das Demand-flow-Prinzip nicht auf den Atemwegsdruck am proximalen Tubusende, sondern auf den Trachealdruck am distalen Tubusende angewendet wird. Beim konventionellen Demand-flow-Prinzip wird der Istwert des Atemwegsdrucks gemessen und mit einem Sollwert verglichen. Im Modus CPAP beispielsweise ist dieser Sollwert

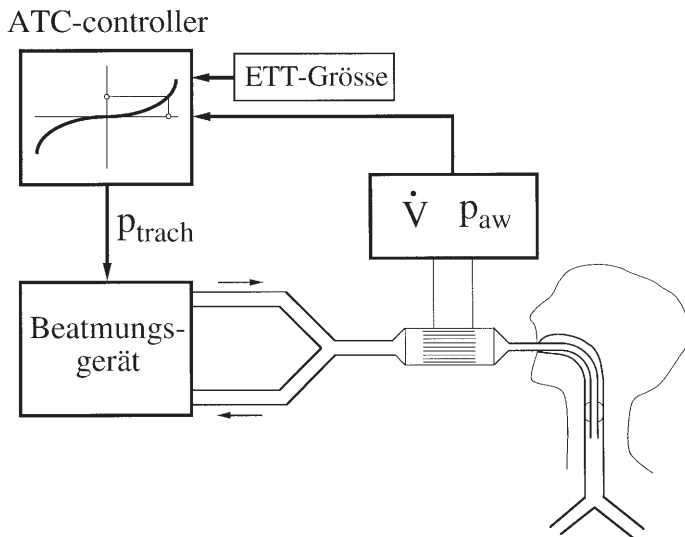


Abb. 4 ▲ **Technisches Prinzip von ATC:** Gasfluss (\dot{V}) und Atemwegsdruck (p_{aw}) werden am proximalen Ende vom endotrachealen Tubus kontinuierlich gemessen und in Form von elektrischen Signalen in den ATC-Controller eingespeist. Die Tubusgrösse wird separat eingegeben. Der ATC-Controller berechnet den aktuellen Druckabfall über dem Tubus und steuert das Beatmungsgerät so, dass es in Inspiration den Atemwegsdruck erhöht und in Expiration erniedrigt, mit dem Ziel, einen vorgegebenen Sollwert des Trachealdrucks (p_{trach}) einzuhalten. (Mit freundlicher Genehmigung des Verlags W. B. Saunders, Philadelphia)

der PEEP, im Modus PSV hingegen der inspiratorische Unterstützungsdruck. Erkennt der Demand-flow-Regler eine Abweichung zwischen Istwert und Sollwert, so wird je nach Vorzeichen der Regelabweichung der Gasfluss zum Patienten erhöht oder erniedrigt, um den Atemwegsdruck auf den Sollwert zu regeln. Wird nun anstelle des Atemwegsdrucks der Trachealdruck als Sollwert vorgegeben, so wird der Widerstand des dazwischen liegenden Tubus durch den Demand-flow-Regler automatisch kompensiert. Leider ist die Messung des Trachealdrucks, beispielsweise über einen in den Tubus eingelegten Messkatheter oder einen in die Tubuswandung eingearbeiteten Messkanal wegen Sekretablagerung allenfalls nur für eine beschränkte Zeit möglich. Für den zuverlässigen Betrieb eines Demand-flow-Reglers ist jedoch eine kontinuierliche Bestimmung des Trachealdrucks erforderlich. Wegen der praktischen Unmöglichkeit der Trachealdruckmessung haben wir ein einfaches Verfahren zur kontinuierlichen Berechnung des Trachealdrucks entwickelt [15, 18]. Zieht man diesen berechneten Trachealdruck zur Regelung des Demand-flow-Ventilators heran und ergänzt diesen um eine Unterdruckquelle, um während der Expiration – falls notwendig – einen Unterdruck am proximalen Tubusende anlegen zu können, so kann der Wi-

derstand des Endotrachealtubus oder der Trachealkanüle tatsächlich während der Inspiration und Expiration kompensiert und dadurch dem Patienten die zusätzliche, durch den Tubuswiderstand bedingte Atemarbeit fast vollständig erspart werden („elektronische Extubation“) [22, 30, 31].

Technische Realisierung von ATC in einem kommerziellen Beatmungsgerät

ATC wurde mittlerweile in ein kommerzielles Beatmungsgerät (Evita 4, Dräger, Lübeck) implementiert. Zwischen der Original-ATC-Methode und der kommerziellen ATC-Realisierung bestehen einige Unterschiede:

- (1) Das kommerzielle Beatmungsgerät ist nicht mit einer Negativdruck-Quelle ausgerüstet. Zur expiratorischen Tubuskompensation kann das Beatmungsgerät den Atemwegsdruck vom eingestellten endexpiratorischen Druck (PEEP) bis minimal auf Atmosphärendruck absenken. Damit steht für die expiratorische Tubuskompensation maximal ein Druckgradient zur Verfügung, der sich aus der Differenz von PEEP und Umgebungsdruck ergibt. Wurde beispielsweise ein PEEP von

10 mbar am Beatmungsgerät vor-eingestellt, so steht für die expiratorische Tubuskompensation maximal eine Druckdifferenz von 10 mbar zur Verfügung, bei einem eingestellten PEEP von 5 mbar sind dies nur noch maximal 5 mbar. Der Grad der expiratorischen Tubuskompensation hängt also von der Höhe des eingestellten PEEP ab. Infolgedessen ist eine vollständige expiratorische Tubuskompensation nur bei relativ hohem PEEP möglich, wie das in Abb. 5 dargestellt ist. Das obere Diagramm zeigt schematisch das variable Flussmuster eines spontanatmenden Patienten. Das folgende Druckdiagramm zeigt ebenfalls schematisch den entsprechenden Verlauf von Atemwegs- und Trachealdruck bei vollständiger expiratorischer Tubuskompensation. Das untere Druckdiagramm zeigt die Situation bei unvollständiger expiratorischer Kompensation. Es ist zu beachten, dass p_{trach} bei unvollständiger Kompensation während der Expirationsphase deutlich erhöht ist.

- (2) Bei der beschriebenen Originalmethode wurden Atemwegsdruck und Gasfluss am Y-Stück, also patientennah gemessen. Das kommerziell verfügbare ATC benützt respiratorische Daten, die innerhalb des Beatmungsgeräts gemessen werden, mithin also patientenfern. Druckverluste und kompressible Volumina von Atemschlauchsystem und Befeuchter werden mathematisch korrigiert. Gewisse Einschränkungen, was die Genauigkeit der Tubuskompensation anbetrifft, stehen hierbei allenfalls bei sehr raschen Änderungen von Atemwegsdruck oder Gasfluss zu erwarten.
- (3) Das kommerzielle Beatmungsgerät benützt eine vereinfachte Formel zur Berechnung des Druckabfalls Δp_{ETT} über dem Tubus:

$$\Delta p_{ETT} = K \cdot \dot{V}^2 \quad (4)$$

Der Koeffizient K entspricht hierbei dem Strömungswiderstand des ETT bei einer Flussrate von 1 l/s. Diese Vereinfachung resultiert in einer leichten Unterkompensation des Tubuswiderstands bei niedrigen Flüssen und in einer Überkompensation bei hohen Gasflüssen.

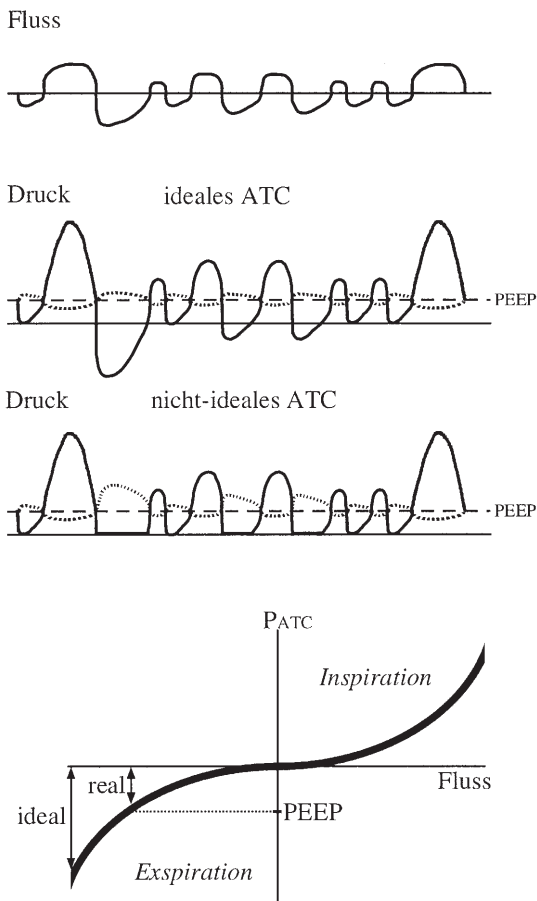


Abb. 5 ▲ Schematische Fluss- und Druckkurven einer Sequenz von spontanen Atemzügen mit variablem Flussmuster (durchgezogene Linie: Atemwegsdruck; gestrichelte Linie: Trachealdruck). Bei idealem ATC verfügt das Beatmungsgerät über eine Negativdruckquelle (oberes Druckdiagramm) und ermöglicht vollständige expiratorische Tubuskompensation. Der Trachealdruck entspricht nahezu dem PEEP-Niveau. Nichtideales ATC ohne Negativdruckquelle erlaubt bei niedrigem PEEP und/oder hohen expiratorischen Flüssen nur eine unvollständige expiratorische Tubuskompensation. In diesem Fall muss der Patient zusätzliche expiratorische Atemarbeit zur Tubuskompensation aufbringen, und der Trachealdruck steigt deutlich über das PEEP-Niveau an. Der Unterschied zwischen beiden ATC-Formen (real vs. ideal) ist zusätzlich am Beispiel einer Druck-Fluss-Tubuskennlinie im unteren Diagramm dargestellt

Ein erster Vergleich zwischen unserem experimentellen System und dem kommerziellen System (Prototyp) hat zwar ergeben, dass der kommerzielle Prototyp größere Abweichungen vom Trachealdruck-Sollwert gezeigt hat, dass aber andererseits die Bedienung des kommerziellen Beatmungsgeräts wesentlich einfacher ist [12]. Weitere klinische Studien mit dem kommerziellen System werden zeigen müssen, ob dessen Genauigkeit der Tubuskompensation für die klinische Praxis ausreichend ist.

Partielle Tubusobstruktion

Wie weiter oben beschrieben, wird p_{trach} mittels der Closed-loop-Technik in die Steuereinheit des Beatmungsgeräts

rückgeführt. Da jedoch p_{trach} nicht gemessen sondern berechnet wird, limitiert eine partielle Obstruktion des ETT beispielsweise durch Trachealsekret oder mechanisches Abknicken des Tubus die Effektivität von ATC namentlich bei dessen Langzeitanwendung. Obwohl wir in einer umfangreichen klinischen Studie eine ausgezeichnete Übereinstimmung zwischen direkt gemessenem und berechnetem Trachealdruck unter ganz unterschiedlichen klinischen Bedingungen gefunden haben [15], müssen wir damit rechnen, dass partielle Tubusobstruktionen auftreten können. Letzteres trifft insbesondere für die pädiatrische Intensivmedizin zu. So haben beispielsweise Redding et al. [35] bei 20% der pädiatrischen Tuben, die un-

mittelbar nach Extubation inspiziert wurden, eine partielle Obstruktion gefunden. Akute Obstruktion des ETT erhöht den Atemwegsdruck, vermindert das Atemzugsvolumen, erhöht das Risiko für dynamische Hyperinflation und intrinsic PEEP durch Verlängerung der Expirationszeit und verhindert eine zuverlässige Berechnung des Trachealdrucks. Eine Verkleinerung der Querschnittsfläche des ETT ist zumeist durch Sekret verursacht [9, 46], aber auch durch Abknicken des Tubus („kinking“) [34], oder durch externe Kompression [3]. Die daraus resultierende Obstruktion des ETT verändert dessen Druck-Fluss-Kennlinie erheblich [29], mit der Konsequenz, dass der Druckabfall über dem partiell obstruierten ETT unterschätzt wird. Bezogen auf ATC heißt das, dass im Fall partieller Tubusobstruktion der Tubuswiderstand unterkompensiert wird. Es empfiehlt sich daher auch bei Anwendung von ATC wie bei anderen Formen der Atemunterstützung durch ein entsprechendes respiratorisches Monitoring, Hypoventilation zu vermeiden.

Natürlich wäre es eleganter, eine Tubusobstruktion zu detektieren, bevor es zu einer inadäquaten Atemunterstützung und zu Hypoventilation kommt. Wir haben zur nichtinvasiven Detektion von partieller Tubusobstruktion eine Computer-unterstützte Methode vorgeschlagen, welche auf einer automatischen Analyse des expiratorischen Flussignals beruht [17]. Damit kann die Entwicklung einer Tubusobstruktion überwacht werden. Mit einem einfachen Verfahren ist es anschließend möglich, die aktuellen tubusspezifischen Konstanten, am Patientenbett neu zu bestimmen und die korrigierten Werte in den ATC-Algorithmus einzuspeisen [50]. Wird dieses Verfahren ein- bis zweimal täglich angewendet, so sollte Unterkompensation infolge Sekretablagung wirkungsvoll verhindert werden können.

Vorteile von ATC

Das Konzept von ATC legt eine Reihe von Vorteilen für den intubierten oder tracheotomierten, spontanatmenden Patienten nahe, wovon die meisten in den bisherigen klinischen Studien bestätigt werden konnten. Ein erster Vorteil liegt bereits im Wegfall eines Triggerkriteri-

ums für den Beginn von Inspiration und Expiration. Damit wird das Auftreten von Fehltriggerung und Selbsttriggerung wirkungsvoll verhindert [22] und somit einer der Ursachen für das Auftreten von *Desynchronisation* zwischen Patient und Beatmungsgerät vorgebeugt [11].

Ein weiterer, nahe liegender Vorteil von ATC ist die wirkungsvolle Verminderung der zusätzlichen, durch den Tubuswiderstand verursachten Atemarbeit. Dies konnte im Vergleich zum Modus PSV sowohl bei orotracheal intubierten [13] als auch bei tracheotomierten Patienten [24, 26] eindeutig nachgewiesen werden. Bei einer Gruppe von tracheotomierten Patienten mit unterschiedlicher Inspirationsanstrengung konnte zudem gezeigt werden, dass die durch den Tubuswiderstand verursachte zusätzliche Atemarbeit im CPAP-Modus mehr als die Hälfte der gesamten respiratorischen Atemarbeit ausmachen kann [26]. Obwohl die zusätzliche, durch den Tubuswiderstand bedingte Atemarbeit auch mit einer geeignet hohen (konstanten) Druckunterstützung im Modus PSV wirkungsvoll vermindert werden kann, geht diese Art der Tubuskompensation unweigerlich mit einer Überdruckbeatmung (infolge der unvermeidbaren Überkompensation des Tubuswiderstandes), und dementsprechend immer auch mit einer partiellen Beatmung des Patienten einher [13, 26].

Durch die wirkungsvolle Verminderung der tubusbedingten zusätzlichen Atemarbeit ohne gleichzeitig störende Einflussnahme auf das Atemmuster des Patienten erlaubt ATC, dass auch der intubierte/tracheotomierte Patient weitgehend mit seinem natürlichen Atemmuster atmen kann. Dies wurde durch einige typische Einzelbeispiele belegt [22, 41, 42].

Da ATC erstens ausschließlich den Widerstand von Endotrachealtubus oder Trachealkanüle in- und expiratorisch kompensiert (und demnach dem Patienten keine darüber hinausgehende Unterstützung bietet), zweitens ohne fehleranfälliges Triggerkriterium für den Beginn von Inspiration und Expiration auskommt und drittens das Beatmungsmuster des Patienten unbeeinflusst lässt, wurde für ATC auch der Begriff der „elektronischen Extubation“ geprägt [22, 30]. Abgesehen von der Tatsache, dass ein „elektronisch kompensierter“ Tubus im Vergleich zu einer rea-

len Extubation die Problematik einer lokalen Reizung mit all den damit verbundenen Nachteilen (wie Fremdkörpergefühl, Hustenreiz, usw.) natürlich nicht beseitigen kann, wird mit ATC im Hinblick auf ein ungestörtes Atemmuster und einen adäquat kompensierten Tubuswiderstand die „elektronische Extubation“ tatsächlich ermöglicht. Als Hinweis für die Richtigkeit dieser Aussage darf der signifikant höhere subjektive Atemkomfort unter ATC im Vergleich zum Modus PSV (mit 10 mbar Druckunterstützung) bei Probanden gesehen werden [16, 32]. Den wohl nachhaltigsten Beweis für das Konzept der „elektronischen Extubation“ konnte mit der deutlich zuverlässigeren Voraussage des Extubationserfolgs im Modus ATC gegenüber dem Modus PSV oder der sog. T-Stück-Methode bei insgesamt 90 intubierten Patienten erbracht werden. In dieser Untersuchung konnten 6 von 12 schwierig zu entwöhnenden Patienten, welche weder am T-Stück noch mit PSV extubierbar schienen, erfolgreich unter ATC extubiert werden [25].

Es sei hier ausdrücklich auf die Bedeutung der Tubuskompensation in der Pädiatrie hingewiesen. Bei tracheal intubierten, beatmeten Kindern ist der Tubus natürlich ein ganz gravierendes Problem mit erheblichen Konsequenzen für die gesamte Atemmechanik. Die sicherlich schwerwiegendste Veränderung ist die durch den geringen Tubusdurchmesser bedingte Widerstandserhöhung. Bei tracheal intubierten Säuglingen und Kleinkindern entfällt nahezu die Hälfte des gesamten Strömungswiderstands – auch bei ruhiger Atmung – auf den Endotrachealtubus. Um die Ventilation aufrechtzuerhalten, muss das intubierte Kind die Diaphragmaaktivität stark erhöhen, was die Gefahr der Ermüdung („diaphragmatic fatigue“) entsprechend stark erhöht: Man hat bei Kindern nach Extubation eine mittlere Abnahme der Diaphragmaaktivität um nahezu 30% gefunden.

Einschränkungen von ATC

Folgende Einschränkungen bei der klinischen Anwendung von ATC gilt es zu beachten. Erstens ist der Stellenwert der expiratorischen Tubuskompensation bei Patienten mit aktiver Atemwegsobstruktion in Frage zu stellen. Durch die Kompensation des expiratorischen Tubuswiderstands (vergleichbar mit dem

Wegfall der Lippenbremse) könnte – nach dem Equal-pressure-point-Konzept – das Auftreten eines Atemwegskollapses begünstigt werden. Liegen jedoch keine aktiven Bronchospasmen vor, so ist ATC gerade bei diesen Patienten eine sehr wirkungsvolle Methode, um einer dynamischen Volumenretention und damit dem Auftreten von intrinsic PEEP vorzubeugen. Bei Patienten mit aktiver expiratorischer Atemwegsobstruktion ist es indes empfehlenswert, die expiratorische Tubuskompensation selektiv abzuschalten.

Der zweite Punkt befasst sich mit dem Konzept der „elektronischen Extubation“. Würde nämlich mit ATC der Tubuswiderstand vollständig kompensiert, so hätte der intubierte/tracheotomierte Patient unter ATC nur die Atemarbeit zur Überwindung der mechanischen Eigenschaften seines respiratorischen Systems zu leisten, nicht aber – wie dies nach realer Extubation der Fall ist – zusätzlich auch die Atemarbeit zur Überwindung des Widerstands der oberen Atemwege. Infolge nichtidealer Regeleigenschaften eines auch noch so schnell reagierenden Beatmungsgerätes kann der Tubuswiderstand mit ATC jedoch niemals vollständig (ideal) kompensiert werden. Bei unserem experimentellen Beatmungsgerät fanden wir bei „realem“ ATC einen nicht kompensierten inspiratorischen Druckabfall zwischen 2 mbar bei ruhiger und 5 mbar bei sehr heftiger Inspirationsanstrengung des Patienten. Da bei nichtintubierten Probanden der durch den Widerstand der oberen Atemwege verursachte Druckabfall ebenfalls etwa 2 mbar bei ruhiger und 6 mbar bei sehr heftiger Atmung beträgt, behält das Konzept der elektronischen Extubation unter „realem“ ATC seine Gültigkeit bei. In diesem Falle dient die technische Unzulänglichkeit von ATC dazu, den Strömungswiderstand der oberen Atemwege zu simulieren.

Eine mögliche Einschränkung besteht bei Patienten mit periodischer Atmung („periodic breathing“) wie der Cheyne-Stokes-Atmung. Unter ATC kann es es zu einer Verstärkung von periodic breathing kommen [21, 23].

Klinische Bedeutung und Empfehlungen zur Anwendung von ATC

Mehrere experimentelle und klinische Studien sind zu dem Schluss gekom-

men, dass ATC „auf breiter Front“ in die klinische Praxis eingeführt werden sollte [13, 16, 22, 23, 24, 25, 32, 33, 40]. Bei diesen Studien ist ATC immer als neuer und v. a. als eigenständiger Modus der Atemunterstützung aufgefasst worden, was aber prinzipiell nicht richtig ist. ATC hilft dabei, einige gravierende atemmechanische Probleme, die im Gefolge der endotrachealen Intubation auftreten, zu beseitigen, ist aber selbstverständlich nicht dazu geeignet, die zugrunde liegende pulmonale Erkrankung zu behandeln, die letzten Endes zur endotrachealen Intubation geführt hat. Sie ist nicht einfach ein weiterer Beatmungsmodus, der im Sinne einer „elektronischen Extubation“ nur gerade am Ende der Entwöhnung von der mechanischen Beatmung („weaning“), beispielsweise für die sichere Voraussage des Extubationserfolgs, angewendet werden kann. Vielmehr stellt ATC ein Verfahren dar, das sich prinzipiell mit allen anderen Beatmungsmodi kombinieren lässt, um so den störenden Einfluss des variablen wirksamen Tubuswiderstands zu eliminieren. Daher kann und sollte ATC mit konventionellen Modi zur Unterstützung der Spontanatmung kombiniert werden, wie beispielsweise mit PSV (pressure support ventilation), PAV (proportional assist ventilation), oder BIPAP (biphasic positive airway pressure). Eine solche Kombination erscheint gerade deshalb so attraktiv, weil auf diese Weise die Atemunterstützung, die zur reinen Tubuskompensation benötigt wird, getrennt von derjenigen Unterstützung appliziert werden kann, die zur Kompensation der infolge der pulmonalen Erkrankung erhöhten atemmechanischen Last benötigt wird. Andererseits gibt es eine Vielzahl klinischer Situationen, in denen die Trachea eines Patienten allein deswegen intubiert werden muss, dass Atemwege und Lunge vor der Aspiration von Mageninhalt geschützt sind, oder dass im Falle einer drohenden Apnoe sehr rasch eine Beatmungstherapie eingeleitet werden kann. Obwohl solche Patienten – etwa nach einem schweren Trauma – kein pulmonales Problem haben, erfahren sie durch den endotrachealen Tubus eine erhebliche atemmechanische Mehrbelastung. In solchen Fällen kann die Spontanatmung ausschließlich mit ATC unterstützt werden. Unter diesen Umständen ist ATC in der Tat ein eigenständiger Un-

terstützungsmodus, während ATC ansonsten eine Komponente der Atemunterstützung ist, die mit konventionellen Modi kombiniert werden sollte.

Für den klinischen Anwender von ATC sind die notwendigen Bedienungsschritte denkbar einfach:

- (1) Tubusgröße eingeben,
- (2) Entscheidung ob in- und expiratorisches ATC oder nur inspiratorisches ATC angewendet werden soll und
- (3) ATC einschalten.

Wenn also einmal die Entscheidung getroffen wurde, einen tracheal intubierten Patienten mit ATC vom Tubus zu entlasten, sind zwar die Bedienungsschritte zur Aktivierung von ATC sehr einfach, für den Bediener bleibt aber die Frage zu klären, wie derjenige Unterstützungsmodus einzustellen oder dessen Voreinstellung zu modifizieren ist, der mit ATC kombiniert wird. Hier gibt es bisher keine strengen Empfehlungen, und solche sind auch unserer Meinung nach nicht notwendig, wenn man sich die physikalischen und physiologischen Konsequenzen vor Augen hält, die die Betätigung des ATC-Einschaltknopfs nach sich ziehen. Bevor ATC zum primär gewählten Unterstützungsmodus „hinzuaddiert“ wird, muss der Patient einen Teil oder die gesamte primäre Atemunterstützung dazu benutzen, seine tubusbedingte Atemarbeit leisten zu können. Weiter oben wurde am Beispiel von PSV bereits gezeigt, dass konventionelle Modi der Atemunterstützung nicht in der Lage sind, den Tubuswiderstand exakt zu kompensieren. Insofern ist auch der Anteil der konventionellen Unterstützung, der für die Tubuskompensation verbraucht wird, nicht abzuschätzen. Tatsache ist aber, dass bei einfacher Addition von ATC zum primären Unterstützungsmodus die Gefahr eines *overassist* besteht. Das Unterstützungsniveau des primären Modus sollte deshalb reduziert werden. Der Grad der Reduktion hängt dabei vom Unterstützungsmodus selbst ab, sowie vom primären Unterstützungsniveau, von der Tubusgröße und vom Ventilationsbedarf des Patienten und kann daher nicht genau definiert werden. Vom praktischen Gesichtspunkt aus betrachtet, scheint es wichtig, die Alarmgrenzen für Volumen und Druck relativ eng zu setzen, bevor ATC aktiviert wird.

Fazit für die Praxis

ATC stellt eine sehr sinnvolle Ergänzung zu bestehenden Beatmungsverfahren zur Unterstützung der Spontanatmung bei orotracheal oder nasotracheal intubierten und tracheotomierten Patienten dar [19, 20]. Es ist dementsprechend wünschenswert, dass dieser Modus in möglichst viele Beatmungsgeräte implementiert würde.

Literatur

1. Alberti A, Gallo F, Fongaro A, Valenti S, Rossi A (1995) Po. 1 is a useful parameter in setting the level of pressure support ventilation. *Intensive Care Med* 21: 547–553
2. Banner MJ, Jaeger MJ, Kirby RR (1994) Components of the work of breathing and implications for monitoring ventilator-dependent patients. *Crit Care Med* 22: 515–523
3. Bernard SA, McJones B (1991) Endotracheal tube obstruction in a patient with status asthmaticus. *Anaesth Intensive Care* 19: 121–123
4. Bolder PM, Healy TEJ, Bolder AR, Beatty PCW, Kay B (1986) The extra work of breathing through adult endotracheal tubes. *Anesth Analg* 65: 853–859
5. Brochard L, Harf A, Lorino H, Lemaire F (1989) Inspiratory pressure support prevents diaphragmatic fatigue during weaning from mechanical ventilation. *Am Rev Respir Dis* 139: 513–521
6. Brochard L, Rua F, Lorino H, Lemaire F, Harf A (1991) Inspiratory pressure support compensates for the additional work of breathing caused by the endotracheal tube. *Anesthesiology* 75: 739–745
7. Brochard L, Mancebo J, Wysocki M et al. (1995) Noninvasive ventilation for acute exacerbations of chronic obstructive pulmonary disease. *N Engl J Med* 333: 817–822
8. Chang HK, Mortola JP (1981) Fluid dynamic factors in tracheal pressure measurement. *J Appl Physiol* 51: 218–225
9. Cohen IL, Weinberg PF, Fein A, Rowinski GS (1988) Endotracheal tube occlusion associated with the use of heat and moisture exchangers in the intensive care unit. *Crit Care Med* 16: 277–279
10. Fabry B, Guttman J, Eberhard L, Wolff G (1994) Automatic compensation of endotracheal tube resistance in spontaneously breathing patients. *Technol Health Care* 1: 281–291
11. Fabry B, Guttman J, Eberhard L, Bauer T, Haberthür C, Wolff G (1995) An analysis of desynchronization between the spontaneously breathing patient and ventilator during inspiratory pressure support. *Chest* 107: 1387–1394

12. Fabry B, Haberthür Ch, Fiebelkorn D et al. (1995) Realisation of automatic tube compensation (ATC) with proportional assist ventilation (PAV) in an experimental and a commercial ventilator. In: Roussos C (ed) Proceedings of the 8th European Congress of Intensive Care Medicine, Monduzzi Editore, Bologna, pp 597–602
13. Fabry B, Haberthür C, Zappe D, Guttman J, Kuhlen R, Stocker R (1997) 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* 23: 545–552
14. Fiastro JF, Habib MP, Quan SF (1988) Pressure support compensation for the additional work of breathing caused by the endotracheal tube. *Chest* 93: 499–505
15. Guttman J, Eberhard L, Fabry B, Bertschmann W, Wolff G (1993) Continuous calculation of intratracheal pressure in tracheally intubated patients. *Anesthesiology* 79: 503–513
16. Guttman J, Bernhard H, Mols G, Benzing A, Hofmann P, Haberthür C, Zappe D, Fabry B, Geiger K (1997) Respiratory comfort of automatic tube compensation and inspiratory pressure support in conscious humans. *Intensive Care Med* 23: 1119–1124
17. Guttman J, Eberhard L, Haberthür C, Mols G, Kessler V, Lichtwarck-Aschoff M, Geiger K (1998) Detection of endotracheal tube obstruction by analysis of the expiratory flow signal. *Intensive Care Med* 24: 1163–1172
18. Guttman J, Kessler V, Mols G, Hentschel R, Haberthür C, Geiger K (2000) Calculation of intratracheal pressure in the presence of pediatric endotracheal tubes. *Crit Care Med* 28: 1018–1026
19. Guttman J, Haberthür C, Stocker R (2000) Proportionale Druckunterstützung (PAV) und Automatische Tubuskompensation (ATC). In: R Kuhlen, J Guttman, R Rossaint (Hrsg) Neue Formen der assistierten Spontanatmung. Urban & Fischer, München Jena, S 101–131
20. Guttman J, Haberthür C, Mols G (2001) Automatic tube compensation (ATC). Respiratory care clinics of North America. In: Iotti G (ed) Closed-Loop Control of Mechanical Ventilation. (im Druck)
21. Haberthür Ch, Fabry B, Zappe D et al. (1995) Occurrence of periodic breathing in intubated patients and the influence of sedation. In: Roussos C (ed) Proceedings of the 8th European congress of intensive care medicine. Monduzzi Editore, Bologna, pp 609–613
22. Haberthür Ch, Fabry B, Zappe D, Eberhard L, Trüeb K, Stulz P (1996) Automatic tube compensation (ATC) and proportional assist ventilation (PAV): Erste klinische Erfahrungen mit einem neuen Modus zur Unterstützung von intubierten, spontanatmenden Patienten. *Intensivmedizin* 33: 282–292
23. Haberthür C, Fabry B, Zappe D, Guttman J (1998) Effects of mechanical unloading/loading on respiratory loop gain and periodic breathing in man. *Respir Physiol* 112: 23–36
24. Haberthür C, Fabry B, Stocker R, Ritz R, Guttman J (1999) Additional inspiratory work of breathing imposed by tracheostomy tubes and non-ideal ventilator properties in critically ill patients. *Intensive Care Med* 25: 514–519
25. Haberthür C, Elsasser S, Eberhard L et al. (1999) Extubation outcome after T-tube, pressure support (PSV) or automatic tube compensation (ATC) (Abstract). *Intensive Care Med* 25 (Suppl 1): S56
26. Haberthür C, Elsasser S, Eberhard L, Stocker R, Guttman J (2000) Total versus tube-related additional work of breathing in ventilator-dependent patients. *Acta Anaesthesiol Scand* 44: 749–757
27. Habib MP (1989) Physiological implications of artificial airways. *Chest* 96: 180–184
28. Katz JA, Roger WK, Gjerde GE (1985) Inspiratory work and airway pressure with continuous positive airway pressure delivery systems. *Chest* 88: 519–526
29. King M, Chang HK, Weber ME (1982) Resistance of mucus-lined tubes to steady and oscillatory airflow. *J Appl Physiol* 52: 1172–1176
30. Kuhlen R, Rossaint R (1997) Electronic extubation – is it worth trying? *Intensive Care Med* 23: 1105–1107
31. Kuhlen R, Guttman J, Max M, Reyle-Hahn S, Rossaint R, Falke K (1997) Proportional pressure support and automatic tube compensation: new options for assisted spontaneous breathing. In: Hammerle AF, Krafft P (eds) Proceedings of the 2nd Vienna International Anesthesiology & Intensive Care Congress. *Acta Anaesthesiol Scand* 41 [Suppl 111]: 155–159
32. Mols G, Rohr E, Benzing A, Haberthür C, Geiger K, Guttman J (2000) Breathing pattern associated with respiratory comfort during automatic tube compensation and pressure support ventilation in normal subjects. *Acta Anaesthesiol Scand* 44: 223–230
33. Mols G, Ungern-Sternberg B von, Rohr E, Haberthür C, Geiger K, Guttman J (2000) 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* 28: 1940–1946
34. Rao CC, Krishna G, Trueblood S (1980) Stenting of the endotracheal tube to manage airway obstruction in the prone position. *Anesth Analg* 59: 700–701
35. Redding GJ, Fan L, Cotton EK, Brooks JG (1979) Partial obstruction of endotracheal tubes in children. *Crit Care Med* 7: 227–231
36. Rohrer F (1915) Der Strömungswiderstand in den menschlichen Atemwegen und der Einfluß der unregelmässigen Verzweigung des Bronchialsystems auf den Atemwegsverlauf in den verschiedenen Lungenbezirken. *Pfluegers Arch Gesamte Physiol Menschen Tiere* 162: 225–299
37. Rohrer F (1925) Physiologie der Atembewegung. In: Bethe A, Bergmann G von, Embden G, Ellinger A (Hrsg) Handbuch der normalen und pathologischen Physiologie. Springer, Berlin, S 70–127
38. Shapiro M, Wilson RK, Casar G, Bloom K, Teague RB (1986) Work of breathing through different sized endotracheal tubes. *Crit Care Med* 14: 1028–1031
39. Sly PD, Brown KA, Bates JHT, Spier S, Milic-Emili J (1988) Noninvasive determination of respiratory mechanics during mechanical ventilation in neonates: a review of current and future techniques. *Pediatr Pulmonol* 4: 39–47
40. Stocker R, Fabry B, Stein S, Zappe D, Trentz O, Haberthür C (1996) Zusätzliche Atemarbeit, Atemmuster und Erkennbarkeit der Extubationsbereitschaft unter inspiratorischer Druckunterstützung (IPS) und automatischer Tubuskompensation (ATC). *Unfallchirurg* 99: 764–770
41. Stocker R, Fabry B, Eberhard L, Haberthür C (1997) Support of spontaneous breathing in the intubated patient: automatic tube compensation (ATC) and proportional assist ventilation (PAV). *Acta Anaesthesiol Scand* 41 [Suppl 111]: 123–128
42. Stocker R, Fabry B, Haberthür Ch (1997) New modes of ventilatory support in spontaneously breathing intubated patients. In: Vincent JL (ed) Yearbook of intensive care and emergency medicine. Springer, Berlin Heidelberg New York
43. Straus C, Louis B, Isabey D, Lemaire F, Harf A, Brochard L (1998) Contribution of the endotracheal tube and the upper airway to breathing workload. *Am J Respir Crit Care Med* 157: 23–30
44. Tipping TR, Sykes MK (1991) Tracheal tube resistance and airway and alveolar pressures during mechanical ventilation in the neonate. *Anaesthesia* 46: 565–569
45. Viale JP, Annat G, Bertrand O, Godard J, Motin J (1985) Additional inspiratory work in intubated patients breathing with continuous positive airway pressure systems. *Anesthesiology* 63: 536–539
46. Villafane MC, Cinnella G, Lofaso F, Isabey D, Harf A, Lemaire F, Brochard L (1996) Gradual reduction of endotracheal tube diameter during mechanical ventilation via different humidification devices. *Anesthesiology* 85: 1341–1349
47. Wall MA (1980) Infant endotracheal tube resistance: effects of changing length, diameter and gas density. *Crit Care Med* 8: 38–40
48. Wright PE, Marini JJ, Bernard GR (1989) In vitro versus in vivo comparison of endotracheal tube airflow resistance. *Am Rev Respir Dis* 140: 10–16
49. Younes M (1992) Proportional assist ventilation, a new approach to ventilatory support. *Am Rev Respir Dis* 145: 114–120
50. Zappe D, Fabry B, Eberhard L, Bernhard H, Haberthür C, Stulz P, Guttman J (1995) In vivo determination of tube coefficients for long-term monitoring of intratracheal pressure. (Abstract). *Eur Respir J* 8 [Suppl 19]: 39 s