

Die inspiratorische Druckunterstützung (IPS) gilt als ideales Verfahren zum Entwöhnen vom Beatmungsgerät und zur Überwindung des Strömungswiderstands (R) des endotrachealen Tubus (ETT). Fehltriggerung, Desynchronisation sowie die Unfähigkeit der Widerstandskompensation des ETT bei hohen Flüssen (hohe Minutenvolumina und/oder Atemfrequenzen) können jedoch auch bei hoher Druckunterstützung eher zu einer Zu- statt Abnahme der Atemarbeit gegenüber der Extubation führen, womit u. U. fälschlicherweise eine Respiratorabhängigkeit vorgetäuscht wird. In dieser Arbeit werden deshalb lungengesunde Patienten mit Patienten mit akuter respiratorischer Insuffizienz (ARI) bei verschiedenen IPS-Niveaus gegenüber einem neuen Modus „automatic tube compensation“ (ATC) verglichen. ATC kann den Zustand der Extubation über eine externe Respiratorregelung simulieren. Die Studie zeigt, daß bei ARI-Patienten nur der Modus ATC, nicht jedoch IPS den Strömungswiderstand des ETT kompensieren kann. ATC ist somit sehr hilfreich für die Unterscheidung zwischen einer nur durch den Tubus vorgetäuschten und einer echten Respiratorabhängigkeit.

Schlüsselwörter

Automatische Tubuskompensation – Inspiratorische Druckunterstützung – Atemmuster – Zusätzliche Atemarbeit

Zusätzliche Atemarbeit, Atemmuster und Erkennbarkeit der Extubationsbereitschaft unter inspiratorischer Druckunterstützung (IPS) und automatischer Tubuskompensation (ATC)

R. Stocker¹, B. Fabry², S. Stein¹, D. Zappe², O. Trentz¹ und C. Haberthür²
¹ Klinik für Unfallchirurgie, Universitätsspital Zürich
² Klinische Physiologie, Klinik für Herz- und Thoraxchirurgie, Universitätsklinik Basel

Die mechanische Ventilation durch ein Beatmungsgerät stellt heute ein Routineverfahren in der Intensivmedizin dar. Sie unterstützt oder übernimmt die Aufgabe der Atemmuskulatur, den konvektiven Gastransport zur Ventilation der Lunge sicherzustellen. Darüber hinaus kann sie bei akuten parenchymatösen Erkrankungen der Lunge den Gastransfer im Schnittstellenbereich Lunge – Kreislauf verbessern.

In den letzten Jahren wurde aber zunehmend erkennbar, daß insbesondere die kontrollierte Beatmung wesentliche negative Auswirkungen auf die Lunge und den Gesamtorganismus haben kann: Der endotracheale Tubus (ETT) begünstigt die Besiedelung des Bronchialsystems und der Lunge mit pathogenen Keimen und erschwert die Atmung durch seine physikalischen Eigenschaften. Die Applikation hoher Beatmungsdrücke und Atemzugsvolumina kann die Lunge schädigen (Baro- und Volutrauma) und hat vielfältige negative Auswirkungen auf den Kreislauf und die Organperfusion. Die eigentliche Beatmung führt zur Atrophie der Atemmuskulatur und, aufgrund der fehlenden Zwerchfellaktivität, zur Inhomogenität des Ventilations-Perfu-

sions-Verhältnisses. Der Patient kann während der bei einer kontrollierten Beatmung oft notwendigen Sedation und Relaxation klinisch nur eingeschränkt beurteilt werden.

Aus diesen Gründen ist es wesentlich, sobald wie möglich eine unterstützte Spontanatmung zuzulassen und den Patienten so früh wie möglich zu extubieren.

Das Timing des Entwöhns (Weaning) und der Extubation ist allerdings bei Patienten mit beeinträchtigter respiratorischer Funktion nicht immer ganz einfach; insbesondere hat der zur Beatmung notwendige Endotrachealtubus aufgrund seiner strömungsphysikalischen Eigenschaften einen wesentlichen Einfluß auf das Atemmuster und die Atemarbeit [7]. Damit besteht einerseits das Risiko, daß der Patient aufgrund des Tubus eine scheinbare respiratorische Insuffizienz entwickelt, obwohl er durchaus in der Lage wäre, ohne Tubus suffizient zu atmen. Andererseits kann die zu frühe Extubation z. T. nach vielen Stunden zu einer u. U. akuten, lebensbedrohlichen respiratorischen Dekompensation führen.

Damit alle potentiellen Vorteile eines Spontanatmungsmodus auch wirklich genutzt werden können, muß der Modus und damit das Beatmungsgerät eine feinfühlig und individuelle Abstimmung der Unterstützung auf die

R. Stocker, Intensivstationen für Unfall- und Viszeralchirurgie, Departement Chirurgie, Universitätsspital, CH-8091 Zürich

Added work of breathing, ventilatory pattern and recognizability of readiness for extubation during inspiratory pressure support and automatic tube compensation

R. Stocker, B. Fabry, S. Stein, D. Zappe, O. Trentz and C. Haberthür

Summary

We measured the ventilatory pattern and additional work of breathing (WOB_{add}) at three different levels of inspiratory pressure support [IPS 5, 10, 15 mbar above positive end-expiratory pressure (PEEP)] and in a new ventilatory mode, automatic tube compensation (ATC), in nine operative patients without lung injury nine patients ventilated for several following acute respiratory insufficiency (ARI). In ATC, endotracheal tube resistance is compensated automatically by means of closed-loop control of the calculated tracheal pressure. Pressure support in this mode, i.e. airway pressure above PEEP, is equal to the actual flow-dependent pressure drop across the endotracheal tube (ETT). Airway pressure rises at the beginning of inspiration and falls towards the end. As the tube resistance of ETT seriously hinders expiration and can cause desynchronization between ventilator and patient, airway pressure is reduced below PEEP during expiration in the same way as it is increased during inspiration. The result is a near-constant tracheal pressure at PEEP both during inspiration and during expiration. This mode could be best termed as "electronic extubation". The most striking difference between the postoperative patients and the ARI patients was their minute ventilation (17.8 ± 1.85 l/min in ARI patients vs 7.3 ± 3.1 l/min in the postoperative patients). In the postoperative patients augmentation of IPS from 5 to 15 mbar induced a steady increase in tidal volume (V_T) and a consecutive decrease in respiratory rate (rr) compared with ATC ($V_{T,ATC,postop} = 463 \pm 78$ ml; $rr_{ATC,postop} = 16 \pm 4$ min⁻¹; $V_{T,IPS5,postop} = 505 \pm 79$ ml; $rr_{IPS5,postop} = 15 \pm 4$ min⁻¹; $V_{T,IPS10,postop} = 562 \pm 86$ ml; $rr_{IPS15,postop} = 14 \pm 4$ min⁻¹; $V_{T,IPS15,postop} = 660 \pm 151$ ml; $rr_{IPS15,postop} = 12 \pm 4$ min⁻¹), whereas the augmentation of IPS of 5

and 10 mbar in the ARI patients could not compensate for the increase in rr and the decrease in V_T , after switching from ATC to IPS ($V_{T,ATC,ARI} = 724 \pm 308$ ml, $rr_{ATC,ARI} = 24 \pm 6$ min⁻¹; $V_{T,IPS5,ARI} = 649 \pm 315$ ml; $rr_{IPS5,ARI} = 27 \pm 8$ min⁻¹; $V_{T,IPS10,ARI} = 653 \pm 353$ ml; $rr_{IPS10,ARI} = 25 \pm 8$ min⁻¹). Even IPS 15 was not able to reestablish V_T at the values observed during ATC ($V_{T,IPS15,ARI} = 680 \pm 312$ ml). During ATC WOB_{add} was small in both postoperative and ARI patients ($WOB_{add,ATC,postop} = 93 \pm 36$ mJ/l, $WOB_{add,ATC,ARI} = 116 \pm 72$ mJ/l). In the postoperative patients, an inspiratory pressure support of 5 mbar was not sufficient to compensate WOB_{add} compared with ATC. However, IPS 10 and 15 mbar were able to compensate for WOB_{add} ($WOB_{add,ATC5,postop} = 189 \pm 77$ mJ/l; $WOB_{add,IPS5,postop} = 55 \pm 30$ mJ/l; $WOB_{add,IPS10,postop} = 21 \pm 11$ mJ/l). In the ARI patients an IPS 5, 10 or 15 mbar was not sufficient to compensate for WOB_{add} ($WOB_{add,IPS5,ARI} = 1126 \pm 262$ mJ/l; $WOB_{add,IPS10,ARI} = 863 \pm 253$ mJ/l; $WOB_{add,IPS15,ARI} = 763 \pm 298$ mJ/l). Under ATC, WOB_{add} was only 15% of WOB_{add} under IPS of 15 mbar. All but two patients were successfully extubated after the investigation. These two patients were not extubated because they were dependent on an $FIO_2 > 0.5$. Our results strongly indicate that ventilatory dependence in ARI patients may be caused by the ETT rather than by mechanical dysfunction of the lung. ATC is a very helpful mode to use in distinguishing between ventilatory failure caused by ETT and real ventilatory dependence.

Key words

Automatic tube compensation – Electronic extubation – Inspiratory pressure support – Ventilatory pattern – Additional work of breathing

Bedürfnisse des Patienten ermöglichen. Von den in kommerziellen Beatmungsgeräten implementierten Modi AC (assist control), (S)IMV [(synchronisiert) intermittierend mandatory ventilation] und IPS (inspiratory pressure support) erfüllt – so die anerkannte Lehrmeinung – nur IPS diese Anforderungen. Insbesondere sei es mit IPS möglich:

- Beginn und Ende der spontanen Inspirationsanstrengung des Patienten zu erkennen und damit gezielt während der Inspiration des Patienten eine Druckunterstützung zu applizieren [10];
- den Patienten beliebig von Ventilationsarbeit zu entlasten [1] und zusätzliche Ventilationsarbeit infolge des Tubuswiderstandes zu vermeiden [2];
- anhand des Ventilationsmusters des Patienten (Atemzugsvolumen und Atemfrequenz) Aussagen über den Weaningverlauf zu gewinnen [9] und gar einen Algorithmus zur automatischen Einstellung einer Druckunterstützung anzuwenden [3].

Eine Reihe neuerer Erkenntnisse belegen jedoch, daß diese Vorteile von IPS in der klinischen Praxis häufig ausbleiben. So konnte gezeigt werden, daß:

- Fehltriggerung und Desynchronisation (das Beatmungsgerät unterstützt nicht jeden Atemzug des Patienten) besonders bei kritisch Kranken nicht die Ausnahme, sondern die Regel ist [4];
- bei wechselnder Stärke der Inspirationsanstrengung und besonders bei kritisch Kranken mit hoher Minutenventilation keine Kontrolle über die Unterstützung des Patienten von Ventilationsarbeit besteht, und daß bei hoher Minutenventilation noch nicht einmal eine Kompensation des Tubuswiderstandes möglich ist [6];
- die Änderung des Atemmusters bei einer Änderung der Druckunterstützung von der Krankheit des Patienten, vom Beatmungsgerät und von verschiedenen Einstellungen wie Trigger und Druckanstiegsgeschwindigkeit abhängig ist, so daß beim derzeitigen Erkenntnisstand keinesfalls eine Beschreibung dieses Zusammenhangs in einem Algorithmus möglich ist.

Die Abhängigkeit des Atemmusters des Patienten von der eingestellten Druckunterstützung und vom Beatmungsgerät ist bisher kaum untersucht worden. Ein Grund dafür dürfte sein, daß sich das am Mundstück meßbare Atemmuster aus der Überlagerung von Patienteninspirationsanstrengung, zusätzlicher Atemarbeit infolge von Tubus- und Demand-valve-Widerstand und aus der Druckunterstützung zusammensetzt. Es ist mit herkömmlichen Verfahren der druckunterstützten Spontanatmung nicht möglich, das von technischen Artefakten befreite Ventilationsmuster des Patienten zu messen. Aber gerade das „wirkliche“ Ventilationsmuster des Patienten könnte äußerst aufschlußreiche Informationen etwa darüber geben, wie hoch die Druckunterstützung eingestellt werden muß und wann der Patient extubiert werden kann.

Um den Zusammenhang zwischen dem „wirklichen“ Ventilationsmuster des Patienten und der Druckunterstützung zu untersuchen, haben wir einen neuen Beatmungsmodus eingesetzt, der den Demand-valve- und Tubuswiderstand kompensiert, darüber hinaus jedoch keine weitere Druckunterstützung liefert. Dieser als „automatic tube compensation“ (ATC) bezeichnete Modus regelt den Trachealdruck des Patienten während des gesamten Atemzyklus auf einen konstanten Wert. Die Funktionsweise von ATC kann vielleicht am anschaulichsten als „Tracheal-CPAP“ oder „elektronische Extubation“ umschrieben werden [5]. Mit diesem Modus ist es möglich, das von technischen Artefakten (zusätzliche und reduzierte Atemarbeit) befreite, also „wirkliche“ Ventilationsmuster des Patienten zu messen, welches der Spontanatmung des Patienten am nächsten kommt [8].

Ziel dieser Arbeit war die Untersuchung der Atemmuster und der zusätzlichen Atemarbeit unter der heute verbreitet angewendeten Druckunterstützung und der Vergleich mit der computergestützten automatischen Tubuskompensation (ATC).

Methodik

Ein kommerziell erhältlicher Respirator (EVITA, Dräger, Lübeck) wurde dahingehend modifiziert, daß die Differenz zwischen dem Zieltrachealdruck ($P_{\text{trach,targ}}$) und einem

berechneten Trachealdruck ($T_{\text{trach,calc}}$) in den „demand-flow controller“ des Respirators eingespeist werden kann [8]

$$P_{\text{trach,calc}} = P_{\text{aw}} - \Delta P_{\text{ETT}}; \text{ wobei } \Delta P_{\text{ETT}} = K_1 \cdot \dot{V} + K_2 \cdot \dot{V}^2.$$

Die Koeffizienten K_1 und K_2 beschreiben den flußabhängigen Strömungswiderstand des ETT. Sie hängen vom Innendurchmesser und der Länge des ETT ab und sind während Inspiration und Expiration unterschiedlich; ΔP_{ETT} ist der flußabhängige Druckabfall über den Tubus. Die kontinuierliche Messung des Atemwegsdruckes und des Gasflusses erlaubt deshalb die kontinuierliche Berechnung de Trachealdruckes. Da die Übereinstimmung zwischen einem mittels Katheter gemessenen Trachealdruck und dem berechneten $P_{\text{trach,calc}}$ exzellent ist [5], wird bei der Modifikation des Ventilators der viel weniger störungsanfällige $P_{\text{trach,calc}}$ zur Steuerung des Geräts eingesetzt.

Nichtmodifizierter Zustand. In diesem Zustand arbeitet das Gerät normal, d. h. der geräteintern gemessene Atemwegsdruck und Fluß wird für die Regelung verwendet.

Modifizierter Zustand. Eine externe Einheit verwendet den Fluß \dot{V} und den Atemwegsdruck P_{aw} als Eingangsgrößen. Beide werden am äußeren Tubusende gemessen. Aus diesen wird $P_{\text{trach,calc}}$ berechnet und der Respirator so angesteuert, daß P_{aw} automatisch entsprechend dem Druckabfall über den Tubus erhöht oder gesenkt wird.

Wenn nur der Tubuswiderstand ohne Applikation einer zusätzliche Druckunterstützung kompensiert wird (ATC), wird P_{trach} auf einen konstanten Wert über den ganzen Atemzug reguliert:

$$P_{\text{trach,targ}} = \text{PEEP}.$$

Während der Expiration muß der zusätzliche Widerstand des Expirationsschenkels (Tubus, Schläuche und Ventil) mitberücksichtigt werden. Normalerweise kann der Druck am Expirationsventil nur auf Atmosphärendruck reduziert werden. Bei kleinen PEEP-Werten und hohen Gasflüssen ist die vollständige expiratorische Widerstandskompensation des Tubus deshalb nicht möglich. Um diese Einschränkung zu überwinden, ist ein Gebläse (MFO 2000, Meidinger, Allschwil, CH) am Expirationsauslaß angeschlossen. Dieses Gebläse erzeugt einen subatmosphärischen Druck von -20 mbar unabhängig vom Gasfluß. Es ist dabei wichtig zu wissen, daß der Trachealdruck nie unter das PEEP-Niveau abgesenkt wird; die expiratorische Tubuskompensation darf also keineswegs mit einer „Negativdruckbeatmung“ verwechselt werden.

Der modifizierte Ventilator kann damit nicht nur für die ATC, sondern für alle Formen der konventionellen Beatmung und Druckunterstützung verwendet werden, wobei der Wechsel zwischen modifizierten und nichtmodifiziertem Zustand jederzeit möglich ist.

Meßtechnik. \dot{V} und Paw werden am äußeren Ende des Trachealtubus gemessen. Der Gasfluß wird mit einem Fleisch Nr. 2 Pneumotachographen (Metabo, Epalinges, CH) gemessen, der über 2 kurze Silikonschläuche [20 cm lang, 4 mm Innendurchmesser (ID)] an einen Differentialdruckmeßtransducer CPS 10 (Hoffrichter, Schwerin) angeschlossen ist. Der Atemwegsdruck wird mit einem Differentialdrucktransducer 1210 A (ICSensors, Milpitas/USA) über einen Polyethylen-schlauch (25 cm lang, 1,5 mm ID) am äußeren Ende des ETT gemessen. *Der für die Berechnung der WOB_{add} benutzte Trachealdruck wird mit einem Differentialdrucktransducer 1210 A über einen 3 cm über die Tubusspitze hinausragenden Katheter (K-31, Baxter, It.) gemessen. Dieser ist mit 2 Seitenlöchern (8 bzw. 12 mm proximal der Spitze) versehenen, an der Spitze geschlossen und hat einen Außendurchmesser von 2,2 mm. Die Fluß- und Drucksignale werden auf 12 Bit digitalisiert und mit einer Rate von 100 Hz abgespeichert. Für die Patientenmessungen wird der Pneumotachograph geheizt und der Gasfluß auf Viskosität korrigiert, unter der Annahme, daß die In- und Expirationsluft zu 100% mit Wasserdampf gesättigt ist.*

Offline wird die Atemfrequenz, das Atemzugsvolumen aus:

$$V_T = \int_{t_{\text{in}}} \dot{V} dt;$$

sowie die zusätzliche Atemarbeit nach der Formel:

$$WOB_{\text{add}} = \int_{P_{\text{trach}} < \text{PEEP}} (\text{PEEP} - P_{\text{trach, meas}}) dV \quad [6]$$

berechnet und die atemzugsweise ermittelten Werte nach Erreichen des steady state über 5–10 min gemittelt.

Patienten

Wir haben bei 18 Patienten das Ventilationsmuster und die WOB_{add} unter ATC untersucht und mit dem Ventilationsmuster und der WOB_{add} unter patientengetriggelter IPS von 5, 10 und 15 mbar verglichen.

In jedem Modus atmeten die Patienten 15 min lang. Für die Auswertung wurden die ersten 5 min verworfen, um Einschwingvorgänge auszuschließen. Die Reihenfolge der Untersuchung wurde randomisiert. Alle Patienten hatten einen PEEP von 5 mbar. Unter IPS haben wir eine inspiratorische Flußtriggerschwelle von 5 L/min gewählt. Patienten, die unter IPS eine Fehltriggerung oder Desynchronisation zeigten, wurden von der weiteren Analyse ausgeschlossen.

Die Patienten wurden in 2 Gruppen eingeteilt: 9 waren lungengesunde Patienten, die zur verzögerten Extubation nach größeren elektiven, nichtthorakalen, chirurgischen Eingriffen (3 lumbale Wirbelsäuleneingriffe, 1 Gewebedefektdeckung am Unterschenkel mit Latissimus-dorsi-Lappen, 1 Hüftendoprothesenwechsel, 2 Gesichtsschädelosteosynthesen und 2 ventrale Halswirbelsäulen-

stabilisierungen) auf die Intensivstation verlegt wurden.

Die anderen 9 Patienten wurden der Gruppe ARI zugeteilt, da sie wegen verschiedener Ursachen für mehrere Tage (Mittelwert $12,3 \pm 8,1$, Range 4–31 Tage) bereits am Beatmungsgerät waren. Die Diagnose „ARI“ basierte auf den von Murray vorgeschlagenen Kriterien des Lung Injury Scores (LIS ≥ 2). Zum Zeitpunkt der Untersuchung befanden sich allerdings alle außer 2 Patienten bereits in einem fortgeschrittenen Weaningstadium (druckunterstützte Spontanatmung seit $5,6 \pm 3,2$ Tagen).

Resultate

Zum Zeitpunkt der Untersuchung hatten alle außer 2 Patienten ein $F_{I}O_2$ von $\leq 0,4$ bei einem PEEP von 5 mbar; 2 Patienten hatten ein $F_{I}O_2 \geq 0,5$. Tabelle 1 listet die Charakteristika der Patienten auf.

Die Ventilationsmuster zwischen den beiden Patientengruppen zeigen deutliche Unterschiede (Tabelle 2): am augenfälligsten sind dabei die deutlich erhöhten Atemminutenvolumina sowie Atemfrequenzen bei den ARI-Patienten gegenüber den Lungengesunden.

Die Abb. 1–3 zeigen die Beeinflussung des Ventilationsmusters sowie der Atemarbeit durch die verschiedenen Atemmodi ATC, IPS 5, 10, 15 mbar.

Es fällt auf, daß bei den Absolutwerten (Abb. 1–3 a) die Standardabweichungen jeweils recht erheblich sind. Dies ist auf die interindividuellen Unterschiede der einzelnen Patienten zurückzuführen. Da diese für die vorliegende Untersuchung unerheblich sind (das Verhalten der jeweiligen Gruppe und nicht die unterschiedlichen Rahmenbedingungen der einzelnen Patienten sollte untersucht werden), zeigt das Diagramm 1–3 b die Veränderungen gegenüber der Atmung unter ATC in %. Hier wird klar ersichtlich, daß die einer Gruppe zugehörigen Patienten sehr homogen auf die Veränderung der Unterstützung reagierten.

Die Abb. 1 a, b zeigen die Auswirkungen von ATC und der verschiedenen Druckunterstützungen auf das Atemzugsvolumen (V_T). Im Gegensatz zu den Lungengesunden, bei denen eine Druckunterstützung, ausge-

hend von der reinen Tubuskompensation (ATC), zu einer stetigen Zunahme des Atemzugsvolumens führte ($V_{TIPS5,gesund} \approx 109 \pm 17,06\%$ des Ausgangswertes unter ATC, $V_{TIPS10,gesund} \approx 121 \pm 18,65\%$ und $V_{TIPS5,gesund} \approx 143 \pm 32,52\%$ des Ausgangswertes unter ATC), zeigten die ARI-Patienten auch bei einer Druckunterstützung von 15 mbar noch ein kleineres AZV als unter ATC ($V_{TIPS5,ARI} \approx 90 \pm 43,47\%$ des Ausgangswertes unter ATC, $V_{TIPS10,ARI} \approx 90 \pm 48,8\%$ und $V_{TIPS15,ARI} \approx 94 \pm 43,05\%$ des Ausgangswertes unter ATC).

Vergleichbare Auswirkungen hatte die Anwendung der Druckunterstützung auf die Atemfrequenz (Abb. 2). Bei den Lungengesunden führte die Steigerung der Druckunterstützung zu einer stetigen Abnahme der Atemfrequenz ($rr_{IPS5,gesund} \approx 91 \pm 23,73\%$ des Ausgangswertes unter ATC, $rr_{IPS10,gesund} \approx 84 \pm 21,91\%$ und $rr_{IPS15,gesund} \approx 74 \pm 22,23\%$ des Ausgangswertes unter ATC), während dem sie bei den ARI-Patienten unter IPS 5 und IPS 10 im Vergleich zu ATC anstieg und erst bei IPS 15 unter den ATC-Referenzwert absank ($rr_{IPS5,ARI} \approx 109 \pm 34,78\%$ des Ausgangswertes unter ATC, $rr_{IPS10,ARI} \approx 101 \pm 30,18\%$ und $rr_{IPS15,ARI} \approx 96 \pm 27,68\%$ des Ausgangswertes unter ATC).

Am augenfälligsten wurde der Unterschied allerdings bei der Atemarbeit (WOB_{add}). Die Abb. 3 zeigt die Änderung der zusätzlichen Atemarbeit zwischen den verschiedenen Unterstützungsmodi: Die zusätzliche Atemarbeit war sowohl für Lungengesunde als auch für ARI-Patienten unter ATC

Tabelle 1

Alter, Geschlecht und Diagnose (m männlich, f weiblich)

| Patient Nr. | Geschlecht | Alter [Jahre] | Pulmonale Diagnose |
|--|------------|---------------|---------------------------|
| Postoperativ | | | |
| 1 | m | 67 | Lungengesund |
| 2 | f | 74 | Lungengesund |
| 3 | m | 66 | Lungengesund |
| 4 | f | 58 | Lungengesund |
| 5 | f | 70 | Lungengesund |
| 6 | m | 69 | Lungengesund |
| 7 | m | 68 | Lungengesund |
| 8 | f | 57 | Lungengesund |
| 9 | m | 63 | Lungengesund |
| Akute respiratorische Insuffizienz (ARI) | | | |
| 1 | m | 86 | Pneumonie beidseitig |
| 2 | m | 86 | Lungenödem |
| 3 | f | 64 | Pneumonie einseitig |
| 4 | m | 55 | ARI nach Pneumonie |
| 5 | f | 42 | ARI nach Trauma |
| 6 | f | 42 | ARI bei septischem Schock |
| 7 | m | 72 | Pneumonie beidseitig |
| 8 | m | 22 | ARI nach Thoraxtrauma |
| 9 | f | 62 | Pneumonie beidseitig |

Tabelle 2

Ventilationsmuster unter ATC (V_T (Tidal Volumen) = Atemzugsvolumen, rr = (respiratory rate) = Atemfrequenz, AMV = Atemminutenvolumen)

| Lungengesund | V_T | rr | AMV |
|--------------|-------|------|-------|
| Mittelwert | 463 | 16 | 7,408 |
| SD | 781 | 41 | 0,312 |
| ARI | V_T | rr | AMV |
| Mittelwert | 777 | 23 | 17,8 |
| SD | 308 | 61 | 1,848 |

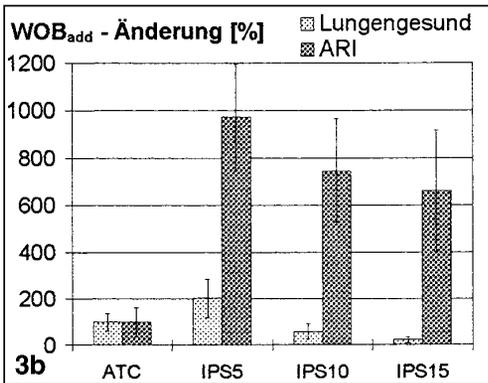
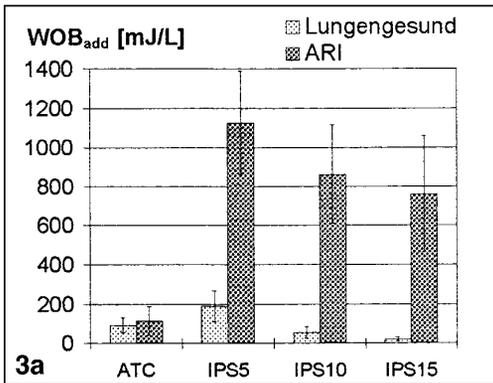
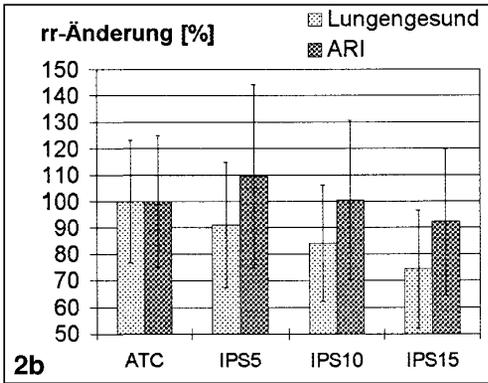
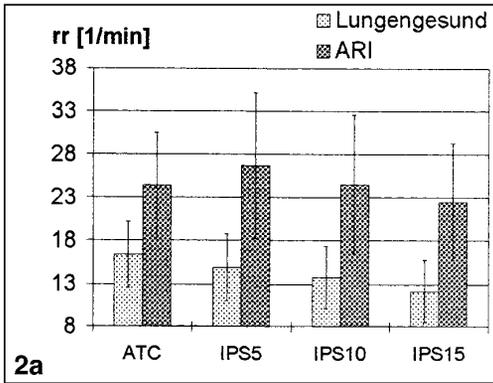
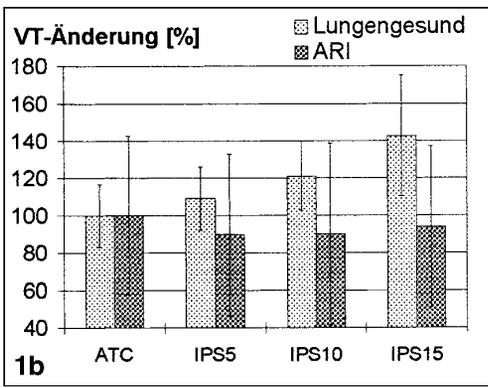
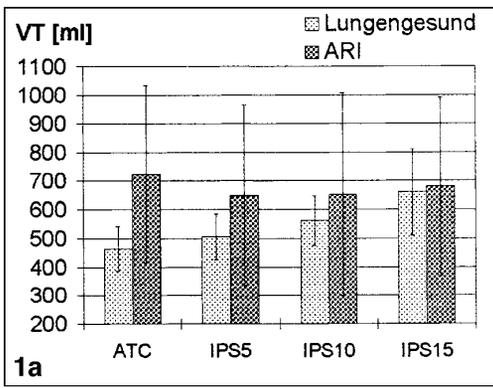


Abb. 1. a Absolutes Atemzugsvolumen (V_T) unter ATC, IPS 5, 10 und 15 bei Lungengesunden und Patienten nach ARI (Mittelwert \pm SD). Bei den Lungengesunden steigt V_T gegenüber ATC parallel zu IPS. Bei den ARI-Patienten sinkt V_T beim Wechsel von ATC zu IPS und erreicht auch bei IPS 15 den Vergleichswert unter ATC nicht. Die großen SD sind durch die interindividuellen Unterschiede, nicht aber durch eine heterogene Antwort auf die verschiedenen Beatnungsmodi bedingt. **b** Prozentuale V_T -Änderung gegenüber ATC (= 100%) unter IPS 5, 10, 15, bei Lungengesunden und Patienten nach ARI (Mittelwert \pm SD)

Abb. 2. a Absolute Atemfrequenzen (rr) unter ATC, IPS 5, 10 und 15 bei Lungengesunden und Patienten nach ARI (Mittelwert \pm SD). Bei den Lungengesunden fällt rr gegenüber ATC gegenläufig zu IPS. Bei den ARI-Patienten steigt rr beim Wechsel von ATC zu IPS und unterschreitet erst bei IPS 15 den Vergleichswert unter ATC. Die großen SD sind durch die interindividuellen Unterschiede, nicht aber

durch eine heterogene Antwort auf die verschiedenen Beatnungsmodi bedingt. **b** Prozentuale rr-Änderung gegenüber ATC (= 100%) unter IPS 5, 10, 15, bei Lungengesunden und Patienten nach ARI (Mittelwert \pm SD)

Abb. 3. a Absolute additive Atemarbeit (WOB_{add}) unter ATC, IPS 5, 10 und 15 bei Lungengesunden und Patienten nach ARI (Mittelwert \pm SD). Bei den Lungengesunden steigt WOB_{add} gegenüber ATC unter IPS 5 leicht an, um sich unter IPS 10 und 15 mbar unter den Vergleichswert von ATC abzusenken. Bei den ARI-Patienten steigt WOB_{add} beim Wechsel von ATC zu IPS massiv an (Faktor 10) und bleibt auch bei IPS 15 um rund 700% über dem Vergleichswert unter ATC. Die großen SD sind durch die interindividuellen Unterschiede, nicht aber durch eine heterogene Antwort auf die verschiedenen Beatnungsmodi bedingt. **b** Prozentuale Atemarbeitsänderung gegenüber ATC (= 100%) unter IPS 5, 10 und 15 mbar bei Lungengesunden und Patienten nach ARI (Mittelwert \pm SD)

klein ($WOB_{add,ATC,gesund} 93\pm 36$ mJ/L, $WOB_{add,ATC,ARI} 116\pm 72$ mJ/L) stieg unter IPS 5 vor allem für die ARI-Patienten stark an ($WOB_{add,IPS5,gesund} 189\pm 77$ mJ/L, $WOB_{add,IPS5,ARI} 1126\pm 262$ mJ/L) und blieb bei den ARI-Patienten auch bei IPS 15 deutlich über dem ATC-Referenzwert ($WOB_{add,IPS15,ARI} 763\pm 298$ mJ/L) während dem sie bei den Lungengesunden bereits bei IPS 10 unter den ATC-Vergleichswert fiel ($WOB_{add,IPS10,gesund} 55\pm 30$ mJ/L, $WOB_{add,IPS10,ARI} 863\pm 253$ mJ/L, $WOB_{add,IPS15,gesund} 21\pm 11$ mJ/L). Dies entspricht einer Zunahme der zusätzlichen Atemarbeit unter IPS 5 im Vergleich zu ATC bei den ARI-Patienten von $973\pm 226,06\%$, wohingegen bei den Lungengesunden die WOB_{add} beim gleichen Moduswechsel „nur“ gerade verdoppelt wurde ($202\pm 82,87\%$). Unter IPS 10 und IPS 15 war die zusätzliche Atemarbeit bei den ARI-Patienten immer noch um $746\pm 218,66$ bzw. $660\pm 257,15\%$ gesteigert.

Alle lungengesunden Patienten und 7 der 9 ARI-Patienten (mit $F_I O_2 \leq 0,4$) konnten am Ende der Untersuchung erfolgreich extubiert werden. Sie zeigten nach der Extubation eine zur Atmung unter ATC vergleichbare Atemfrequenz, sowie konstante $p_a CO_2$ - und $p_a O_2 / F_I O_2$ -Werte. Das V_T nach Extubation wurde nicht untersucht. Keiner der Patienten mußte reintubiert werden. Zwei Patienten wurden nicht extubiert, da sie zum Zeitpunkt der Untersuchung ein $F_I O_2 \geq 0,5$ benötigten.

Diskussion

Die Anwendung von ATC erlaubt die Beurteilung des Atemmusters frei von Artefakten durch den Ventilator und insbesondere durch den Endotrachealtubus. Das unter ATC beobachtete Atemmuster ist deshalb ähnlich dem Atemmuster, welches sich nach der Extubation einstellt. Im Gegensatz dazu ist eine Voraussage über das Atemmuster nach Extubation anhand der Atmung unter IPS nur schwer möglich: Unsere Untersuchung zeigt, daß die Veränderungen von Atemzugvolumen (V_T) und Atemfrequenz (rr) beim Wechsel von ATC zu IPS deutlich zwischen Lungengesunden und Patienten mit der ARI differiert. Bei den Lun-

gengesunden wird V_T durch die Applikation von IPS gegenüber dem extubierten Zustand überschätzt bzw. rr unterschätzt. Bei ARI-Patienten kann auch eine Druckunterstützung bis zu 15 mbar den resistiven Druckabfall über den Tubus und damit die gegenüber ATC auftretende rr-Steigerung und V_T -Reduktion nicht kompensieren. Dadurch wird V_T gegenüber der Extubation geringfügig unterschätzt und rr überschätzt. Die ungenügende Tubuskompensation unter IPS ist primär die Folge des bei den ARI-Patienten stark erhöhten Atemminutenvolumens, welches zusammen mit der hohen Atemfrequenz zur Generierung von sehr hohen Flüssen führt. Die Erhöhung des Atemminutenvolumens ist beim Vorliegen einer Normokapnie (wie dies bei unseren Patienten der Fall war) Ausdruck eines durch die Grunderkrankung immer noch fortbestehenden gesteigerten Grundumsatzes. Dieser manifestierte sich auch durch subfebrile bis febrile Temperaturen zusammen mit zwar regredienten, aber noch erhöhten Entzündungsparametern (Leukozyten, C-reaktives Protein). Die hohe Minutenventilation kann nur z. T. über eine Frequenzerhöhung erreicht werden (energetisch-ökonomische Gründe, Steigerung des seriellen Totraumes), weshalb bei bereits kräftigeren, sich in einem fortgeschrittenen Weaningstadium befindlichen Patienten zusätzlich das V_T gesteigert wird.

Die hauptsächliche Atemarbeit wird bei ARI-Patienten somit am Tubus geleistet und ist nicht primär Folge der Residuen der ARI. Da bei IPS nicht erkennbar ist, ob der Patient über die Tubuskompensation hinaus einer Unterstützung durch das Beatmungsgerät bedarf, erlaubt die Analyse des Atemmusters vor allem unter hoher Druckunterstützung keine Voraussage über die Extubierbarkeit. Die herkömmlichen Extubationskriterien verlangen eine suffiziente Atmung unter IPS 5–10 mbar. Angesichts der in dieser Untersuchung gezeigten WOB_{add} von 1000 mJ/L und mehr, müßte zum Erzielen dieser Kriterien das Risiko der respiratorischen Erschöpfung und Dekompensation in Kauf genommen werden, weshalb wir die Patienten nie über längere Zeit mit tiefen Druckunterstützungen atmen ließen.

Postoperative, lungengesunde Patienten müssen kaum zusätzliche Atemarbeit (WOB_{add}) leisten. Die kleine WOB_{add} unter ATC ist hauptsächlich bedingt durch die „Demand-flow-Charakteristik“ des Ventilators und kaum größer als nach der Extubation (Widerstand der oberen Luftwege beim Gesunden $0,5$ mbar*s/L bei Mund-, 2 mbar*s/L bei Nasenatmung). Unter einer Druckunterstützung von 5 mbar ist WOB_{add} infolge des Tubuswiderstands nur leicht erhöht, da diese Patienten deutlich kleinere in- und expiratorische Flüsse generieren als ARI-Patienten. Bereits ab 10 mbar Druckunterstützung werden die strömungstechnischen Behinderungen durch den endotrachealen Tubus vollständig kompensiert.

Schlußfolgerung

Im Gegensatz zu anderen Publikationen [1, 2], welche die Hauptursache für eine gesteigerte Atemarbeit am Tubus nicht berücksichtigten, nämlich das Atemminutenvolumen bzw. die damit verbundenen hohen Flüsse, zeigt diese Untersuchung, daß selbst eine Druckunterstützung von bis zu 15 mbar bei ARI-Patienten nicht in der Lage ist, den Tubus zu kompensieren. Die allein zur Tubuskompensation notwendige hohe Druckunterstützung kann eine Respiratorabhängigkeit vortäuschen. Dies bedeutet, daß auch Patienten, bei welchen die Druckunterstützung nicht unter 15 mbar gesenkt werden kann, unter geeigneten Umständen problemlos extubierbar sind.

Im Gegensatz zu IPS erweist sich ATC als geeignet, ein „genuines“ Atemmuster zu erhalten und damit als wertvoller Prädiktor für eine mögliche Extubation zu dienen, da bei extubierbaren Patienten eine Druckunterstützung und damit das Beatmungsgerät überflüssig wird, solange man WOB_{add} klein genug hält.

Diese Arbeit wurde unterstützt durch den SUVA-Fonds und den Schweizerischen Nationalfonds (Nr. 32-39382.93).

Literatur

1. Brochard L, Pluskwa F, Lemaire F (1987) Improved efficacy of spontaneous breathing with inspiratory pressure support. *Am Rev Respir Dis* 136: 411
2. 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
3. Dojat M, Brochard L, Lemaire F, Harf A (1992) A knowledge-based system for assisted ventilations of patients in intensive care units. *Int J Clin Monit Comput* 9: 239
4. Fabry B, Guttman J, Eberhard L, Bauer T, Haberthür Ch (1995) An Analysis of Desynchronization between the spontaneously breathing patient and ventilator during inspiratory pressure support. *Chest* 107: 1387
5. Fabry B, Guttman J, Eberhard L, Wolff G (1994) Automatic compensation of endotracheal tube resistance in spontaneously breathing patients. *Techn Health Care* 1: 281
6. Fabry B, Haberthür Ch, Eberhard L et al. (1995) Additional work of breathing (WOB_{add}) during inspiratory pressure support (IPS) and automatic tube compensation (ATC). Roussos Ch (editor) *Proceedings of the 8th european congress of intensive care medicine*; Bologna: Monduzzi Editore 2: 591
7. Guttman J, Eberhard L, Fabry B, Bertschmann W, Wolff G (1993) Continuous calculation of intratracheal pressure in tracheally intubated patients. *Anesthesiology* 79: 505
8. Haberthür Ch, Fabry B, Zappe D et al. (1995) Occurrence of periodic breathing in intubated patients and the influence of sedation. Roussos Ch (editor) *Proceedings of the 8th european congress of intensive care medicine*; Bologna: Monduzzi Editore 2: 609
9. Hörmann Ch, Baum M, Luz G, Putensen Ch, Putz G (1992) Tidal volume, breathing frequency, and oxygen consumption at different pressure support levels in the early stage of weaning in patients without chronic obstructive pulmonary disease. *Intensive Care Med* 18: 226
10. MacIntyre NR (1986) Respiratory function during pressure support ventilation. *Chest* 89: 677