



Das Atmungsbuch

Spontanatmung in maschineller Beatmung

Ernst Bahns

Das Atmungsbuch

Ernst Bahns

Herausgeber

Dräger Medical GmbH
Moislinger Allee 53–55
23558 Lübeck, Deutschland

www.draeger.com

Wichtiger Hinweis

Das medizinische Fachwissen ist aufgrund von Forschung und klinischen Erfahrungen beständiger Veränderung unterworfen. Der Autor dieses Buches war darauf bedacht sicherzugehen, dass die hier dargestellten Ansichten, Meinungen und Annahmen, insbesondere diejenigen mit Bezug auf Anwendungen und Wirkungen, dem aktuellen Wissensstand entsprechen. Dies befreit allerdings den Leser nicht von der Verpflichtung, für klinische Maßnahmen selbst Verantwortung zu tragen.

Alle Rechte an diesem Buch, insbesondere das Recht auf Reproduktion und Kopie, liegen bei der Dräger Medical GmbH. Kein Teil dieses Buches darf ohne die vorherige schriftliche Genehmigung der Dräger Medical GmbH mechanisch, elektronisch oder fotografisch reproduziert oder gespeichert werden.

Gestaltung und Grafik
Gerrit Meyer Design, Lübeck

INHALT

Einleitung	06
Die Bedeutung der Spontanatmung	08
Spontanatmung und künstliche Beatmung	08
Die Fehlinterpretation der Spontanatmung als Störfaktor	10
Die Entwicklung der Spontanatmung zum Behandlungsziel	12
Das technische Prinzip der Atemgasdosierung	14
Spontanatmung bei konventioneller künstlicher Beatmung	14
Inspirationsventile	16
Expirationsventile	18
Radialverdichter	20
Seitenkanalverdichter mit Zusatzschaltung	22
Die Regelung der Atemgaslieferung in maschineller Beatmung	24
Spontanatmung in neuen Beatmungsverfahren	26
Spontanatmung in maschineller Beatmung	26
Spontanatmung mit BIPAP und APRV	28
Spontanatmung mit AutoFlow und MMV	30
Die passiven Eigenschaften des Atemapparats	32
Dehnbarkeit und Widerstände	32
Risikofaktoren bei künstlicher Beatmung	34
Lungenschonende Beatmung – manuelle Anpassungen	36
AutoFlow und Volumengarantie – Automatische Anpassung des Drucks	38
Systematik und Bedienung der neuen Verfahren	40
Das Problem der Nomenklatur	40
Bezeichnungen der Verfahren und Funktionen	42
Bedienkonzept BIPAP und APRV	44
Der Einstieg in die modernen Verfahren	46
Drucklimitiert, AutoFlow und BIPAP in der Praxis	48
Klinische Anwendung der maschinellen Verfahren	50
Bedingungen und Störungen des Gasaustauschs	50
Anpassung der Beatmung bei Störungen der Oxygenierung	52
Anpassung der Beatmung bei Ventilationsstörungen	54
Effektiver Gasaustausch und Recruitment durch Spontanatmung	56
Konventionelle Entwöhnung und universelles Entwöhnungsverfahren BIPAP	58
Entwöhnung mit BIPAP	60
Erfolgsfaktoren der freien Spontanatmung in maschineller Beatmung	62
Die Zukunft der Spontanatmung in der Intensivbeatmung	64
Anhang	66
Weiterführende Literatur	66
Stichwortverzeichnis	74



Einleitung

Moderne Beatmungsgeräte bieten verschiedene Maßnahmen zur Überbrückung einer respiratorischen Störung und ermöglichen bisweilen eine gezielte Behandlung der Ursache. Sie erlauben heute nicht nur eine ausreichende Atemgaslieferung für die Aufrechterhaltung des Gasaustausches in der Lunge. Dank einer immer weiter entwickelten Pneumatik und Elektronik und ganz besonders durch den Einsatz der Computertechnologie ist es möglich, künstliche Beatmung gezielt an die jeweilige Störung des Gasaustausches anzupassen.

Künstliche Beatmung ist jedoch für den Patienten immer noch ein schwerwiegender Eingriff. Insbesondere die dabei erzeugten Druckverhältnisse unterscheiden sich erheblich von denen der natürlichen Atmung. Sie wirken auf die Lunge und das Herz-Kreislaufsystem und können dort unerwünschte Nebeneffekte erzeugen. Das Ziel, die Vitalfunktion Gasaustausch mit künstlicher Beatmung aufrecht zu erhalten, kann deshalb in der Regel nur mit Kompromissen erreicht werden.

Moderne Beatmung steht somit auch heute noch vor verschiedenen teils widersprüchlichen Herausforderungen. Sie soll eine lebenserhaltende Funktion mit Maßnahmen erhalten, die den Patienten naturgemäß stark belasten. Sie soll die Nebenwirkungen dabei jedoch gering halten. Mit einem neuen Selbstverständnis



stellt sich die moderne Beatmung den widersprüchlichen Herausforderungen: Im Fokus steht dabei nicht mehr die künstliche Maßnahme, sondern die – wenngleich gestörte – natürliche Funktion.

Das Beatmungsgerät muss sich dem Patienten anpassen und nicht umgekehrt. Die Störung der Spontanatmung durch künstliche Beatmung muss auf das absolut notwendige Mindestmaß beschränkt werden. Spontanatmung muss, wenn immer möglich, gefördert werden. Dies gilt nicht nur für die Zeit der Entwöhnung, sondern für den gesamten Verlauf der künstlichen Beatmung.

Beatmungsverfahren, die eine Spontanatmung jederzeit zulassen, kennen wir seit den Achtzigerjahren des vorigen Jahrhunderts. Das erste Verfahren dieser Art haben wir mit unserer Fibel „BIPAP – zwei Schritte nach vorn in der Intensivbeatmung“ vorgestellt. Mittlerweile ist die Intensivbeatmung eine paar weitere Schritte vorangehen. Es ist das Ziel der vorliegenden Fibel, diesen Fortschritt zu beschreiben und dabei die Bedeutung der Spontanatmung in künstlicher Beatmung zu unterstreichen.

Daher der Titel: „Das Atmungsbuch“

Die Bedeutung der Spontanatmung

SPONTANATMUNG UND KÜNSTLICHE BEATMUNG

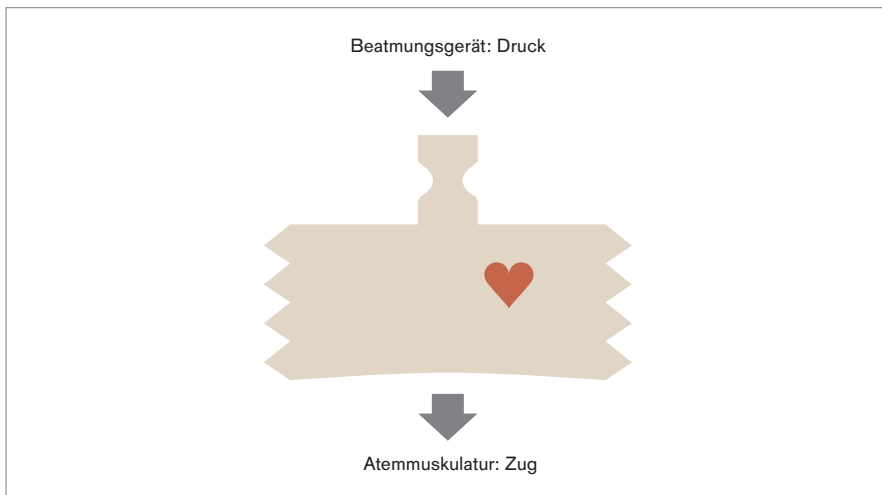
Bei der natürlichen Spontanatmung vergrößert sich das Innenvolumen des Brustkorbs durch die Kontraktion der Atemmuskulatur. Dabei entsteht ein Unterdruck in der Lunge, und Luft wird eingesaugt. In der künstlichen Beatmung hingegen wirkt ein umgekehrtes Prinzip: Das Beatmungsgerät erzeugt einen Überdruck und drückt damit das Atemgas in die Lunge. Den Gastransport bezeichnet man sowohl in der Spontanatmung als auch in der künstlichen Beatmung als die Ventilation der Lunge.

Das Modell des Atemapparats in der Grafik veranschaulicht die beiden Prinzipien der Ventilation so, wie sie in einem homogenen Bereich der Lunge stattfinden könnte. Es zeigt in grober Vereinfachung eine weitgehende Übereinstimmung der Ventilation beim Vergleich von Spontanatmung und künstlicher Beatmung. Das Modell zeigt die tatsächlichen physiologischen Verhältnisse jedoch nur unzureichend. Tatsächlich besteht die Lunge nicht nur aus einem einzigen Bereich, sondern aus mehreren Millionen mikroskopisch kleinen bläschenartigen Strukturen, den Alveolen.

Das wirklichkeitsnahe Modell zeigt da einen Unterschied zwischen physiologischer Atmung und künstlicher Beatmung. Jede einzelne Alveole hat unterschiedliche mechanische Eigenschaften, und je nach Lage der einzelnen Alveole wirken der Druck eines Beatmungsgeräts und der Zug der Atemmuskulatur unterschiedlich: Beatmungsdruck belüftet vornehmlich die oberen Areale der Lunge, Spontanatmung hingegen die zwerchfellnahen unteren Bereiche.

Der wesentliche Unterschied zwischen Beatmung und Atmung wird nicht nur bei der Ventilation der Lunge erkennbar, sondern zeigt sich auch im Vergleich der Drücke, die in der Lunge wirken: Bei der Beatmung wird die Lunge ständig einem positiven Druck ausgesetzt, also auch in der Expiration. Das Beatmungsgerät hält dazu in der Ausatemphase einen geringen Druck, den PEEP*, aufrecht. Bei Spontanatmung ist der Druck in der Lunge hingegen zeitweilig geringer als der Umgebungsdruck. Die bei der künstlichen Beatmung auftretenden Drücke in der Lunge können darüber hinaus um ein Vielfaches höher sein als die Drücke, denen die Lunge bei physiologischer Atmung ausgesetzt ist.

* PEEP = Positive End Expiratory Pressure



D-487-2010

Das Ein-Kompartiment Modell des Atemapparats

Zur Belüftung der Lunge wirken zwei Kräfte. Das Beatmungsgerät bewirkt einen positiven Druck, und die Atemmuskulatur einen Unterdruck. Beide Kräfte addieren sich und verursachen eine Volumenverschiebung.

Die beatmungsbedingten Veränderungen der pulmonalen Druckverhältnisse lassen vermuten, dass sich die Lungenventilation bei künstlicher Beatmung erheblich von der bei natürlicher Spontanatmung unterscheidet. Ob sie schlechter ist, wird bereits seit dem ersten Einsatz von maschinellen Beatmungsgeräten intensiv diskutiert. Die Diskussion beschränkt sich dabei nicht nur auf die Auswirkungen auf das Organ Lunge und dessen Ventilation, sondern auch auf andere Organe. Eine besondere Bedeutung hat dabei das Herz-Kreislauf-System, das bei Beatmung stärker beeinträchtigt wird als bei Atmung.

DIE FEHLINTERPRETATION DER SPONTANATMUNG ALS STÖRFAKTOR

In der Entwicklung der künstlichen Beatmung ist ein bemerkenswerter Wandel im Umgang mit der Spontanatmung des Patienten erkennbar. In den frühen Jahren der Beatmung konzentrierte man sich darauf, lediglich die Vitalfunktion des Gasaustauschs bei gestörter Eigenatmung zu erhalten.

Die maschinelle Beatmung war damals eine Maßnahme, bei der die Ventilation der Lunge im Vordergrund stand. Die dabei möglichen schädlichen Auswirkungen auf die Lunge und andere Organe nahm man dabei meist billigend in Kauf, wenn sie überhaupt bekannt waren. Es fehlten damals die technischen Mittel, Nebenwirkungen zu erkennen und zu verhindern. Noch gravierender war eine weitere technische Unzulänglichkeit damaliger Beatmungsgeräte: Spontanatmung führte häufig zu einer Beeinträchtigung der Gerätefunktion und musste daher medikamentös unterdrückt werden.

Ein Behandlungsverlauf mit einem fließenden Übergang von künstlicher Beatmung zur natürlichen Atmung war daher damals nicht möglich. Vielmehr erlaubten die Geräte dieser Zeit lediglich den abrupten Übergang von künstlicher Beatmung zur Spontanatmung. Mischformen aus maschineller Beatmung und Spontanatmung gab es nicht.

Mag medikamentöse Ruhigstellung des Patienten mit Hilfe von Muskelrelaxantien aus heutiger Sicht als fragwürdige Maßnahme bewertet werden, so sind die Beweggründe der damaligen Behandlungskonzepte auch heute noch aktuell. Der ruhige, weil eben bewegungsunfähige Patient, wurde damals – wie leider auch oft heute noch – als ein komplikationsloser Patient fehlgedeutet. Komplikationen wurden dabei erst dann erkannt, wenn sie oft schon nicht mehr behandelbar waren und damit ein fatales Ende der Behandlung unabwendbar wurde.



Beatmung mit dem Spiromat

Unterdrückung der Spontanatmung notwendig zur störungsfreien maschinellen Beatmung. Es ist kein fließender Übergang zur natürlichen Spontanatmung möglich.

Ein weiteres gravierendes Problem brachte die medikamentöse Ruhigstellung insbesondere als Routinemaßnahme mit sich: Sie behinderte die Vorbereitung des Patienten auf die Zeit nach der künstlichen Beatmung und verzögert die Entwöhnung (Weaning) von maschineller Beatmung (10). In dieser Phase des Abtrainierens ist die Eigenleistung des Patienten in Form von Spontanatmung eine zwingende Voraussetzung.

DIE ENTWICKLUNG DER SPONTANATMUNG ZUM BEHANDLUNGSZIEL

Einer der ersten Versuche, den Patienten auf die Zeit nach der künstlichen Beatmung vorzubereiten, wurde Mitte des vorigen Jahrhunderts unternommen. Man erhöhte dabei den für den Patienten notwendigen Aufwand für die Auslösung von maschinellen Hüben. Es war die Absicht, den Patienten zu trainieren, wobei man die Atemarbeit zur Auslösung eines Hubs stetig steigerte. Dazu wurde die Triggerschwelle erhöht. Ziel war es, den Patienten auf die Spontanatmung vorzubereiten.

Sobald der Patient in der Lage war, eine bestimmte Triggerschwelle zu überwinden, wurde abrupt umgeschaltet auf reine Spontanatmung. Ein derartiges Vorgehen hat mehrere Nachteile: Die Triggerarbeit belastet den Atemapparat in unphysiologischer Weise und trägt nichts zur Ventilation der Lunge bei.

Ein Verfahren, das einen kontinuierlichen Übergang von der maschinellen Beatmung zur Spontanatmung ansatzweise erlaubt, wurde in den siebziger Jahren des vorigen Jahrhunderts unter der Bezeichnung SIMV* entwickelt (18). Dieses Verfahren erlaubte erstmalig eine Spontanatmung während der maschinellen Ausatemphase. Es findet insbesondere im Weaning auch heute immer noch Anwendung. Die Akzeptanz scheint dabei rückläufig zu sein, denn SIMV hat in seiner ursprünglichen Form einen ganz entscheidenden Nachteil. Die maschinellen Hübe können zwar noch vom Patienten ausgelöst (getriggert) werden, aber während dieser Hübe ist Spontanatmung nicht möglich. Das Verfahren erlaubt also lediglich ein Beatmungsmuster, bei dem maschinelle Hübe und Spontanatmung nur nacheinander erfolgen. Das bedeutet, es gibt Phasen, bei dem es dem Patienten untersagt ist, spontan zu atmen.

Für derartige Unterbrechungen der Spontanatmung gibt es keine medizinischen Gründe. Es gibt auch keine technischen Gründe – zumindest nicht in den Beatmungsgeräten der heutigen Zeit.

Die technischen Voraussetzungen für die unterbrechungsfreie Spontanatmung während künstlicher Beatmung waren in früheren Jahren jedoch noch nicht gegeben. Sie wurden erstmalig in den Achtzigerjahren des vorigen Jahrhunderts geschaffen. Für viele Anwender gilt dieser Zeitpunkt als ein Meilenstein in der Entwicklung. Die konventionelle Beatmung, in der aufgrund technischer

* SIMV = Synchronised Intermittent Mandatory Ventilation



Beatmung mit der Evita 2

Die Beatmungskurven im Bildhintergrund stellen die Entwicklung der maschinellen Verfahren dar. Unten: kontrollierte Beatmung ohne Spontanatmung, oben: maschinelle Beatmung mit ununterbrochener Spontanatmung.

Limitationen nicht jederzeit spontan geatmet werden konnte, entwickelte sich zur modernen Beatmung. Dort schaffte eine neue Beatmungstechnik mit elektromagnetischen Ventilen und einer Steuerung über Mikroprozessoren die Voraussetzung für eine jederzeit mögliche Spontanatmung während künstlicher Beatmung.

Das technische Prinzip der Atemgasdosierung

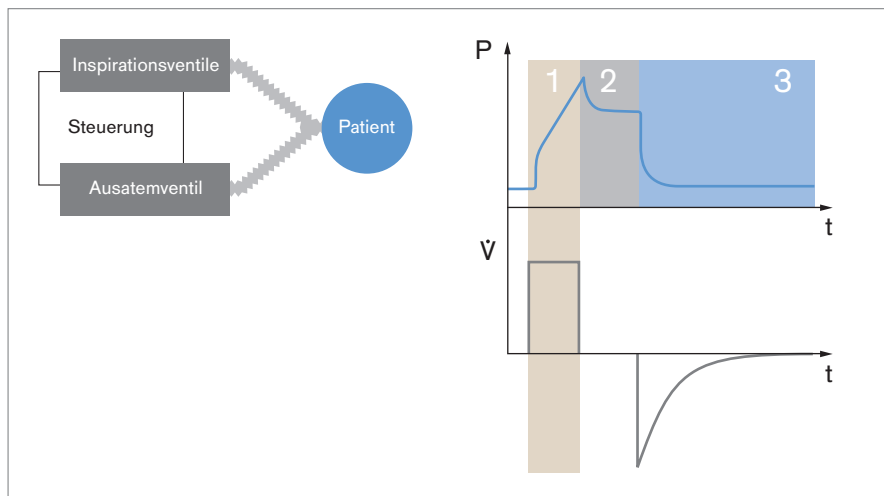
SPONTANATMUNG BEI KONVENTIONELLER KÜNSTLICHER BEATMUNG

Die Ventilsteuerung in den Atemphasen einer konventionellen Beatmung soll im Folgenden vereinfacht für ein Gerät ohne die später noch zu erklärende Zusatzfunktion „Basisflow“ dargestellt werden. Es soll zunächst eine Beatmung beschrieben werden, bei der alle Parameter durch den Anwender vorgeben werden und eine Beeinflussung des Beatmungsmusters durch den Patienten nicht vorgesehen ist. In diesem Fall spricht man von einer kontrollierten Beatmung.

In der Inspirationsphase öffnet das Inspirationsventil bis das Atemgas des jeweiligen Hubs komplett geliefert ist. Bei längeren maschinellen Inspirationszeiten folgt danach eine Phase, bei der bis zum Ende der Inspirationsphase kein Atemgas mehr fließt. Während der gesamten maschinellen Inspirationszeit ist bei kontrollierter Beatmung das Expirationsventil geschlossen. Zu Beginn der Expirationsphase öffnet das Expirationsventil und gibt das Atemgas wieder frei. In dieser Phase ist bei kontrollierter Beatmung das Inspirationsventil verschlossen. Zur Steuerung der Atemphasen braucht man dann nur noch einen Zeitgeber. Damit hat man dann die wesentlichen Funktionskomponenten des Beatmungsgeräts zur kontrollierten Beatmung.

Soll sich jedoch das Beatmungsgerät an einen atmenden Patienten anpassen können, dann wird die Sache technisch etwas aufwändiger. In diesem Fall müssen nämlich beide Ventile auf die Spontanatmung des Patienten reagieren können. Sie müssen jederzeit bereit sein zu öffnen.

Zuerst wurde dieses Prinzip in der Expirationsphase realisiert. Die Spontanatmung in der maschinellen Expirationsphase gehört seit den siebziger Jahren des vorigen Jahrhunderts zum Standard in der Beatmungstechnik. In der maschinellen Inspirationsphase tat man sich jedoch etwas schwieriger. Zwar erlaubte man dem Patienten in speziellen Beatmungsverfahren auch in der maschinellen Inspirationsphase einzuatmen und sich zusätzlich Atemgas zu holen. Aber es war ihm nicht möglich, in der maschinellen Inspirationsphase auszuatmen und somit sein Atemgas vor Beginn der maschinellen Expirationsphase abzugeben. Das Beatmungsgerät hielt in dieser Phase das Expirationsventil geschlossen und hinderte den Patienten daran, auszuatmen.



D-488-2010

Funktionselemente eines Beatmungsgeräts zur Atemgasdosierung und Steuerung der Atemphasen in kontrollierter Beatmung

Linke Grafik: Inspirationsventile und Expirationsventil werden durch die Steuereinheit in den Atemphasen geschlossen und geöffnet. Rechte Grafik: Echtzeitkurven eines Beatmungszyklus, bei dem die Länge der Atemphasen vom Anwender eingestellt werden (Zeitsteuerung) – Druck (oben) und Flow (unten).

Steuerung der Ventile in den Atemphasen: 1) Inspirationsventile geöffnet, Expirationsventil geschlossen; 2) Beide Ventile geschlossen 3) Inspirationsventil geschlossen, Expirationsventil geöffnet.

Phase 1) und 2) bilden zusammen die Inspirationsphase, Phase 3) die Expirationsphase.

Das erste Beatmungsgerät, das eine ungehinderte Spontanatmung zu jedem Zeitpunkt während einer maschinellen Beatmung erlaubt, war die Evita im Jahr 1988 mit dem Verfahren BIPAP*. Danach dauerte es mehr als ein Jahrzehnt bis ein weiteres Beatmungsgerät mit diesem Leistungsmerkmal kommerziell erhältlich war. Mittlerweile ist es in der modernen Beatmung selbstverständlich, dass ein Patient über den gesamten Zyklus spontan atmen kann.

Es gibt bei der Regelung der Atemgaslieferung zur Spontanatmung allerdings Qualitätsunterschiede, die erklärbar sind, wenn man die technischen Vorrichtungen zur Atemgasdosierung näher unter die Lupe nimmt. Die Qualität der Spontanatmung hängt dabei zum einen von den Eigenschaften der Vorrichtungen zur Gasdosierung im Einzelnen, zum anderen aber auch vom Zusammenspiel der einzelnen Systeme ab.

* BIPAP = Biphase Positive Airway Pressure

INSPIRATIONSVENTILE

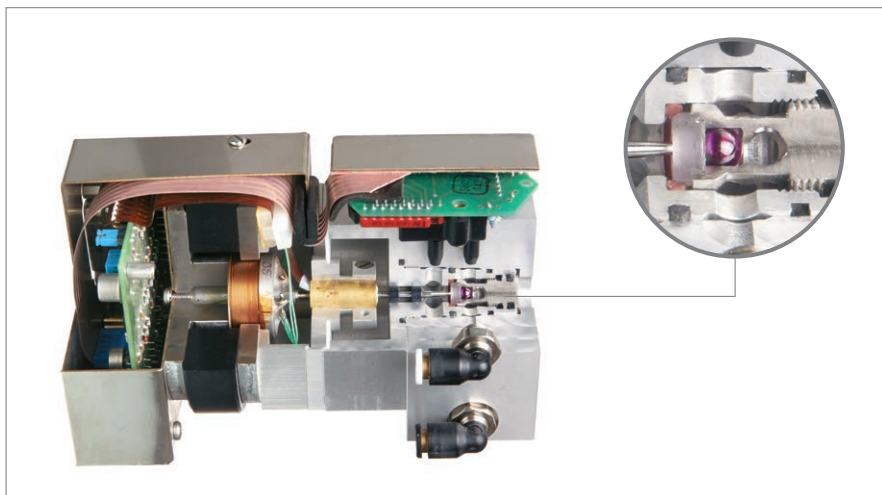
Vereinfachend wurde bisher bei den Gerätekomponenten, die das Atemgas dosieren, von „dem Inspirationsventil“ und „dem Expirationsventil“ gesprochen. Tatsächlich sind zur Gasdosierung verschiedene komplexe Konstruktionen notwendig.

Zur Dosierung des Atemgases in der Inspiration werden bereits seit Beginn der maschinellen Beatmung Anfang des vorigen Jahrhunderts Ventilsysteme in Verbindung mit Druckgasquellen eingesetzt. Konstruktionen, bei denen Ventilsysteme ihr Atemgas über ein Gebläse bekommen, gibt es seit der Mitte des vorigen Jahrhunderts. Trennt man dort Gebläse und Patient durch eine Membran, dann hat man eine Balgbeatmung, wie sie in der Anästhesie gebräuchlich ist. Atemgasdosierungen über geregelte Gebläse kennt man erst aus neuerer Zeit.

In der modernen Intensivbeatmung kommen zwei Systeme zur Gasdosierung zum Einsatz: Proportionalventile, die als sogenannte Flowventile einen Flow regeln, und geregelte Gebläse.

Proportionalventile können ähnlich wie bei einem Wasserhahn jeden beliebigen Fluss von Null bis zu einem Maximalwert erzeugen. Anders als beim Wasserhahn spielen sich die Änderungen jedoch nicht im Sekundenbereich ab, sondern im Verlauf von Millisekunden. Die Präzision und Dynamik, die zur angemessenen Atemgasdosierung gefordert ist, übersteigt die Leistungsfähigkeit der früher gebräuchlichen pneumatischen Ventilsteuerung. In modernen Beatmungsgeräten kommen deshalb in den Ventilen überwiegend elektromagnetische Antriebsvorrichtungen zum Einsatz.

Elektromagnetische Ventilsteuerungen funktionieren ähnlich wie Lautsprecher, bei dem sich eine stromdurchflossene Spule in einem Magnetfeld bewegt. Beim Lautsprecher erfolgt die Auslenkung der Spule in Abhängigkeit der Stromstärke und setzt eine Membran in Bewegung. Beim elektromagnetisch gesteuerten Ventil wird in ähnlicher Weise der Ventilstößel bewegt. Die Bewegung muss dabei exakt der Stromstärke folgen. Tut sie das nicht, dann klingt beim Lautsprecher die Musik schräg und bei den Proportionalventilen genügt der Gasfluss dann nicht mehr der zur Steuerung der Gasdosierung notwendigen Genauigkeit.



D-16656-2010

Proportionalventil (Flowventil) einer Evita XL

Links: Schnittmodell des elektromagnetischen Antriebs und der Ventilmechanik.
 Bildausschnitt rechts: Verschlussmechanismus mit Saphirring und Rubinkugel.

Die Proportionalventile der Beatmungsgeräte müssen einer hohen mechanischen Belastung standhalten. Außerdem müssen sie wartungsfrei sein und dabei mit Sauerstoff auch in hohen Konzentrationen arbeiten. Daher kommen nur besonders hochwertige Materialien zum Einsatz: Der Verschlussmechanismus eines Proportionalventils der Evita besteht zum Beispiel aus einem Saphirring und einer Rubinkugel.

Beim Inspirationsventil erklärt der Begriff „proportional“ das technische Steuerprinzip. Wesentlich ist jedoch weniger das technische Prinzip, sondern das, was dabei für die Qualität der Beatmung herauskommt. Das ist besser mit dem aus dem Englischen entlehnten Begriff „Demand-Ventil“ erklärt: „Demand“ bedeutet übersetzt „fordern“. Das Ventil soll exakt das liefern, was der Patient fordert. Fordert er viel, liefert es viel, fordert er nichts, dann ist das Ventil geschlossen. Alternativ gibt es Konstruktionen, bei denen das Ventil niemals ganz geschlossen wird. Diese liefern auch dann einen geringen Gasfluss, wenn der Patient kein Atemgas fordert. Das Gas gelangt dabei jedoch nicht in die Patientenlunge, sondern entweicht über das Expirationsventil. Solche Konstruktionen bezeichnet man als „Demand-Ventil mit Basisflow“.

EXSPIRATIONSVENTILE

Andere aber nicht geringere Anforderungen als bei den Inspirationsventilen werden an das Expirationsventil gestellt. Es soll das Atemgas zu Beginn der Expirationsphase frei abströmen lassen und darf deshalb keinen großen Widerstand erzeugen. Es soll aber auch schnell wieder schließen, um beispielsweise einen konstanten Restdruck in den Atemwegen aufrecht zu erhalten. Dieser Druck soll dann möglichst konstant sein – auch dann, wenn es innerhalb der Atemwege aufgrund einer Spontanatemtätigkeit zu Druckschwankungen kommt. In diesem Fall muss das Expirationsventil sehr empfindlich und schnell reagieren.

Diese hohen Anforderungen werden durch Membranventile erfüllt. Der Antriebsmechanismus der Membranventile ist wie bei den Inspirationsventilen meist elektromagnetisch. Anders als bei den Inspirationsventilen sind Verschlussmechanik und Antrieb jedoch räumlich getrennt und nicht in einem gemeinsamen Gehäuse untergebracht. Bei Dräger-Beatmungsgeräten gibt es dabei zwei verschiedene Antriebssysteme: Bei Geräten älterer Bauart liegt zwischen Ventilmembran und Antrieb eine Luftstrecke. Dort wird die Membran pneumatisch bewegt. Geräte neuerer Bauart wie die Evita Infinity V500* haben Expirationsventile mit direktem Antrieb.

Besondere Anforderungen entstehen aus hygienischen Aspekten und aus Gesichtspunkten der Geräteaufbereitung. Das Expirationsventil kommt direkt mit der Ausatemluft des Patienten in Kontakt und sollte daher autoklavierbar sein. Das Expirationsventil muss im Hinblick auf die täglichen Geräteaufbereitungen im Wesentlichen zwei Anforderungen erfüllen: Es sollte zum Einen leicht und möglichst mit einer Hand auswechselbar sein, damit die Aufbereitung zügig durchgeführt wird. Zum Anderen sollte es robust und am besten ohne weitere Funktionskomponenten wie zum Beispiel Sensoren in einem kompakten Gehäuse untergebracht sein, damit es die täglichen Geräteaufbereitungen ohne Schaden übersteht.

* Eine Komponente des Infinity Acute Care System



D-19384-2009

Expirationsventil der Evita Infinity V500

Der Ventilmechanismus ist in einem kompakten Gehäuse untergebracht. Das Expirationsventil kann mit einer Hand ohne Hilfe von Werkzeugen ausgewechselt werden. In der Abbildung ist das Ventil als Einwegartikel dargestellt.

Wie bereits zuvor beschrieben, ist das Expirationsventil Teil des Patientensystems. Es sollte deshalb nicht nur als Funktionskomponente in der Beatmungssteuerung, sondern auch unter logistischen Aspekten beim Betrieb eines Beatmungsgeräts bewertet werden. Entscheidet sich der Betreiber eines Beatmungsgeräts auf eine Aufbereitung des Patientensystems gänzlich zu verzichten, dann sollte nicht nur das Schlauchsystem, sondern auch das Expirationsventil alternativ als Einwegartikel angeboten werden.

RADIALVERDICHTER

Die Atemgasdosierung über geregelte Gebläse (Verdichter) unterscheidet sich technisch grundsätzlich von den bisher beschriebenen Proportionalventilen. Wie bei der Bezeichnung „proportional“ kennzeichnet der Begriff „Gebläse“ oder sein Synonym aus dem Englischen „Blower“ lediglich die technische Funktion. „Verdichter“ hingegen beschreibt die Funktion in der Beatmung treffender: Es wird ein Atemgas verdichtet und dosiert einem Patienten verabreicht.

Für die Beatmung werden zwei verschiedene Arten von Verdichtern eingesetzt: Der Radialverdichter und der Seitenkanalverdichter. Ihr gemeinsames Merkmal ist die Verdichtung des Atemgases mit Hilfe von Zentrifugalkräften. Das bringt den entscheidenden Vorteil, dass das Atemgas aus Umgebungsluft oder einer Niederdruckquelle (wie einem Sauerstoffkonzentrator) entnommen werden kann. Es kann also gegebenenfalls eine Beatmung ohne zentrale Gasversorgung stattfinden. Unterschiede gibt es bei den Verdichtern in der Regelung des Atemgasflows und des Beatmungsdrucks.

Radialverdichter wirken wie eine Art Karussell für Gasmoleküle. Ein spezielles Rad beschleunigt das Gas und schleudert es durch Zentrifugalkräfte radial nach außen – daher der Name. Hinter dem Rad baut sich dabei ein Druck auf. Ist der Weg frei, dann fließt das Gas fort vom Verdichter und hinein in die Patientenlunge. Druck und Flow werden dabei über die Drehzahl des Rads gesteuert.

Die maximale Drehzahl eines Radialverdichters in einem Beatmungsgerät liegt mit 80.000 Umdrehungen im Bereich derer von Flugzeugtriebwerken. Der Radialverdichter muss innerhalb von Millisekunden auf eine hohe Drehzahl beschleunigen. Außerdem muss er seinen Dienst leise und mit wenig Wärmeabgabe verrichten. Wenn man das weiß, kann man den Entwicklungsaufwand für ein solches System ermessen.

Radialverdichter werden bei Dräger in verschiedenen Bereichen der Beatmung eingesetzt. Sie arbeiten in der Narkosebeatmung im Zeus und in der Intensivbeatmung in der Carina – einem Beatmungsgerät, das primär für die nicht-invasive Beatmung, zum Beispiel über Beatmungsmasken, entwickelt wurde.



D-6037-2010

Radialverdichter einer Carina

Das Gehäuse des Verdichters ist geöffnet und das Verdichterrad sichtbar. Durch schnelle Umdrehungen des Verdichterrads wird das Atemgas in den äußeren Bereich des Verdichters geschleudert und von dort dem Patienten zugeführt. Atemgasfluss und Druck sind abhängig von der Umdrehungszahl des Verdichterrads.

Radialverdichter können ohne Zusatzvorrichtungen allein über ihre hohen Drehzahlen praktisch jeden in der Beatmung geforderten Druck erzeugen. Für eine Druckänderung müssen sie allerdings ihre Drehzahl verändern. Die Beschleunigung und das Abbremsen des Verdichterrads sollen dabei möglichst verzögerungsfrei erfolgen. Das ist allerdings bei den hohen Drehzahlen technisch schwierig und nur bis zu einem gewissen Grad möglich.

Werden weitgehend verzögerungsfreie Drucksprünge ohne schnelle Änderung der Drehzahl gefordert, dann bietet ein Seitenkanalverdichter in Kombination mit einem Zusatzventil eine Alternative im Gasdosiersystem eines Beatmungsgeräts.

SEITENKANALVERDICHTER MIT ZUSATZSCHALTUNG

Seitenkanalverdichter nutzen ein weniger bekanntes und kaum verbreitetes Prinzip der Gasverdichtung. Bei ihnen dreht sich ein spezielles Rad in einer Kammer und hält dabei eine kleine Gasmenge in spiralförmiger Bewegung. Es ist dabei so angeordnet, dass es Umgebungsluft in die Kammer einsaugt und von dort in eine angeschlossene Nebenkammer drückt, den sogenannten Seitenkanal – daher der Name. Das Atemgas steht dann dort unter einem leicht erhöhten Druck. Es kann dem Patienten bei Bedarf über eine Zusatzschaltung zugeführt werden. Diese Zusatzschaltung besteht aus einem Ventil und einer Steuerung des Verdichters, die für eine angemessene Nachlieferung des Gases in den Seitenkanal sorgt.

Dieses Prinzip der Gasdosierung ähnelt dem bereits beschriebenen System über Ventile. Allerdings stammt das Atemgas hier nicht aus einer Hochdruckquelle, sondern es wird von einem vorgeschalteten Gebläse geliefert. Ein Seitenkanalverdichter mit Zusatzventil wird im Beatmungsgerät Savina eingesetzt.

Seitenkanalverdichter mit Zusatzventil bieten in der Beatmung einen ähnlichen Vorteil wie Proportionalventile: Sie können sehr schnell Drucksprünge erzeugen, da sie das Atemgas bereits unter Druck vorhalten. Die Geschwindigkeit der Druckänderung hängt dann im Wesentlichen nur von der Zusatzschaltung ab, und diese reagiert extrem schnell, wenn eine Änderung der Gasdosierung gefordert ist.

In einem Vergleich der beiden Verdichter mit den zuvor beschriebenen Proportionalventilen zeigen sich spezifische Vorteile sowohl bei den Verdichtern als auch den Proportionalventilen. Verdichter arbeiten mit Umgebungsluft und benötigen keine Druckgasversorgung. Sie sind also unabhängig von zentraler Gasversorgung. Proportionalventile können jeden gewünschten Atemgasfluss liefern und sind im Gegensatz zu Verdichtern in der Lage, einen konstanten Atemgasfluss in jeder gewünschten Intensität zu erzeugen. Sowohl Verdichter als auch Proportionalventile haben ein hervorragendes Reaktionsverhalten bei Spontanatmung. Allerdings erreichen Proportionalventile dieses Verhalten mit einem höheren technischen Aufwand.



D-6235-2010

Seitenkanalverdichter der Savina

Das Verdichtergehäuse ist geöffnet: Rechte Gehäusesseite mit Verdichterrad und Antrieb. Linke Gehäusesseite mit Seitenkanal, einer kreisförmigen Vertiefung, in die das Atemgas durch das Verdichterrad gedrückt wird. Atemgasfluss und Druck sind abhängig von einer Zusatzschaltung (nicht sichtbar in der Grafik).

Die Qualität der Spontanatmung hängt jedoch nicht nur von den Dosiersystemen und den Expirationsventilen im Einzelnen ab. Vielmehr ist es von Bedeutung, inwieweit diese Systeme aufeinander abgestimmt sind.

Die Bedeutung eines optimalen Zusammenspiels der einzelnen Komponenten in der Atemgassteuerung soll im nächsten Kapitel beschrieben werden. In der Beschreibung dieses Zusammenspiels wird zur Vereinfachung nur der Begriff „Inspirationsventile“ verwendet, obgleich es auch für Verdichter gilt.

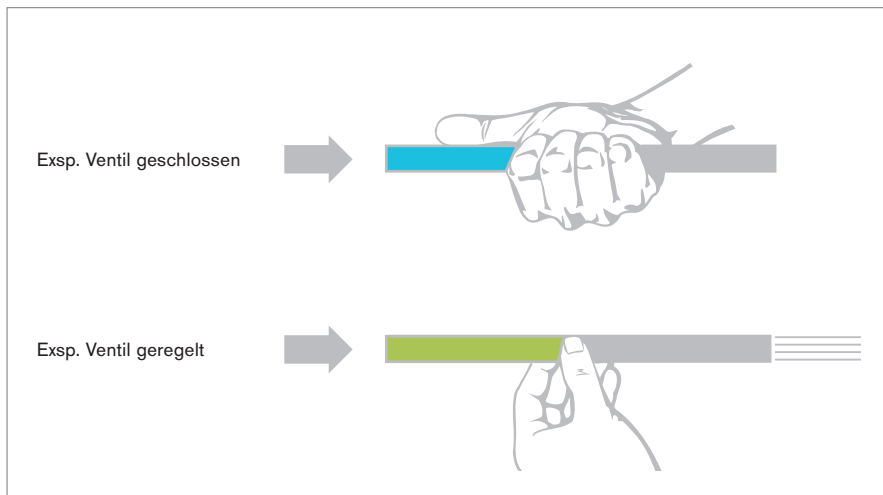
DIE REGELUNG DER ATEMGASLIEFERUNG IN MASCHINELLER BEATMUNG

In der künstlichen Beatmung sind Patient und Beatmungsgerät über das Patientensystem miteinander verbunden. Alles, was das Inspirationsventil an Atemgas liefert, wirkt sich somit unmittelbar auf die Patientenlunge aus. Dies gilt besonders für die geschlossenen Systeme. Bei derartigen Systemen gibt es für das Atemgas in der maschinellen Inspirationsphase keinen anderen Weg als den in die Lunge. Zumindest gilt das bei normalem Beatmungsdruck. Erst bei gefährlich hohen Drücken tritt ein zusätzliches Sicherheitsventil in Aktion und gibt für das Atemgas den Weg nach außen frei.

Zu Beginn eines Beatmungshubs ist nicht bekannt, wie viel Atemgas der Patient brauchen wird. Weder die Lungenmechanik noch die Intensität der Spontanatmung sind vor der Auslösung eines Hubs bekannt. Das Beatmungsgerät muss daher während der Atemgaslieferung erkennen, wie viel Gas gebraucht wird, und es muss während der Atemgaslieferung den Atemgasfluss kontinuierlich dem Bedarf anpassen. Die Anpassung der Atemgaslieferung ist dabei eine Gratwanderung, denn einerseits muss das Gerät möglichst verzögerungsfrei reagieren, andererseits darf es dabei aber nicht zu viel Gas liefern. Im geschlossenen System würde das möglicherweise einen zu hohen Druck in der Lunge erzeugen.

Bei den Schutzmechanismen gegen potentiell gefährliche Drücke aufgrund von zu hohem Atemgasfluss gibt es verschiedene Möglichkeiten. Das geschlossene System unterscheidet sich dabei grundsätzlich vom offenen System. Das Schutzprinzip im geschlossenen System besteht in einer Art „Zähmung“ des Inspirationsventils. Dazu wird die Leistungsfähigkeit des Inspirationsventils reduziert. Es öffnet langsam und tastet sich gewissermaßen vorsichtig an den Spitzenflow heran. Das Atemgas wird dadurch langsamer geliefert, und die technisch mögliche Maximalleistung des Ventils nicht vollständig ausgeschöpft.

Alternativ zum geschlossenen System wurde von Dräger das offene System entwickelt. In diesem System ist nicht nur das Inspirationsventil geregelt, sondern jederzeit auch das Expirationsventil. Kommt es im offenen System nun zu einer zu hohen Atemgaslieferung, dann kann das Expirationsventil bereits in der maschinellen Inspirationsphase geöffnet werden. Damit trägt das Expirationsventil dazu bei, dass potentiell gefährliche Drücke erst gar nicht entstehen können. Die mögliche Maximalleistung des Inspirationsventils kann deshalb in diesem System voll in Anspruch genommen werden.



D-491/2010

Ein Modell für die Regelung des Ausatemventils

In der konventionellen Beatmung hält das Beatmungsgerät das Expirationsventil fest verschlossen, ähnlich einer kräftigen Hand, die einen Schlauch verschließt. Im offenen System wird das Expirationsventil feinfühlig geregelt, ähnlich einer sensiblen Hand, die mit Fingerspitzengefühl den Durchfluss in einem Schlauch regelt.

Das offene System wurde von Dräger erstmalig Ende der siebziger Jahre des vorigen Jahrhunderts eingesetzt. Es ist kontinuierlich weiterentwickelt worden und seither in allen Dräger-Beatmungsgeräten zur Intensivbeatmung verfügbar. Andere Hersteller folgten erst wesentlich später, und nur zögerlich setzte sich das offene System mit einem geregelten Expirationsventil in der Beatmungstechnik durch.

Für diese zögerliche Entwicklung gibt es eine einfache Erklärung: Viele ältere Beatmungsgeräte arbeiteten mit Expirationsventilen, die mit den Anforderungen des offenen Systems schlichtweg überfordert waren. Sie waren zu träge in ihrem Reaktionsverhalten. Deshalb war es für einige Hersteller unumgänglich, das Expirationsventil durch eine Neukonstruktion zu ersetzen, bevor sie sich an eine neue Regeltechnik heranwagen konnten.

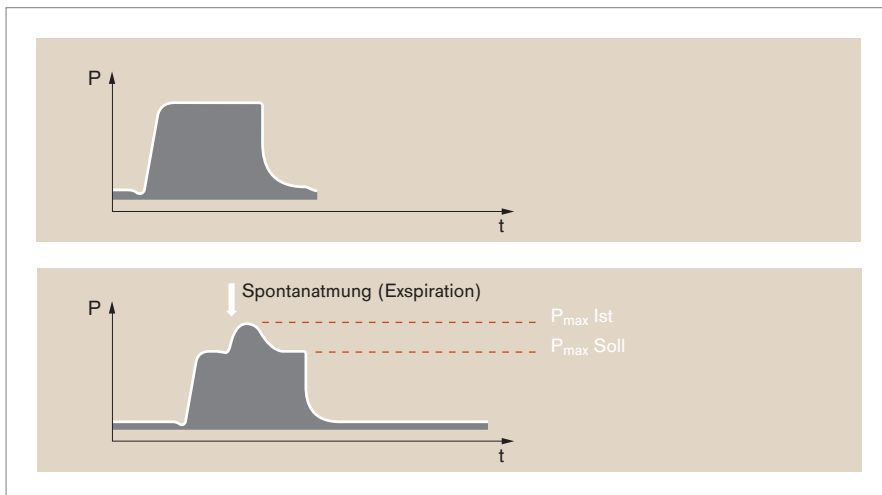
Spontanatmung in neuen Beatmungsverfahren

SPONTANATMUNG IN MASCHINELLER BEATMUNG

Das Problem der konventionellen Beatmung besteht darin, dass sie nur maschinelle Beatmungshübe bietet, in denen nicht spontan geatmet werden kann. Kommt es dennoch zu Spontanatemversuchen, dann führt dies aufgrund des geschlossenen Systems zu den bereits beschriebenen Störungen.

Versucht der Patient auszuatmen, dann erhöht sich der Druck im System. Noch drastischer wirkt sich ein Hustenstoß aus. In diesem Fall sind rasch Drücke erreicht, die einen Alarm in Gang setzen. Darüber hinaus können Sicherheitsmechanismen aktiv werden, die zu einem Abbruch des Beatmungshubs bis hin zum Öffnen des Systems über ein Sicherheitsventil führen. Derartige Störungen durch Spontanatmefähigkeit bei älteren Beatmungsgeräten sind technisch bedingt.

Die Folgen einer derart behinderten Spontanatmung sind schwerwiegend. Patienten empfinden es als belastend, wenn sie während der maschinellen Hübe nicht ausatmen können. Eine fortwährende Behinderung der Spontanatmung führt zu Stress. Führt eine forcierte Ausatmung während eines maschinellen Hubs aufgrund des hohen Atemwegsdrucks zu einem Alarm, dann erhöht das zusätzlich den Stress. Bei einer weiteren Zunahme des Drucks kommt es aufgrund der unterbrochenen maschinellen Hübe zu einer geringeren Ventilation, und ein Öffnen des Sicherheitsventils kann einen zeitweiligen Zusammenbruch des PEEP's bewirken.



D-489-2010

Druckanstieg bei Spontanatmung in konventioneller Beatmung

Der Beatmungshub ist mit einer Spontanatmung überlagert. Ein Ausatmen ist während des mandatorischen Hubs jedoch nicht möglich. Die Ausatembemühungen führen zu einem Ansteigen des Atemwegsdrucks oberhalb des eingestellten maximalen Atemwegsdrucks P_{\max} .

Es gibt dagegen sehr gute Gründe, Spontanatmung jederzeit zu ermöglichen. Die allzeit verfügbare Spontanatmung wird für viele Patienten unter Umständen als eine geringere Belastung empfunden. Damit erhöht sich die Bereitschaft, vermehrt eigene Atemarbeit zu leisten, was beispielsweise den Entwöhnungsprozess beschleunigen kann. Der Patient erhält mehr Freiraum zum Atmen.

Mit einer ungehinderten Spontanatmung kann weiterhin die Analgosedierung während der Beatmung optimiert werden. In vielen Fällen ist der Einsatz derartiger Mittel unumgänglich, aber es gibt zumindest eine Indikation, die durch ein geeignetes Beatmungsgerät überflüssig werden kann: Es ist der Einsatz von Sedativa allein zur Unterdrückung einer Spontanatmung (56).

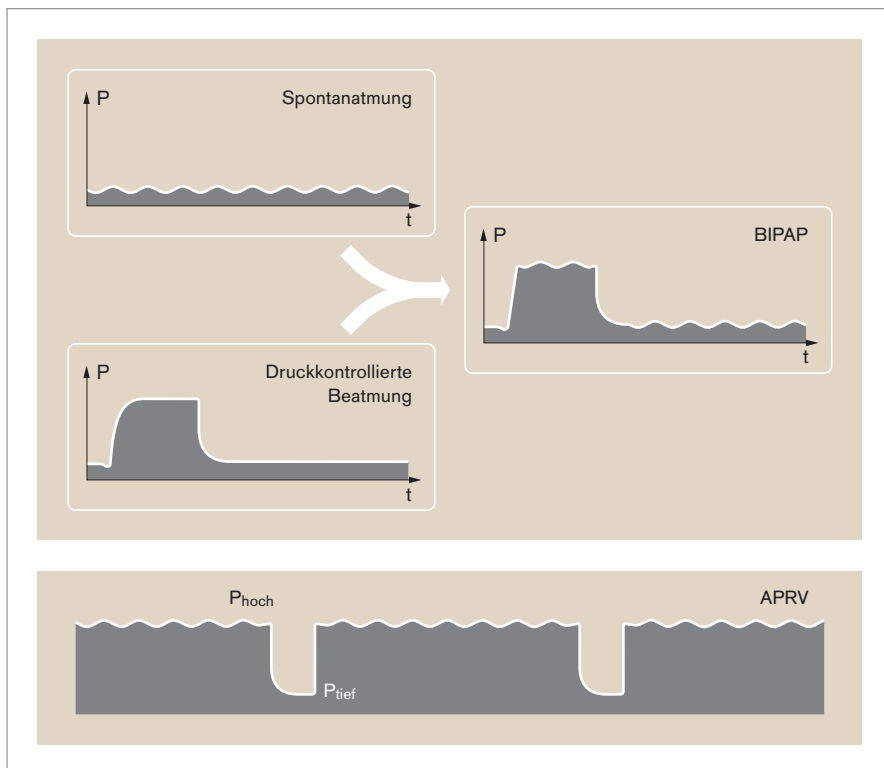
SPONTANATMUNG MIT BIPAP UND APRV

Der Ausweg aus den technisch bedingten Problemen der konventionellen Beatmung wurde in den Achtzigerjahren des vorigen Jahrhunderts mit zwei verschiedenen Ansätzen in Österreich und den USA erreicht. Bemerkenswert dabei ist, dass keine der beiden Arbeitsgruppen gezielt an einer Spontanatmung während maschineller Beatmung arbeiteten. Beide Gruppen suchten vielmehr eine Lösung für ein spezifisches klinisches Problem und kamen auf diesem Weg zu einer neuen Sichtweise bezüglich der Spontanatmung während maschineller Beatmung.

Die österreichische Arbeitsgruppe suchte eine bessere Entwöhnung, fand das „universelle Entwöhnungsverfahren“ und nannte es BIPAP (6). Die amerikanische Arbeitsgruppe suchte eine Verbesserung der Ventilation, fand eine effektivere Abatmung von Kohlendioxid durch kurzfristige Druckentlastung und nannte das Verfahren APRV* (19). Beide Verfahren sind hinsichtlich des Regelverhaltens weitgehend identisch. Sie unterscheiden sich lediglich in ihrer Bedienung durch verschiedene Parameter sowie in ihrem klinischen Einsatzbereich.

Der historische Verdienst, den entscheidenden Fortschritt in der konventionellen Beatmung geschafft zu haben, gebührt demnach wohl beiden Gruppen zu gleichen Teilen. Erkannt wurde das jedoch erst Jahre später, nachdem sich herausgestellt hatte, welchen klinischen Nutzen beide Verfahren allgemein haben. Für die jederzeit verfügbare Spontanatmung in der maschinellen Beatmung setzten sich nach und nach Begriffe wie „Freie Durchatembarkeit“ sowie international der Begriff „Room to Breathe“ durch.

* APRV = Airway Pressure Release Ventilation



D-490-2010

BIPAP und APRV

Obere Grafik: Das Verfahren BIPAP dargestellt als eine Addition von druckkontrollierter Beatmung und Spontanatmung.

Untere Grafik: APRV – Kurzfristige Druckentlastung von einem höheren Atemwegsdruck.

SPONTANATMUNG MIT AUTOFLOW UND MMV

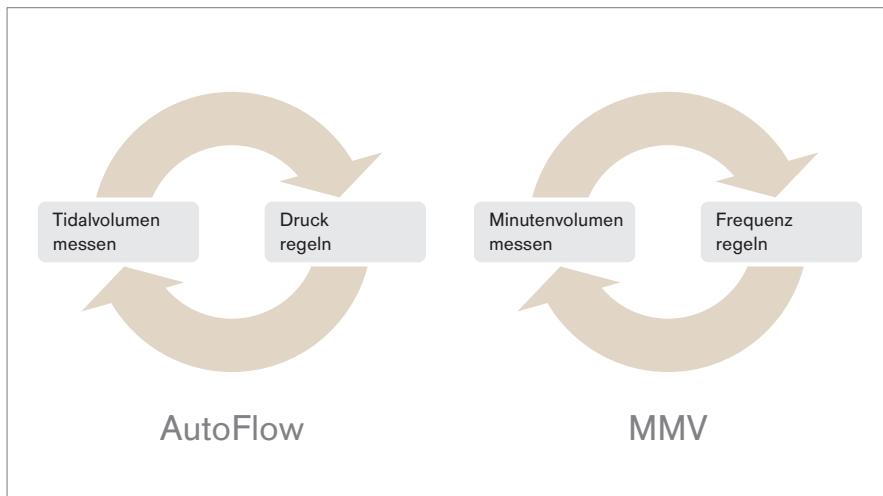
Sowohl BIPAP als auch APRV sind Verfahren, bei denen die Ventilation durch Wahl eines gewünschten Beatmungsdrucks eingestellt wird. Derartige Verfahren nennt man druckkontrolliert. Demgegenüber bezeichnet man Verfahren, bei denen ein Volumen eingestellt wird, als volumenkontrollierte Verfahren. In volumenkontrollierten Verfahren stand die Freie Durchatembarkeit erst knapp ein Jahrzehnt nach ihrer Einführung mit dem druckkontrollierten Verfahren BIPAP zur Verfügung.

Im Gegensatz zur druckkontrollierten Beatmung wurde in der volumenkontrollierten Beatmung die Freie Durchatembarkeit jedoch nicht in neuen Verfahren, sondern durch eine Zusatzfunktion in bereits etablierten Verfahren wie zum Beispiel SIMV bereitgestellt. Bei Dräger wurde dieses Leistungsmerkmal unter der Bezeichnung AutoFlow eingeführt. Es steht seitdem als Option für das gesamte Spektrum der volumenkontrollierten Verfahren zur Verfügung. Andere Hersteller beschränken sich bei der Freien Durchatembarkeit in der volumenkontrollierten Beatmung auf spezielle Verfahren oder bieten dieses Leistungsmerkmal ausschließlich in der druckkontrollierten Beatmung an.

Besonders vielversprechend ist die Kombination der Freien Durchatembarkeit mit einem volumenkontrollierten Verfahren, bei dem der Anteil der maschinellen Ventilation variabel ist. Ein Verfahren, bei dem die Anzahl der maschinellen Hübe nicht fest vorgegeben wird wie im SIMV, sondern in Abhängigkeit von der Spontanatmung ändert, kennt man bereits seit geraumer Zeit unter dem Namen MMV*. In einer Kombination des Verfahrens MMV mit der Option AutoFlow erfährt die Spontanatmung dann eine doppelte Aufwertung.

Zu dem bereits beschriebenen Nutzen der Spontanatmung während der maschinellen Hübe gesellt sich nämlich im MMV ein weiterer Vorteil: Die Frequenz der maschinell verabreichten (mandatorischen) Hübe ist abhängig von der Spontanatmung. Je mehr der Patient spontan atmet, desto geringer wird die Frequenz der mandatorischen Hübe. Auf diesem Wege kann eine rasche Entwöhnung besonders in der Kurzzeitbeatmung erreicht werden. Dies gilt zum Beispiel für die Behandlung im Anschluss an eine Narkosebeatmung.

* MMV = Mandatorische Minuten Ventilation



D-492/2010

Regelkreise im AutoFlow und MMV

Im AutoFlow wird das Tidalvolumen gemessen und der Beatmungsdruck im nächsten Hub bei Bedarf angepasst. Im MMV wird das Minutenvolumen kontinuierlich gemessen und die Beatmungsfrequenz bei Bedarf angepasst. Die Anpassung erfolgt in beiden Fällen bei einer Abweichung vom Sollwert.

Die Entwöhnung mit dem Verfahren MMV kann in unkomplizierten Fällen, wie zum Beispiel in der postoperativen Beatmung, über den gesamten Verlauf ohne Wechsel des Beatmungsverfahrens erfolgen (15). Wenn die Spontanatmung schließlich den gesamten Bedarf abdeckt, dann wird im MMV-AutoFlow die Anzahl der maschinellen Hübe auf Null verringert. Ein derartiges Regelprinzip führt also harmonisch und kontinuierlich zum Entwöhnungsziel.

Neben der bis hier beschriebenen Anpassung der Beatmung an die aktive Spontanatmung gibt es eine weitere Möglichkeit, die Qualität in der Behandlung zu verbessern: Mit der Anpassung der Beatmung an die passiven Eigenschaften des Atemapparats können ebenfalls schädliche Nebenwirkungen verringert werden. Derartige Bestrebungen sind historisch gesehen älter als die Entwicklung der Freien Durchatembarkeit Ende der 80er Jahre des Neunzehnten Jahrhunderts. Die Anpassung der Beatmung an die passiven Eigenschaften beginnt in den Fünfziger Jahren des vorigen Jahrhunderts.

Die passiven Eigenschaften des Atemapparats

DEHNBARKEIT UND WIDERSTÄNDE

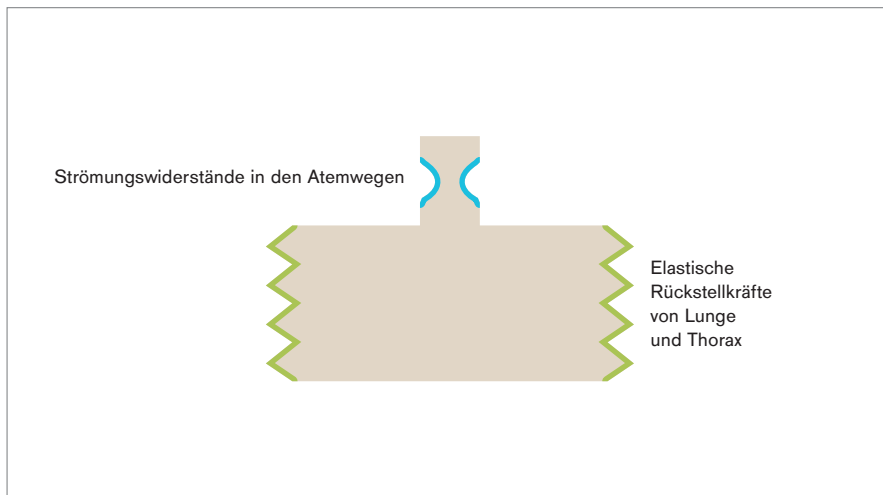
Bei den Einstellparametern der Beatmung orientierte man sich früher an Standardeinstellungen. Erst mit zunehmenden Erkenntnissen über die Eigenschaften des Atemapparats passte man Geräteeinstellungen individuell an den Patienten an. Die passiven Eigenschaften des Atemapparats können mit statischen Druck-Volumen-Beziehungen sowie mit dem Verhalten strömender Gase beschrieben werden.

Mit der statischen Druck-Volumen-Beziehung können die elastischen Eigenschaften des Atemapparats veranschaulicht werden. Die Veränderung des Volumens bei einer definierten Druckänderung beschreibt man als Dehnbarkeit. Ein Maß für die Dehnbarkeit ist die Compliance. Sie kann vereinfacht mit einem Ballon demonstriert werden, bei dem schrittweise der Druck erhöht, und dabei das Ballonvolumen beobachtet wird.

Zu Beginn des Experiments muss bei geringer Füllung des Ballons eine Art Schwelle überwunden werden, wobei sich der Ballon bei stetiger Erhöhung des Drucks zunächst nur langsam füllt. Ist der Ballon ein wenig gefüllt, dann führen weitere Druckerhöhungen zu deutlichen Volumenzunahmen. Diese Schwelle bezeichnet man auch als den Öffnungsdruck. Analog verläuft die Dehnung des Atemapparats: Auch dort gibt es einen Öffnungsdruck und darüber einen Bereich, in dem Druckerhöhungen zu deutlichen Volumenzunahmen führen. Weitere Dehnungen des Atemapparats führen dann wiederum zu immer kleineren Volumenzunahmen. Dieses Phänomen kann allerdings mit dem einfachen Modell eines Ballons allein nicht mehr erklärt werden. Der Atemapparat wird bei hoher Dehnung zunehmend steifer.

Offenbar gibt es also für den Atemapparat einen optimalen Bereich, in dem wenig Druckänderung bereits viel Volumenänderung bewirkt und es gibt Grenzbereiche darüber und darunter.

Neben den statischen Druck-Volumen-Beziehungen kann das Verhalten strömender Gase weitere Erkenntnisse über die Mechanik des Atemapparats liefern. Damit Gase fließen können, muss eine treibende Druckdifferenz bestehen. Soll das Atemgas zum Beispiel von der Mundhöhle in die Alveolen fließen, dann muss es eine Differenz



D-499-2010

Atemmechanik

Das Atemgas muss die Strömungswiderstände (Resistance) des Atemtraktes und die elastischen Rückstellkräfte von Lunge und Thorax überwinden. Hohe Resistance bewirkt langsamen Gastransport, starke Rückstellkräfte bewirken geringeres Volumen.

zwischen dem Druck in den oberen Atemwegen und dem Alveolardruck geben. Die Atemgasstromstärke ist dabei nicht nur von der Druckdifferenz, sondern auch vom Widerstand der Atemwege abhängig. Auch für dieses Phänomen gibt es zur Veranschaulichung ein einfaches Experiment: Beim Aufbrühen von Kaffee setzt der Kaffeefilter dem durchströmenden Kaffee einen gewissen Widerstand entgegen. Verwendet man hingegen zwei Kaffeefilter, dann strömt der Kaffee aufgrund des höheren Widerstands entsprechend langsamer.

Aus diesem einfachen Experiment können Rückschlüsse für die Beatmung gezogen werden: Erhöht sich der Widerstand in den Atemwegen, dann muss zur Erlangung der gleichen Atemgasstromstärke ein höherer Druck erzeugt werden. Die Strömungswiderstände in den Atemwegen werden quantitativ als Resistance angegeben.

In einer zusammenfassenden Betrachtung der Compliance und Resistance bleibt Folgendes für die Atemmechanik festzuhalten: Die Compliance bestimmt, wie viel Atemgas letztendlich in die Lunge transportiert wird, und die Resistance bestimmt, wie schnell dieser Transport vonstatten geht.

RISIKOFAKTOREN BEI KÜNSTLICHER BEATMUNG

Beatmung führt zwangsläufig zu einer Änderung der Atemmechanik und muss daher stetig angepasst werden. Eine einfache Anpassung ist die Begrenzung des Drucks in einer volumenkontrollierten Beatmung, die man seit Mitte des vorigen Jahrhunderts in der Langzeitbeatmung einsetzt.

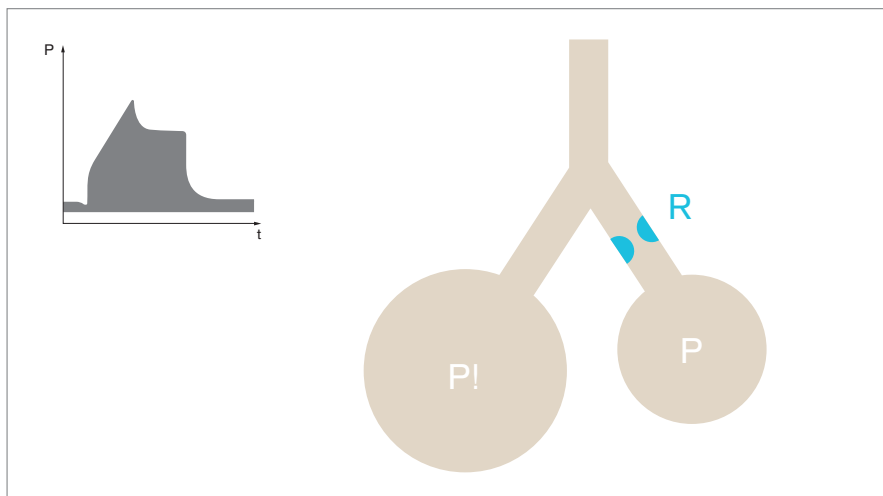
Bei volumenkontrollierter Beatmung sind die verabreichten Volumina auch bei wechselnder Lungenmechanik konstant. In der ursprünglichen Form werden dabei Atemzugvolumina, Atemgasfluss (Flow) und das Zeitmuster fest vorgegeben.

Die Ventilation mit gleichbleibendem Tidalvolumen und konstantem Flow kann zu lokalen mechanischen Belastungen führen, wenn sich das Atemgas ungleichmäßig schnell in der Lunge verteilt. Derartige Gasverteilungsstörungen sind insbesondere für die erkrankte Lunge kennzeichnend. Sie können mit einem einfachen Modell der Lunge, dem Zwei-Kompartimenten-Modell, veranschaulicht werden. Beide Kompartimente unterscheiden sich dabei in ihrer Resistance.

In dem Modell kann gezeigt werden, wie erhöhte Atemwegswiderstände in einzelnen Bereichen der Lunge die Gasverteilung beeinträchtigen können. Wird unter diesen Umständen ein Tidalvolumen mit konstantem hohem Flow verabreicht, so füllt sich zunächst das Kompartiment mit der geringeren Resistance.

Die Auswirkungen der unterschiedlichen Belüftung führen zu verschiedenen mechanischen Belastungen im Lungengewebe. Möglich ist eine zeitweilige Überdehnung des Kompartiments mit geringer Resistance. Zwischen den beiden Kompartimenten können Druckdifferenzen auftreten, die einen Gastransport von einem Kompartiment ins andere bewirken und dabei eine sogenannte Pendelluft erzeugen. Durch die mechanischen Belastungen aufgrund der Druckdifferenzen können lokale Gewebsverletzungen verursacht werden. Treten diese infolge von Druckbelastungen in der Lunge gehäuft auf, so kann es zu einer ernsten Komplikation in der Beatmung kommen, bei der das gesamte Organ betroffen ist.

Es sind besonders die Areale mit geringer Resistance und hoher Compliance gefährdet. Sie können innerhalb kurzer Zeit große Volumina aufnehmen, die sie unter Umständen „überfordern“. Unglücklicherweise sind das meist die gesunden Areale, deren Anteil bei einer Lungenerkrankung rasch sinken kann. Das bedeutet, dass eine Beatmung mit zu hohen Volumina besonders die gesunden Areale



D-494-2010

Zwei-Kompartiment-Modell zur Veranschaulichung der Auswirkungen einer volumenkontrollierten Beatmung mit konstantem Flow

Der erhöhte Atemwegswiderstand im rechten Kompartiment führt zu einer schnelleren Füllung und Überdehnung des linken Kompartiments. Zeitweilige Druckunterschiede und unterschiedliche Füllungsvolumina der Kompartimente bewirken starke mechanische Belastungen.

gefährdet und deren Anteil am Lungengewebe vermindern kann. Um es besonders krass auszudrücken: Die Beatmung mit ungeeigneten Drücken, Volumina und Flows kann das Gegenteil von dem bewirken, was sie erzielen soll – sie kann die Lunge krank machen.

Allerdings sind nicht nur hohe Drücke problematisch, sondern auch ein zu geringer Druck in der Expirationsphase birgt Risiken. Das Problem eines zu geringen PEEP's besteht darin, dass in diesem Fall Lungenareale bei jedem Beatmungszyklus öffnen und schließen. Dabei sind sie einer hohen mechanischen Belastung ausgesetzt.

In den bis hier genannten Schädigungen hat man früher unterschieden nach der primären Ursache. So beschrieb man eine Überdehnung durch Volumen als Volutrauma und die Schädigung durch Druck als Barotrauma. Für die Auswirkungen eines zu kleinen PEEP's wählte man die Bezeichnung Atelektrauma. In jüngster Zeit hat man diese Unterscheidung mehr und mehr aufgegeben und bezeichnet Schädigungen der Lunge durch Beatmung allgemein als VILI (Ventilator induced Lung Injury).

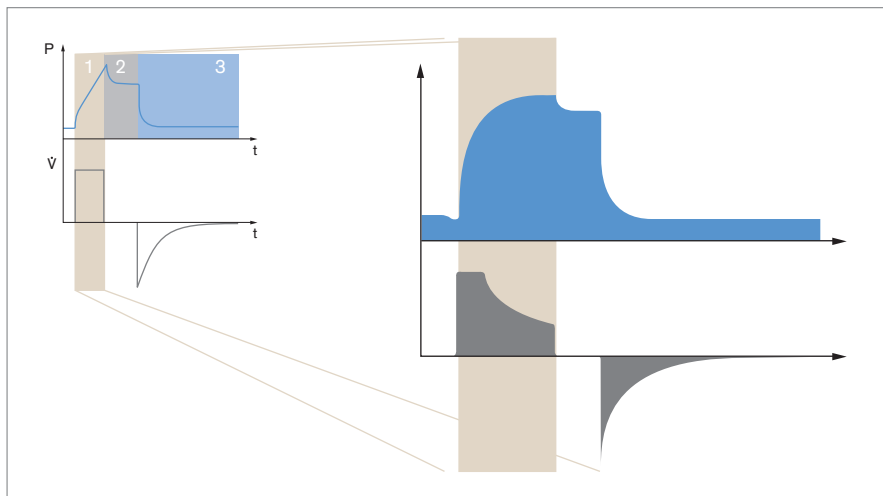
LUNGENSCHONENDE BEATMUNG – MANUELLE ANPASSUNGEN

Ungünstige Volumina und Drücke können in der Beatmung auf verschiedenen Wegen vermieden werden. Bei einer geschädigten Lunge sollten nach heutigem Stand des Wissens Tidalvolumina von sechs Milliliter pro Kilogramm Körpergewicht sowie Beatmungsdrücke von dreißig Millibar nicht ohne Grund überschritten werden (3). Der PEEP liegt in der Regel oberhalb von fünf Millibar. Besondere Krankheitsbilder können Beatmungsdrücke und -Volumina notwendig machen, die erheblich von den oben genannten Werten abweichen. Auch beim PEEP sind bisweilen Drücke von bis zu zwanzig Millibar notwendig, um in Extremfällen noch einen Gasaustausch zu ermöglichen.

Die Wahl der individuell geeigneten Druck- und Volumenparameter ist immer eine Gratwanderung zwischen optimalem Gasaustausch und schädlichen Nebenwirkungen. Es gibt jedoch Bestrebungen, die zuvor beschriebenen Nebenwirkungen eines konstanten hohen Flows zu minimieren. Das Beatmungsgerät liefert dabei das Atemgas nur zu Beginn des Hubs mit einem konstanten Flow, den es im weiteren Verlauf mehr und mehr verringert. Es erzeugt dann ein Flowprofil, das man als dezelerierenden Flow bezeichnet.

Derartige Flowprofile können bei einigen Beatmungsgeräten direkt eingestellt werden. Sie treten ebenfalls als Folge auf, wenn der Anwender eine zusätzliche Einstellung am Beatmungsdruck vornimmt: Wird der Druck auf einen maximalen Wert begrenzt, dann kann das Beatmungsgerät nur noch zu Beginn des Hubs einen hohen Flow liefern. Es muss dann die Atemgaslieferung zurücknehmen, um die eingestellte Druckgrenze nicht zu überschreiten.

Die Druckbegrenzung (Drucklimitierung) wird mit dem zusätzlichen Parameter P_{\max} eingestellt. Sie wird dabei meist so gewählt, dass das Tidalvolumen noch vollständig verabreicht wird, und das Verfahren volumenkontrolliert bleibt. Die Zeit der Atemgaslieferung ist dabei abhängig von den mechanischen Eigenschaften der Lunge. Sie dauert umso länger, je höher die Widerstände sind. Der zeitliche Verlauf von dezelerierendem Flow und Druckbegrenzung ist in der Grafik erkennbar.



D-16657-2010

Der zeitliche Verlauf des Flows im Vergleich zum Atemwegsdruck in der druckbegrenzten Beatmung

In der ersten Phase wird der eingestellte konstante Flow erzeugt. Sobald der eingestellte maximale Atemwegsdruck erreicht ist, wird die Atemgaslieferung reduziert (decelerierender Flow). Sobald das eingestellte Tidalvolumen vollständig appliziert ist, wird die Atemgaslieferung unterbrochen.

Druckbegrenzte Beatmung mit dezelerierendem Flow haben Auswirkungen, die wiederum mit dem Zwei-Kompartimenten-Modell erklärt werden können.

Im Gegensatz zur Beatmung mit hohem konstantem Flow werden hier beide Kompartimente im Idealfall gleich belüftet. Die Druckdifferenz zwischen den beiden Kompartimenten ist dabei geringer. Das schnellere Kompartiment füllt sich zwar schneller, aber es gibt keine Pendelluft. Wird dieses Modell nun auf die Lunge übertragen, dann zeigt sich der Vorteil gleichermaßen: Es werden Kompartimente mit hoher Resistance angemessen belüftet, ohne dass dabei die Kompartimente mit geringer Resistance überdehnt werden.

Der wesentliche Vorteil einer druckbegrenzten Beatmung liegt in der kontinuierlichen Anpassung des Flows bei einer Änderung der Resistance. Je höher die Resistance, desto langsamer dezeleriert der Flow – die Atemgaslieferung wird über einen größeren Zeitraum verteilt. Der Nachteil einer manuell eingestellten Druckbegrenzung besteht allerdings darin, dass der Anwender ständig überprüfen muss, ob die Druckbegrenzung angemessen ist. Unter bestimmten Umständen könnte das Tidalvolumen mit einem geringeren Beatmungsdruck verabreicht werden, und in diesem Fall müsste dann die Druckbegrenzung manuell angepasst werden.

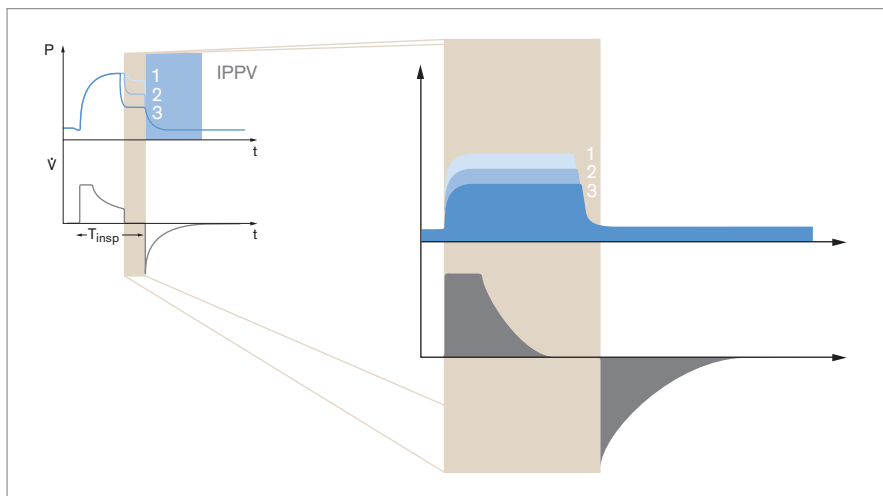
AUTOFLOW UND VOLUMENGARANTIE – AUTOMATISCHE ANPASSUNG DES DRUCKS

Ändert sich im Verlauf einer volumenkontrollierten Beatmung die Compliance, dann hat das Auswirkungen auf den Beatmungsdruck: Eine steife Lunge erfordert für das gleiche Volumen einen höheren Druck, und umgekehrt kann das Atemgas bei zunehmender Compliance mit geringerem Druck verabreicht werden. Die kleine Grafik links oben auf der nächsten Seite zeigt, wie sich der Druckverlauf einer drucklimitierten Beatmung bei zunehmender Compliance ändert.

Bemerkenswert ist, dass sich der Druckverlauf zu Beginn des Hubs nicht verändert. Eigentlich sollte eine zunehmende Compliance dazu führen, dass das Tidalvolumen dann mit einem geringeren Druck verabreicht wird. Tatsächlich hat eine Zunahme der Compliance in der drucklimitierten Beatmung keinen Einfluss auf den Spitzendruck. Erst nachdem das Tidalvolumen vollständig verabreicht ist, sinkt der Druck auf einen geringeren Wert. Soll auch der Spitzendruck zu Beginn des Hubs auf diesen Wert verringert werden, dann muss der Anwender manuell eingreifen. Er wird die Druckbegrenzung reduzieren, so dass die Atemgaslieferung sich innerhalb des Hubs auf eine größere Zeitspanne verteilt. Diese Anpassung muss er bei einer Änderung der Compliance ständig wiederholen. Eine automatische Regelung ist dafür in der drucklimitierten volumenkontrollierten Beatmung nicht vorgesehen.

Die automatische Anpassung des Drucks in einer volumenkontrollierten Beatmung kennt man seit den neunziger Jahren des vorigen Jahrhunderts. Sie wurde bei Dräger mit der Option AutoFlow mit der Evita 4 eingeführt - eine Option, die bereits im Zusammenhang mit der Spontanatmung dargestellt wurde.

Die Option AutoFlow bietet also im Wesentlichen zwei Leistungsmerkmale: Sie ermöglicht in einer volumenkontrollierten Beatmung zu jedem Zeitpunkt Spontanatmung und regelt automatisch den Druck. Die Regelung des Drucks im AutoFlow ist in der Hauptgrafik der folgenden Seite dargestellt.



D-16652-2010

Die Regelung des Beatmungsdrucks mit AutoFlow®

Drei Beatmungsdruckkurven aufgenommen zu verschiedenen Zeiten im Verlauf einer Compliancezunahme. Kleine Grafik links oben: Drucklimitierte Beatmung mit unverändertem Spitzendruck trotz Zunahme der Compliance. Hauptgrafik: AutoFlow® – der Spitzendruck verringert sich bei zunehmender Compliance.

Bei jedem Beatmungshub wird im AutoFlow das tatsächlich verabreichte Volumen mit dem eingestellten Tidalvolumen verglichen. Bei einem zu großen verabreichten Volumen wird im folgenden Beatmungszyklus der Druck automatisch um bis zu drei Millibar abgesenkt. Dies hat dann ein geringeres Volumen zur Folge. Wurde hingegen zu wenig Volumen verabreicht, dann erhöht sich der Beatmungsdruck in den nächsten Beatmungszyklen mit der Konsequenz einer Volumenzunahme. Im AutoFlow kann wie in den konventionellen volumenkontrollierten Verfahren zum Schutz vor zu hohen Drücken ein Grenzwert eingegeben werden. Der Druck kann ab diesem Punkt dann nicht mehr steigen.

In der Beatmung von Frühgeborenen wurde mit dem Babylog 8000 plus ein Verfahren eingeführt, das dem AutoFlow weitgehend gleicht. Dort heißt es volumen-garantierte druckkontrollierte Beatmung mit der Bezeichnung VG*.

Andere Hersteller führten die automatische Regelung des Drucks in der volumenkontrollierten Beatmung ein, ohne sie jedoch mit einer jederzeit verfügbaren Spontanatmung zu kombinieren.

* VG = Volumen Garantie

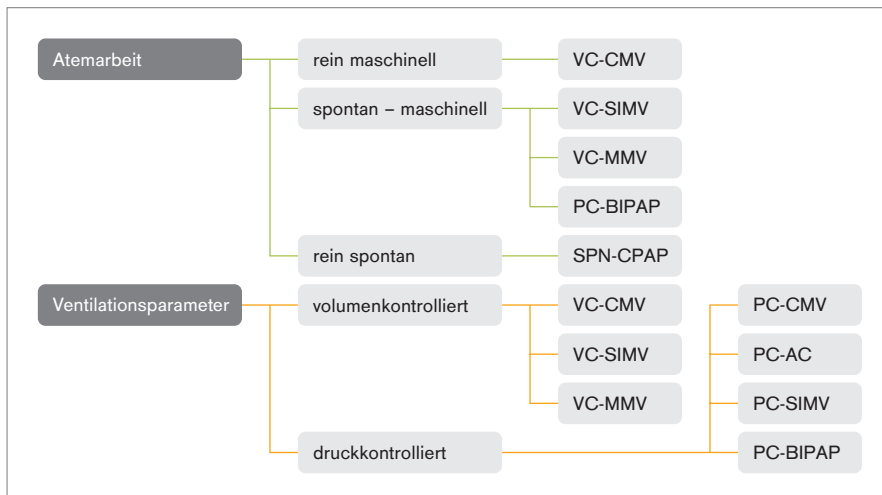
Systematik und Bedienung der neuen Verfahren

DAS PROBLEM DER NOMENKLATUR

Mit den Verfahren BIPAP, APRV, SIMV und MMV wurden in den vorangegangenen Kapiteln bereits vier Beispiele von Beatmungsverfahren gegeben. Als Zusatzfunktionen von Beatmungsverfahren wurden AutoFlow und VG beschrieben. Ziel der nachfolgenden Ausführungen ist es, zunächst eine Übersicht über die gängigsten Verfahren und Funktionen zu erstellen und damit etwas Orientierung im Dschungel der Nomenklatur zu geben. Einen tieferen Einblick in die Systematik der Nomenklatur bietet ein separates Heft der Dräger Schriftenreihe mit dem Titel „Beatmungsverfahren“.

Es gibt eine recht unübersichtliche Vielzahl an Bezeichnungen für Verfahren und deren Zusätze. Die Verfahrensnamen lassen dabei zunächst keinen logischen Zusammenhang erkennen. Sie beschreiben die Verfahren im Einzelnen, aber sie geben wenig Hinweise auf deren Einordnung in ein System. Darüber hinaus sind die Hersteller in der Nomenklatur bisher überwiegend jeweils eigene Wege gegangen, und diese waren nicht immer konstruktiv. So haben einige Firmen früher bewusst eigene Verfahrensbezeichnungen gesucht, um sich von anderen zu unterscheiden. Irreführend war weiterhin, dass gleiche Beatmungsverfahren bisweilen unterschiedliche Bezeichnungen in verschiedenen Anwendungsbereichen hatten. Das gilt ganz besonders für Bezeichnung der Verfahren in der Beatmung von Erwachsenen und Neugeborenen.

Bereits seit Jahren fordern daher Anwender von Beatmungsgeräten eine einheitliche Nomenklatur über alle Bereiche, in denen beatmet wird. Hier sind besonders diejenigen Hersteller gefordert, die Beatmungsgeräte für verschiedene Bereiche der Akutmedizin anbieten - wie für die Intensivmedizin, die Notfallmedizin oder die Anästhesie. Die Namensgebung soll dabei so weit wie möglich logisch und selbsterklärend sein. Eine eindeutige, über verschiedenen Bereiche einheitliche Nomenklatur vermeidet Missverständnisse und damit unter Umständen Fehler.



Die Klassifizierung der Verfahren

Oben: Verfahren eingeordnet nach dem Anteil der maschinellen Atemarbeit.

Unten: Verfahren eingeordnet nach dem Parameter, der die Ventilation der Lunge bestimmt.

Die Einordnung der Verfahren in ein System kann nach verschiedenen Kriterien vorgenommen werden. Wählt man dabei das Kriterium Atemarbeit, dann gibt es zwei Kategorien: Mandatorische Verfahren und maschinell unterstützte Spontanatemverfahren. In mandatorischen Verfahren leistet das Beatmungsgerät die Atemarbeit weitgehend unabhängig von der Atemtätigkeit des Patienten. In maschinell unterstützten Spontanatemverfahren teilen sich Mensch und Maschine die Arbeit: Die maschinelle Unterstützung passt sich dabei der Atemtätigkeit des Patienten so gut wie möglich an. Gemeinsames Merkmal beider Kategorien ist der Triggermechanismus, der in mandatorischen Verfahren und maschinell unterstützten Spontanatemverfahren in heutiger Zeit praktisch identisch ist. Ähnlichkeiten bestehen in beiden Kategorien in den Einstellparametern für die Ventilation.

Wesentliches Unterscheidungsmerkmal der mandatorischen Verfahren gegenüber den maschinell unterstützten Spontanatemverfahren ist der zeitliche Verlauf des Hubs. In den maschinellen Verfahren wird die Dauer des Hubs durch Zeitparameter wie T_{insp} , I:E und f bzw. RR* vom Anwender eingestellt. In den Spontanatemverfahren wird der zeitliche Verlauf der Hübe nicht mehr durch Parameter eingestellt, sondern er ergibt sich aus der Lungenmechanik und Spontanatemtätigkeit des Patienten.

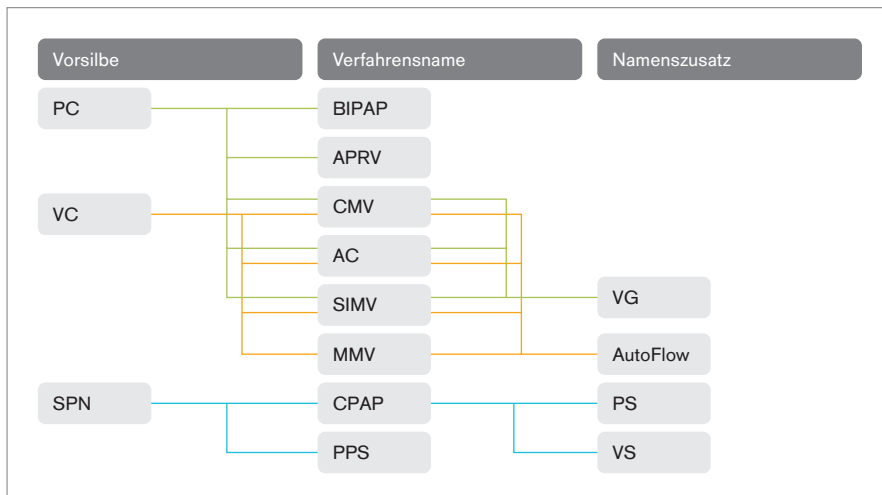
* T_{insp} = Inspirationszeit, I:E = Atemzeitverhältnis, f = Atemfrequenz (syn.: RR = Respiratory Rate)

BEZEICHNUNGEN DER VERFAHREN UND FUNKTIONEN

Zur weiteren Unterteilung der Verfahren werden andere Unterscheidungskriterien herangezogen: Innerhalb der mandatorischen Verfahren wird unterschieden nach demjenigen Einstellparameter, der die Ventilation der Lunge maßgeblich bestimmt. Es ergeben sich dann die beiden bereits beschriebene Kategorien der druckkontrollierten und volumenkontrollierten Verfahren. Diese Grobeinteilung der mandatorischen Verfahren findet sich in der von Dräger eingeführten neuen Nomenklatur in einer Vorsilbe des Namens wieder: PC (Pressure Controlled) für druckkontrollierte und VC (Volume Controlled) für volumenkontrollierte Verfahren. Maschinell unterstützte Spontanatemverfahren werden durch die Vorsilbe SPN (Spontan) gekennzeichnet. In den Spontanatemverfahren wird die Ventilation in der Regel über einen Druckparameter eingestellt, weshalb man in diesen Verfahren auf eine Unterscheidung durch die Vorsilbe PC und VC verzichtet.

Der eigentliche Name des Verfahrens beschreibt überwiegend die Interaktion zwischen Beatmungsgerät und Patient. Eine wichtige Interaktion ist zum Beispiel das Auslösen maschineller Hübe durch den Patienten. Man unterscheidet in der maschinellen Beatmung verschiedene Phasen innerhalb eines Zyklus, in denen das Beatmungsgerät bereit ist für die Auslösung eines Hubs. Dieses Triggerverhalten ist ein Unterscheidungsmerkmal, das sich im Namen des Verfahrens wiederfindet.

So beschreibt der Name AC (Assist Controlled) ein Verfahren, bei dem jederzeit in einer Ausatemphase mandatorische Hübe durch einen Patienten ausgelöst werden können. Das Verfahren SIMV hingegen weist einen Beatmungszyklus auf, bei dem nur zu bestimmten Zeiten gegen Ende der Ausatemphase die Auslösung eines Hubs möglich ist. Der Name CMV (Controlled Mechanical Ventilation) beschreibt ein Verfahren, bei dem der Patient keine Hübe auslösen kann. Sie werden dort vom Anwender in einer festen Anzahl, der Beatmungsfrequenz, vorgegeben.



D-16654-2010

Die Struktur der Verfahrensbezeichnungen

Die Vorsilbe beschreibt, welcher Parameter die Ventilation der Lunge bewirkt. Der eigentliche Verfahrensname beschreibt die Interaktion zwischen Gerät und Patient. Weitere Namenszusätze beschreiben zusätzliche Regelfunktionen.

Das Verfahren CPAP (Continuous Positive Airway Pressure) hat in seiner reinen Form weder mandatorische Hübe noch maschinelle Druckunterstützung. Das Beatmungsgerät liefert hier das Atemgas, ohne maschinell Arbeit zu leisten.

Namenszusätze beschreiben spezielle Regelfunktionen, die hier nur kurz erwähnt und in der Fibel „Beatmungsverfahren“ noch näher beschrieben werden. Beispiele dafür sind neben den bereits beschriebenen Funktionen AutoFlow und VG die Unterstützungsfunktion mit der Bezeichnung PS (Pressure Support) und VS (Volume Support).

Einen Sonderfall innerhalb der Spontanatemverfahren nehmen diejenigen Verfahren ein, bei denen es weder Zeitparameter noch Parameter zur Einstellung der Ventilation gibt. Sowohl der zeitliche Verlauf als auch die Tiefe der Ventilation wird hier nicht mehr vom Anwender eingestellt, sondern sie wird nach dem Atemantrieb des Patienten geregelt. Zu diesen Verfahren gehört PPS (Proportional Pressure Support) sowie NAVA (Neural Adjusted Ventilatory Assist).

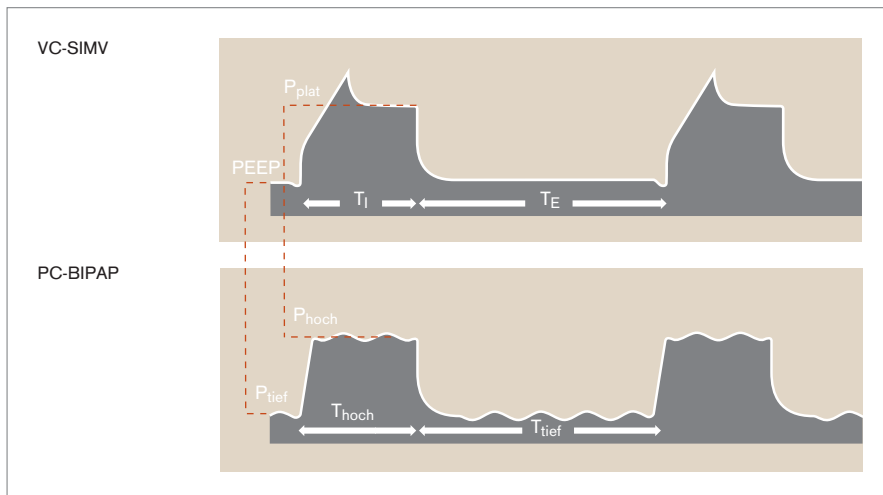
BEDIENKONZEPT BIPAP UND APRV

Die jederzeit mögliche Spontanatmung und die automatische Anpassung an die Lungenmechanik kennzeichnen die moderne Beatmung. Diese wurden im letzten Kapitel mit BIPAP und AutoFlow den konventionellen Verfahren gegenübergestellt, bei denen der Patient nicht immer spontan atmen kann, und eine Anpassung an die Lungenmechanik allenfalls durch manuell durchgeführte Maßnahmen möglich ist. Das folgende Kapitel beschreibt nun, wie die Beatmungsparameter am Patienten eingestellt werden, und wie moderne maschinelle Beatmung klinisch angewandt wird.

Im Vergleich zu konventionellen Verfahren ging man mit der Einführung des Verfahrens BIPAP in der Bedienung zunächst neue Wege. Bei der ursprünglichen Evita 1 im Jahr 1988 beschränkte sich die Einstellung lediglich auf vier Parameter. Der Beatmungsdruck wurde hier über das obere Druckniveau P_{hoch} sowie das untere Druckniveau P_{tief} eingestellt. Mit der Dauer des oberen Druckniveaus T_{hoch} wurde dabei die maschinelle Inspirationszeit festgelegt, während die Dauer des unteren Druckniveaus T_{tief} die maschinelle Expirationszeit definierte.

Damit lag ein denkbar einfaches Bedienkonzept vor. Die Grafik stellt die ursprünglichen Einstellparameter des BIPAP bei einer Evita 1 im Vergleich zum konventionellen Beatmungsverfahren VC-SIMV dar.

Das einfache Bedienkonzept des BIPAP mit lediglich vier Parametern stieß bei seiner Einführung zunächst auf geteilte Akzeptanz. Einige Anwender schätzten das einfache Prinzip mit einem direkten Zugriff auf Drücke und Zeiten und nutzten die Möglichkeit, extreme Atemzeitverhältnisse einzustellen. Andere forderten die konventionelle Einstellung, die sie mit konventionellen Verfahren seit jeher gewohnt waren.



D-495-2010

Die ursprünglichen Einstellparameter des BIPAP abgeleitet aus einer Einstellung eines konventionellen SIMV

Bei den Druckparametern entspricht der P_{tief} des BIPAP dem PEEP des SIMV. Der obere Druckwert wird als P_{hoch} im BIPAP direkt eingestellt, im SIMV ergibt er sich als Plateaudruck P_{plat} aus dem eingestellten Tidalvolumen und der Lungenmechanik. Die Zeitwerte für Inspirations- und Expirationszeit wurden im BIPAP ursprünglich direkt als T_{hoch} und T_{tief} eingegeben, im SIMV ergaben sie sich durch die Einstellung von Frequenz (f) und Atemzeitverhältnis ($I:E$). In neueren Beatmungsgeräten werden die Zeiten sowohl im BIPAP als auch im SIMV durch gleiche Parameter eingestellt.

Die zweite Generation der druckkontrollierten Verfahren mit freier Spontanatemmöglichkeit wurde beiden Ansprüchen gerecht: Die Bedienung des BIPAP wurde angepasst an das konventionelle SIMV, während das Bedienkonzept mit vier Parametern im Verfahren APRV angeboten wurde.

BIPAP und APRV sind hinsichtlich ihres Verhaltens bei Spontanatmung und ihrer Reaktion auf Änderungen der Lungenmechanik nahezu identisch. Sie unterscheiden sich im Wesentlichen durch ihr Bedienkonzept und ihre bereits beschriebene geschichtliche Entwicklung. Ein weiterer Unterschied besteht in ihrer klinischen Anwendung.

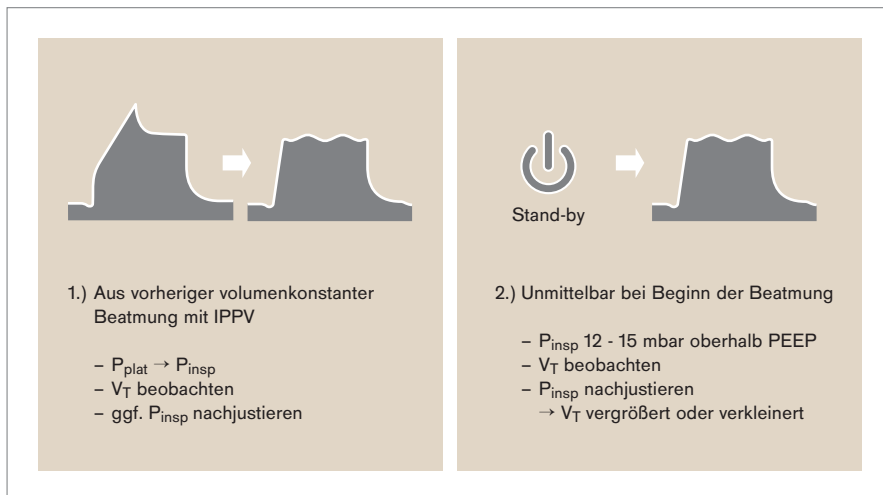
DER EINSTIEG IN DIE MODERNEN VERFAHREN

Die Beatmung mit BIPAP und APRV kann zu verschiedenen Zeiten erfolgen. Sie kann nach einer vorangegangenen konventionellen VC-SIMV Beatmung durch einen Wechsel des Verfahrens erfolgen. Alternativ kann eine Beatmung von Anfang an mit BIPAP und APRV beginnen. Für beide Fälle wurden Einstellempfehlungen veröffentlicht (32). Die Grafik zeigt die Einstellung der Parameter in einer Beatmung mit BIPAP.

Beim Umsteigen aus einer volumenkontrollierten Beatmung mit konventionellem VC-SIMV wird in der BIPAP-Beatmung die Zeiteinstellung unverändert übernommen. Es müssen also keine neuen Zeitparameter eingestellt werden, da die Zeitparameter im konventionellen SIMV und BIPAP identisch sind. Beim APRV müssen vor dem Umschalten die Werte für T_{hoch} und T_{tief} aus den Werten der Beatmungsfrequenz und dem I:E Verhältnis der SIMV Einstellung umgerechnet werden.

Bei den Druckparametern ist der untere Druckwert im BIPAP mit dem PEEP der SIMV-Einstellung identisch. Beim APRV hingegen wird der untere Druckwert mit dem Parameter P_{tief} eingestellt. Der obere Druckwert muss sowohl beim BIPAP als auch beim APRV neu eingestellt werden und zwar als P_{insp} im BIPAP und als P_{hoch} im APRV. Der eingestellte Druckwert richtet sich dabei nach dem zuvor in der VC-SIMV Beatmung gemessenen Plateaudruck. Nach dem Umschalten empfiehlt sich eine sorgfältige Beobachtung des Tidalvolumens, damit bei Abweichungen vom Sollwert der Beatmungsdruck nachjustiert werden kann.

Wird schon zu Beginn der Beatmung BIPAP oder APRV eingesetzt, so empfiehlt die Fachliteratur einen Beatmungsdruck von 12-15 mbar oberhalb PEEP (32). Anschließend sollte das Tidalvolumen beobachtet und gegebenenfalls der Beatmungsdruck nachjustiert werden. Dabei sollten die Atemzugvolumina einer lungenschonenden Beatmung (3) nicht überschritten werden.



D-496-2010

Der Beginn einer Beatmung mit BIPAP

1.) Beim Umschalten aus vorheriger VC-SIMV Beatmung dient der Plateaudruck als Richtlinie für die Einstellung des Beatmungsdrucks P_{insp} . Das Tidalvolumen V_t wird beobachtet und ggf. durch Nachjustieren des Beatmungsdrucks verändert.

2.) Zu Beginn der BIPAP Beatmung ohne vorherige konventionelle SIMV Beatmung empfiehlt sich eine Einstellung eines P_{insp} von 12 - 15 mbar mit nachfolgender Beobachtung des V_t und ggf. Nachjustierung des P_{insp} entsprechend 1.).

Die Geschwindigkeit der Atemgaslieferung wird im BIPAP und APRV mit der Druckanstiegsgeschwindigkeit eingestellt. Für diesen Parameter ist auch die Bezeichnung Druckrampe gebräuchlich. Im VC-SIMV hingegen wird die Geschwindigkeit der Atemgaslieferung über den Einstellparameter Flow bestimmt. Eine Einstellhilfe für die Wahl einer geeigneten Druckrampe aus einer vorangegangenen Floweinstellung gibt es nicht. Hier hilft allein der Blick auf die grafische Darstellung des Beatmungsdrucks.

Soll von einer konventionellen VC-SIMV Beatmung auf AutoFlow gewechselt werden, sind nur wenige Anpassungen der Parameter nötig. In diesem Falle bleibt man in einer volumenkontrollierten Beatmung. Der Anwender wechselt dabei nicht das Verfahren, sondern aktiviert AutoFlow lediglich als eine zusätzliche Option im laufenden Verfahren. Für die Geschwindigkeit der Atemgaslieferung steht im AutoFlow nicht mehr der Flow als Einstellparameter zur Verfügung. Sie wird im AutoFlow wie im BIPAP mit der Druckrampe eingestellt.

DRUCKLIMITIERT, AUTOFLOW UND BIPAP IN DER PRAXIS

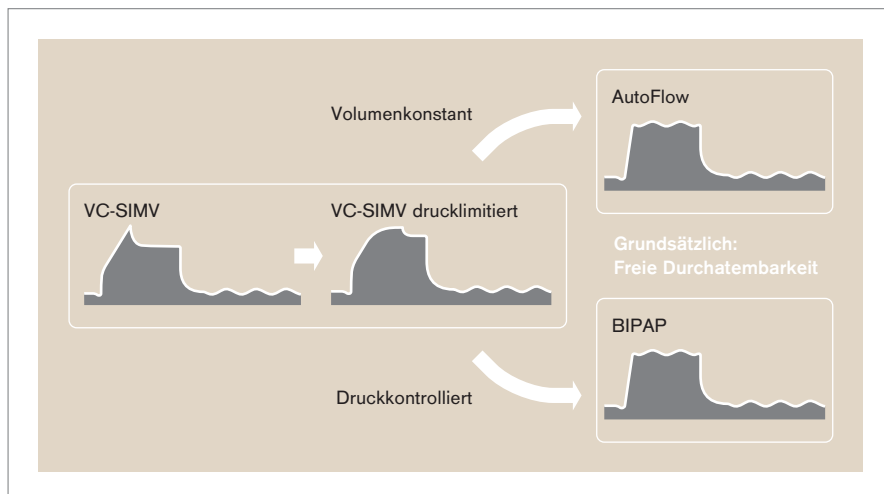
In klinischer Praxis wird konventionelles VC-SIMV kaum noch angewandt. Mit einer Druckbegrenzung in einer volumenkontrollierten Beatmung können potentiell schädliche Drücke bereits weitgehend vermieden werden. Mit einer geeigneten Druckbegrenzung kann dabei eine bessere Gasverteilung in einer inhomogenen Lunge erreicht werden, denn anstelle eines konstant hohen Flows wird hier ein dezelerierender Flow erzeugt. Den Vorzügen einer Druckbegrenzung im Hinblick auf eine lungenschonende Beatmung stehen Nachteile in der klinischen Praxis gegenüber: Bei Änderungen der Lungenmechanik muss der Anwender manuell nachjustieren, und Spontanatmung ist zeitweilig nicht möglich.

Abhilfe in beiden Problemen ist möglich mit AutoFlow. Durch diese Zusatzfunktion werden im VC-SIMV Druck und Flow geregelt und nicht mehr vom Anwender eingestellt. Zielgröße dieser Regelung ist das eingestellte Volumen. Das Ergebnis ist eine Beatmung mit konstantem Tidalvolumen bei minimalem Spitzendruck. Schutz vor zu hohem Beatmungsdruck bietet dabei ein zusätzliches Sicherheitssystem. Es wird wie auch in anderen Verfahren mit dem Atemwegsdruck-hoch-Alarm aktiviert und bewirkt bei Beatmungsgeräten von Dräger, dass fünf Millibar unterhalb des eingestellten Atemwegsdruck-hoch-Alarms die Atemgasdosierung gedrosselt wird.

Ein wesentlicher Vorteil des AutoFlows gegenüber konventioneller Beatmung zeigt sich bei Spontanatmung. Der Patient kann hier jederzeit atmen. In der Praxis bedeutet das größeren Komfort und weniger Stress für den Patienten. Er wird nicht mehr in den mandatorischen Hüben daran gehindert, zusätzlichen Ventilationsbedarf durch Eigenatmung zu decken. Aus Gegenatmen wird Mitatmen.

Eine Alternative zur volumenkontrollierten Beatmung mit AutoFlow ist das druckkontrollierte Verfahren BIPAP. Im Vergleich zum AutoFlow hat BIPAP ein anderes Regelverhalten, wenn die Lungenmechanik sich ändert. In diesem Fall bleibt im BIPAP der Beatmungsdruck konstant, und das Tidalvolumen variiert.

Mit dem unterschiedlichen Regelverhalten ist der bevorzugte Einsatzbereich von AutoFlow und BIPAP folgendermaßen: AutoFlow empfiehlt sich immer dann, wenn mit konstanten Tidalvolumina beatmet werden soll, und der Beatmungsdruck in bestimmten Grenzen tolerierbar ist. BIPAP bietet sich besonders dann an, wenn druckorientiert beatmet werden soll. Die verabreichten Tidalvolumina sind dabei



D-497/2010

BIPAP und AutoFlow hergeleitet aus einer konventionellen VC-SIMV Beatmung

Durch den zusätzlichen Einstellparameter P_{\max} wird der Atemwegsdruck auf einen Maximalwert begrenzt, das Verfahren bleibt volumenkontrolliert. AutoFlow: Bei Änderung der Compliance ändert sich der Druck, und das Volumen bleibt konstant. BIPAP: Bei Änderung der Compliance ändert sich das Volumen, und der Druck bleibt konstant. Sowohl AutoFlow als auch BIPAP erlauben jederzeit Spontanatmung

unter Umständen nicht konstant, sondern können variieren, sobald die Lungenmechanik sich ändert.

Trotz unterschiedlichen Regelverhaltens bei einer sich ändernden Lungenmechanik hat BIPAP die gleichen Vorteile wie AutoFlow. Es liefert das Atemgas mit dezelerierenden Flow für eine bessere Atemgasverteilung. Es bietet ebenfalls die klinisch außerordentlich wichtige Möglichkeit, jederzeit spontan zu atmen. Damit ist ein fließender Übergang von maschineller Beatmung zur Spontanatmung möglich – ein Vorzug, der insbesondere in der Entwöhnung zur Geltung kommt. Spontanatmung während maschineller Beatmung verbessert die Gasverteilung in der Lunge und sorgt für eine bessere Belüftung gerade derjenigen Bereiche der Lunge, die durch künstliche Beatmung nur unzureichend ventiliert werden (52). Die Vorteile einer Spontanatmung beschränken sich jedoch nicht nur auf die Ventilation der Lunge, sondern wirken auch auf weitere Bedingungen des Gasaustausches.

Klinische Anwendung der maschinellen Verfahren

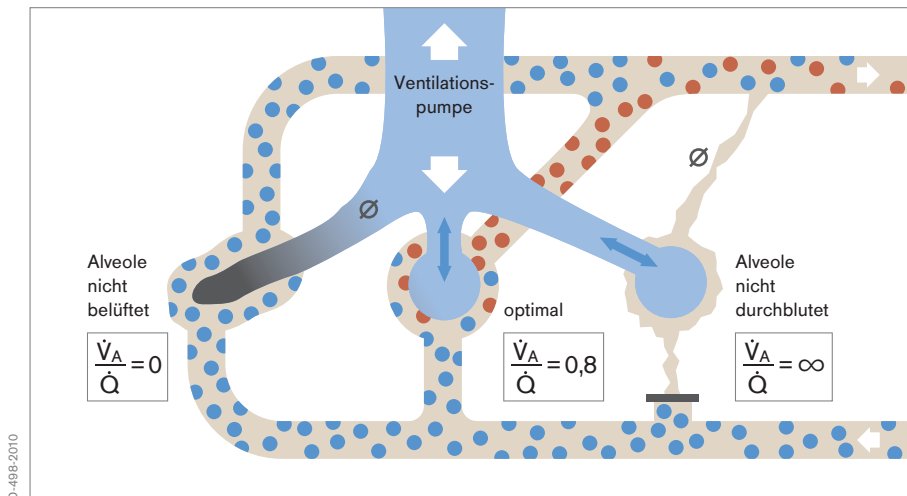
BEDINGUNGEN UND STÖRUNGEN DES GASAUSTAUSCHS

Die Ventilation ist mit dem Atemgastransport zwischen Atmosphäre und Alveole eine der Voraussetzungen für den pulmonalen Gasaustausch. Darüber hinaus muss über den Blutkreislauf ständig Sauerstoff von den Alveolen in den Körper abtransportiert und Kohlendioxid von dort zugeführt werden. So kann die Diffusion der Atemgase in den Alveolen aufrechterhalten werden. Die für den Atemgastransport notwendige Durchblutung der Lunge bezeichnet man als Perfusion.

Der Gasaustausch in der Lunge muss ganzheitlich unter beiden Gesichtspunkten, dem der Ventilation und der Perfusion, betrachtet werden. Das Verhältnis von Ventilation der Alveolen und Perfusion der Lungenkapillaren ist dabei ein Maß für die Bedingungen des Gasaustauschs. Man bezeichnet ihn als das Ventilations-/Perfusionsverhältnis, für das die Abkürzung $\frac{V_A}{Q}$ gebräuchlich ist.

Die Grafik zeigt die Idealbedingungen und die möglichen Ursachen eines verminderten pulmonalen Gasaustauschs beispielhaft an verschiedenen Alveolen. Die mittlere Alveole zeigt die günstigsten Bedingungen für den Gasaustausch: Hier verlaufen Belüftung und Blutversorgung störungsfrei, und das Ventilations-/Perfusionsverhältnis ist optimal. Die linke und rechte Alveole zeigen die beiden Formen der Störung innerhalb der Lunge mit ihren Auswirkungen auf das Ventilations-/Perfusionsverhältnis.

Bei Störung des pulmonalen Gasaustauschs unterscheidet man in den Ursachen zwischen einer schlecht belüfteten und einer unzureichend mit Blut versorgten Alveole. Im ersten Fall können Alveolen beispielsweise durch Atektasenbildung von der Belüftung abgekoppelt sein, so dass dort trotz guter Durchblutung keine Oxygenierung des Bluts erfolgt ($\frac{V_A}{Q}=0$). Ein derartiges Phänomen beschreibt man als Shunt. Im zweiten Fall können intakte Alveolen beispielsweise durch Embolie von der Durchblutung abgeschnitten sein, so dass dort trotz guter Belüftung kein Gasaustausch stattfindet. In diesem Fall spricht man von einer alveolaren Totraumventilation ($\frac{V_A}{Q}=\infty$). Eine weitere Voraussetzung für den pulmonalen Gasaustausch ist ein intakter Atemapparat. Er sorgt als Ventilationspumpe dafür, dass das Atemgas überhaupt erst an den Ort des Gasaustauschs gelangen kann.



D-498-2010

Das Modell für den Gasaustausch

Das Modell veranschaulicht die Funktion der Ventilationspumpe sowie den Idealzustand und zwei Extrembeispiele des pulmonalen Gasaustauschs. Im Idealzustand sind die Belüftung und die Durchblutung der Alveole optimal, und das Ventilations/Perfusionsverhältnis $\frac{\dot{V}_A}{\dot{Q}}$ beträgt 0,8. In Extremfällen ist die Alveole nicht belüftet ($\frac{\dot{V}_A}{\dot{Q}} = 0$) oder nicht durchblutet ($\frac{\dot{V}_A}{\dot{Q}} = \infty$). Die Farbgebung der roten Blutkörperchen symbolisiert das Ergebnis des Gasaustauschs. Rot: gute Oxygenierung, blau: mangelhafte Oxygenierung. Der Doppelpfeil symbolisiert die Leistung der Ventilationspumpe.

Störungen des Gasaustauschs können mit gezielten Maßnahmen in der Beatmung behandelt werden, wenn die Ursache der Störung identifiziert ist. Es gibt jedoch einen weiteren Grund, sich bei einer maschinellen Beatmung mit dem pulmonalen Gasaustausch und dabei insbesondere mit der Perfusion der Lunge zu befassen: Die Perfusion der Lunge wird durch die Beatmung selbst maßgeblich beeinflusst. Auch eine Spontanatmung beeinflusst die Perfusion der Lunge. Ein Vergleich von Beatmung und Spontanatmung in ihren Auswirkungen auf die Lungendurchblutung kommt zum gleichen Ergebnis wie ein Vergleich unter dem Gesichtspunkt der Lungenbelüftung: Der natürliche Weg ist der bessere.

Natürliche Atmung fördert in der Regel die Lungenperfusion, künstliche Beatmung behindert sie. Im klinischen Einsatz der Beatmungsverfahren stellt sich somit nicht nur die Frage, wie das Verfahren gezielt angepasst wird, so dass eine Störung des Gasaustauschs so weit wie möglich verringert wird. Es gibt darüber hinaus die Herausforderung, derartige Störungen durch künstliche Beatmung gar nicht erst selbst zu provozieren.

ANPASSUNG DER BEATMUNG BEI STÖRUNGEN DER OXYGENIERUNG

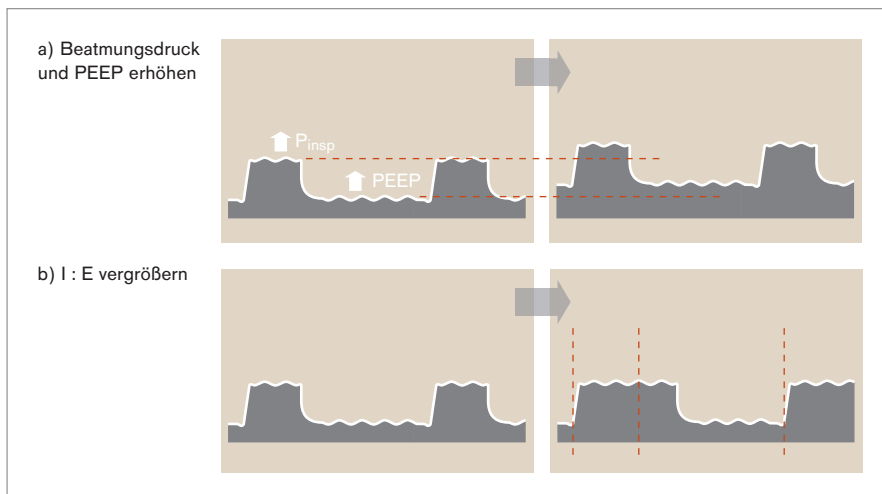
Störungen des Gasaustauschs erfordern ein rasches Handeln. Es besteht das Risiko, dass der Patient nicht mehr aus eigener Kraft genug Sauerstoff aufnehmen und Kohlendioxid in ausreichendem Maße abgeben kann. Es kommt dann zur respiratorischen Insuffizienz. Bei deren Behandlung orientiert man sich an der vorliegenden Gasaustauschstörung. Es werden dabei grundsätzlich zwei Kategorien unterschieden: Störungen der Oxygenierung und Störungen der alveolären Ventilation.

Eine Differenzierung der Gasaustauschstörung wird in der Klinik über Messungen der Blutgaswerte vorgenommen. Ist die arterielle Sauerstoffkonzentration zu niedrig, dann wird dies als Leitsymptom für eine Oxygenierungsstörung gedeutet. Die Ursache kann dabei an einem veränderten Ventilations/Perfusionsverhältnis, beispielsweise aufgrund einer zu geringen Gasaustauschfläche, liegen. Dabei ist das Volumen am Ende einer normalen Expiration, die sogenannte funktionale Residualkapazität (FRC), verringert.

Eine Abnahme der FRC steht im Zusammenhang mit einem vermehrten Kollaps von Alveolarbezirken. Der Verschluss der Alveolen gegen Ende der Expiration und das Wiedereröffnen zu Beginn der Inspiration bewirkt Scherkräfte, die ihrerseits zu Ansammlungen von Flüssigkeiten (Ödemen) und sogar zu Schädigungen des Lungengewebes führen können. Damit verschlechtern sich die Bedingungen für den Gasaustausch zusätzlich.

Eine wesentliche Maßnahme bei Oxygenierungsstörungen ist daher die Wiederherstellung einer angemessenen Gasaustauschoberfläche. Ziel dabei ist, die funktionale Residualkapazität stabil auf einem optimalen Wert zu halten. Auf diesem Optimum liegen nicht nur die günstigsten Voraussetzungen für den Gasaustausch, sondern dort bestehen auch die besten Bedingungen für eine Verringerung der Atemarbeit. Ergänzend muss oft eine Erhöhung der inspiratorischen Sauerstoffkonzentration vorgenommen werden.

Als Richtlinie für die Behandlung von Oxygenierungsstörungen ist im Folgenden ein Beispiel für die Maßnahmen in einer Beatmung mit BIPAP dargestellt (32). Sie sind für den AutoFlow erweitert und zusätzlich in der Grafik veranschaulicht. Die FRC nimmt dabei infolge eines höheren mittleren Atemwegsdrucks zu. Die Maßnahmen sind:



D-499-2010

Die Anpassung der Beatmung bei Oxygenierungsstörungen

Für eine Vergrößerung der funktionalen Residualkapazität (FRC) kann der Atemwegsmitteldruck auf zwei verschiedenen Wegen erhöht werden:

- Gleichsinnige Steigerung des Beatmungsdrucks und PEEP.
- Erhöhung des Atemzeitverhältnisses.

a) Die gleichgerichtete Veränderung der unteren und oberen Druckwerte P_{hoch} und P_{tief} im APRV beziehungsweise von PEEP und P_{insp} im BIPAP. Beim AutoFlow wird lediglich der PEEP erhöht.

b) Die Verlängerung der Zeit des oberen Drucks T_{hoch} und Verkürzung der Zeit des unteren Drucks T_{tief} im APRV, so dass ein größeres I:E Verhältnis erreicht wird. Im BIPAP und AutoFlow wird das I:E Verhältnis vergrößert durch die Einstellung von T_{insp} und f.

Welche der beiden Alternativen gewählt wird, hängt vom Einzelfall ab. Für die erste Möglichkeit gibt die Fachliteratur als Grenze eines vertretbaren Beatmungsdrucks hier einen Wert von 30 mbar sowie ein Tidalvolumen von nicht mehr als 6 ml/kg Körpergewicht an (3). Für die zweite Möglichkeit ist zu bedenken, dass sich die Expirationszeit soweit verkürzen kann, dass einige Lungenareale nicht mehr angemessen entlüftet werden. Damit verbleibt ein Restdruck oberhalb vom eingestellten PEEP als sogenannter intrinsic PEEP in der Lunge.

ANPASSUNG DER BEATMUNG BEI VENTILATIONSSTÖRUNGEN

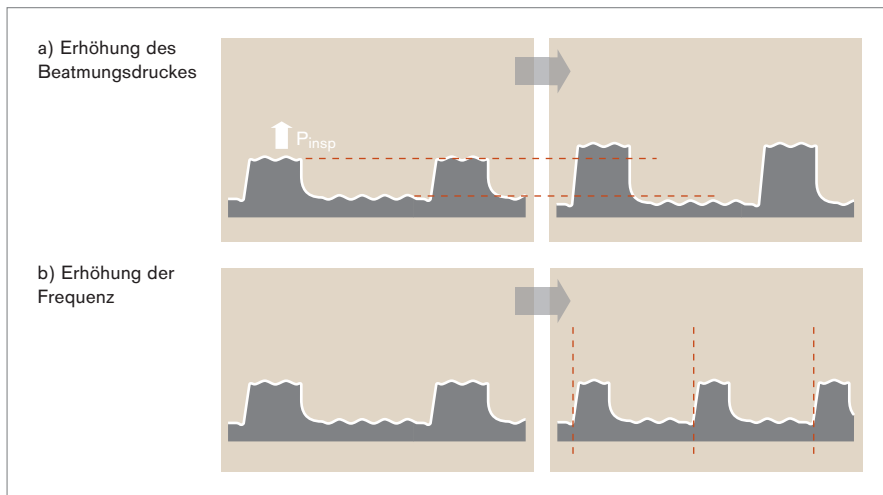
Ventilationsstörungen sind durch eine erhöhte arterielle CO_2 -Konzentration gekennzeichnet. Anders als bei Oxygenierungsstörungen, deren Ursache in der Regel in der Lunge liegt, sind Ventilationsstörungen überwiegend auf eine Schwäche des Atemapparats zurückzuführen.

Die Gründe für eine verminderte Pumpleistung des Atemapparats sind vielfältig und können in der Atemregulierung, der Atemmuskulatur sowie in den Atemwegen liegen. Eine Beeinträchtigung der zentralen Atemregulierung ist zum Beispiel durch Sedativa oder ein Schädel-Hirn Trauma möglich. Die Atemmuskulatur und deren Innervierung kann durch Verletzungen oder durch Medikamente beeinträchtigt sein. Auch die Einschränkung des Bewegungsspielraums der Lunge sowie eine Verengung der Atemwege kann die Pumpleistung maßgeblich herabsetzen.

In der Behandlung von Ventilationsstörungen übernimmt das Beatmungsgerät teilweise oder ganz die Pumpleistung des Atemapparats und garantiert damit die alveoläre Ventilation. Die mögliche Anpassung der Beatmung an die vorliegende Störung ist in der Grafik dargestellt:

Die Maßnahmen zur Steigerung der alveolären Ventilation sind wie folgt möglich:

- a) Die Erhöhung des Beatmungsdrucks durch Erhöhung des oberen Druckwerts P_{hoch} im APRV beziehungsweise P_{insp} im BIPAP. Im AutoFlow wird das Tidalvolumen erhöht.
- b) Die Verkürzung der Zeiten T_{tief} und T_{hoch} im APRV. Im BIPAP und AutoFlow wird entsprechend die Beatmungsfrequenz erhöht.



D-16646-2010

Die Anpassung der Beatmung bei Ventilationsstörungen

Eine Zunahme der Ventilation bei gleichbleibendem Atemwegsmitteldruck wird auf zwei verschiedenen Wegen erreicht:

- Erhöhung des oberen Druckwertes und Verringerung des unteren Druckwertes um den jeweils gleichen Betrag
- Steigerung der Beatmungsfrequenz

Beide Maßnahmen zielen auf eine Steigerung des Atemminutenvolumens ab und haben spezifische Vor- und Nachteile. Bei der Erhöhung von Druck und Volumen soll nach Möglichkeit eine Überdehnung des Lungengewebes vermieden werden.

Wichtiger als auf eine Störung des Gasaustauschs mit einer Anpassung der Beatmung zu reagieren, sind jedoch Maßnahmen, die diese Störungen von vornherein minimieren. Dazu gehört der sorgsame Umgang mit Medikamenten, die aufgrund ihrer Nebenwirkungen die Leistung des Atemapparats verringern können (56). Zu diesen Medikamenten gehören auch die Sedativa, die paradoxerweise mit dem Ziel eingesetzt werden, die Bedingungen für die künstliche Beatmung eigentlich zu verbessern.

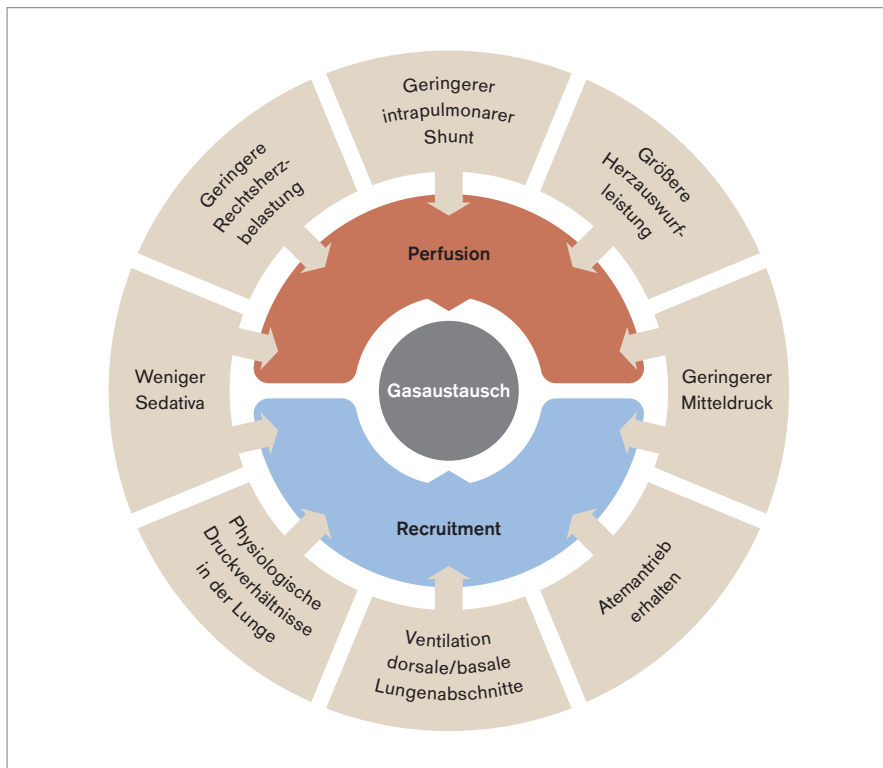
EFFEKTIVER GASAUSTAUSCH UND RECRUITMENT DURCH SPONTANATMUNG

Verschlechtert sich der Lungenzustand, so sind die dadurch erforderlichen Maßnahmen in der Regel mit höheren Belastungen für den Patienten verbunden. Man spricht in diesem Fall von einer höheren Invasivität, wobei dieser Begriff in der Beatmung weiter gefasst ist als im übrigen Sprachgebrauch. Es geht nicht nur um Differenzierung von Maßnahmen, inwieweit sie in den Patienten „eindringen“ – wie zum Beispiel beim Anschluss des Patienten an das Beatmungsgerät, der invasiv über einen Tubus oder nicht-invasiv über eine Maske erfolgen kann. Vielmehr geht es um die Belastung allgemein. Der höhere Beatmungsdruck einer künstlichen Beatmung wird dabei als invasiver angesehen als der wesentlich geringere Atemwegsdruck während einer Spontanatmung.

Während es für die meisten Maßnahmen mit hoher Invasivität keine Alternativen gibt, besteht aus klinischer Sicht selten ein Anlass zur Unterdrückung der Spontanatmung durch Sedativa. Beatmungsverfahren, die aufgrund technischer Limitation keine Spontanatmung zulassen, und bei denen daher eine wiedereinsetzende Spontanatmung unterdrückt werden muss, sind demnach problematisch. Sie verspielen eine der wenigen Möglichkeiten, die Invasivität einer therapeutischen Maßnahme zu senken.

In den Verfahren BIPAP, APRV und AutoFlow ist Spontanatmung jederzeit erlaubt, und somit eine zusätzliche natürliche Ventilation möglich. Durch Kontraktion flacht die Zwerchfellkuppe dabei ab und bewirkt eine Ventilation der zwerchfellnahen unteren Abschnitte der Lunge. Aufgrund der Schwerkraft sind gerade diese Bezirke besonders gut durchblutet. Die weniger gut durchbluteten oberen Areale werden in natürlicher Spontanatmung hingegen auch weniger belüftet, und so ergibt sich über die gesamte Lunge ein ausgewogenes Ventilations-/Perfusionsverhältnis. Damit sind über alle Bereiche der Lunge gute Bedingungen für den Gasaustausch gegeben.

Durch den Einsatz von Sedativa und insbesondere durch Relaxantien verschlechtern sich die Bedingungen für den Gasaustausch. Die funktionelle Residualkapazität verringert sich, und die Gasaustauschfläche wird kleiner. Die Atemmuskulatur erschlafft, und es werden durch künstliche Beatmung vermehrt die oberen weniger gut durchbluteten Lungenabschnitte belüftet. Als Folge bilden sich vermehrt Atelektasen in den unteren Lungenabschnitten.



D-16660-2010

Die Auswirkung der Spontanatmung auf den Gasaustausch

Die Einflussfaktoren unterteilt nach ihrer Auswirkung auf die Lungenperfusion (oben), Lungenbelüftung (unten) und generelle Einflussfaktoren (Mitte)

Mit Spontanatmung können negative Auswirkungen der maschinellen Beatmung teilweise wieder rückgängig gemacht werden. Da Spontanatmung besonders effektiv auf die basalen dorsalen Lungenareale wirkt, erreicht sie damit eine Art „Problemzone der maschinellen Beatmung“. Sind die Alveolen in diesem Bereich teilweise mit Flüssigkeit gefüllt oder kollabiert, dann können sie durch Spontanatmung möglicherweise wieder eröffnet und belüftet werden. Diese Art „Wiederbelebung“ von Lungenarealen bezeichnet man auch als „alveoläres Recruitment“.

KONVENTIONELLE ENTWÖHNUNG UND UNIVERSELLES ENTWÖHNUNGSVERFAHREN BIPAP

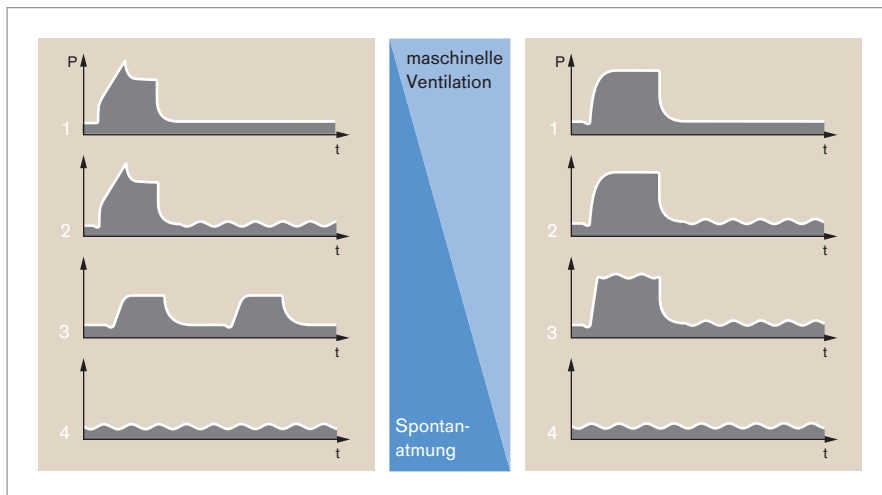
Die Entwöhnung vom Beatmungsgerät (Weaning) ist eine systematische Rücknahme der Invasivität in der künstlichen Beatmung. Es ist das Ziel, den Patienten zurück zur Eigenatmung zu führen, damit er letztendlich unabhängig vom Beatmungsgerät wird. Der Entwöhnungsprozess ist kein statischer Prozess mit starrem Ablaufplan, sondern ein dynamischer Vorgang.

In der konventionellen Beatmung werden im Weaning mehrere Phasen mit jeweils eigenen Beatmungsverfahren unterschieden. Die linke Grafik zeigt einen typischen Ablauf der Entwöhnung mit den in der konventionellen Beatmung eingesetzten Verfahren. Die folgende Darstellung des Ablaufs zeigt, wie kompliziert das konventionelle Weaning sein kann.

Im Verlauf des Entwöhnungsprozesses reduziert das Behandlungsteam gezielt den Anteil der maschinellen Atemarbeit, die der Patient dann durch natürliche Atemarbeit ersetzt. Die dabei eingesetzten Mischformen der Beatmung bezeichnet man auch als augmentierte Beatmung. Es kommen davon in der konventionellen Beatmung zwei Prinzipien zum Einsatz: Zum einen gibt es intermittierende Beatmung, zum anderen gibt es die druckunterstützte Beatmung.

Bei der intermittierenden Beatmung, zum Beispiel mit SIMV, wechseln sich maschinelle Hübe und Spontanatmung miteinander ab. Der Anwender gibt dabei Frequenz und Dauer der maschinellen Hübe vor. In der druckunterstützten Beatmung hingegen richten sich Frequenz und Dauer der maschinellen Unterstützung nach dem Patienten. Der Anwender gibt dort nur noch die Intensität der maschinellen Unterstützung vor.

Sowohl intermittierende Beatmung als auch druckunterstützte Beatmung haben fließende Übergänge zur reinen Spontanatmung. Es ist im konventionellen Weaning gängige Praxis, intermittierende Beatmung und druckunterstützte gleichzeitig einzusetzen. In diesem Fall wird zum Beispiel im Verfahren SIMV die Spontanatmung zwischen den maschinellen Hüben mit einer maschinellen Druckunterstützung verstärkt.



Entwöhnung konventionell und mit BIPAP

Links: In der konventionellen Entwöhnung werden verschiedene Verfahren eingesetzt:

- 1.) Reine Maschinenbeatmung ohne Spontanatmung.
- 2.) Augmentierend intermittierend: Spontanatmung und maschinelle Beatmung wechseln miteinander ab.
- 3.) Augmentierend druckunterstützt: Maschinelle Unterstützung der Spontanatmung.
- 4.) Reine Spontanatmung ohne maschinelle Hilfe.

Rechts: In der Entwöhnung mit BIPAP wird nur ein Verfahren eingesetzt:

- 1.) BIPAP ohne Spontanatmung.
- 2.) Spontanatmung nur auf dem unteren Druckniveau.
- 3.) Kontinuierliche Spontanatmung auf beiden Druckniveaus
- 4.) Kontinuierliche Spontanatmung – beide Druckniveaus sind einander angeglichen.

Das Weaningkonzept mit BIPAP hingegen setzt über den gesamten Verlauf vom Beginn bis zum Abschluss nur ein Verfahren ein. Es wird daher auch als universelles Entwöhnungsverfahren bezeichnet. Die rechte Grafik stellt den Verlauf einer Entwöhnung mit BIPAP in den gleichen Phasen wie in der konventionellen Entwöhnung dar.

Der Vorteil eines derartigen Weaning-Konzepts liegt auf der Hand: Der Anwender muss sich weder für das Umschalten zwischen verschiedenen Verfahren entscheiden, noch muss er sich mit der Kombination zweier Verfahren befassen. Dem Patienten nützt dieses Konzept gleichermaßen. Er profitiert nicht nur vom besseren Gasaustausch durch seine Eigenatmung, sondern auch vom kontinuierlichen Verlauf der Entwöhnung.

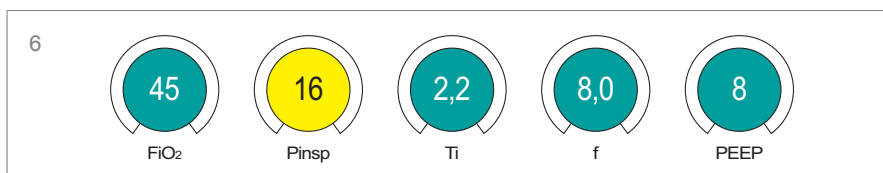
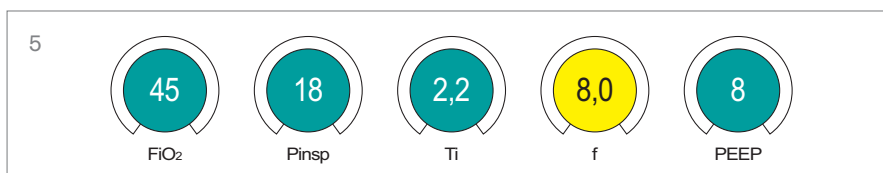
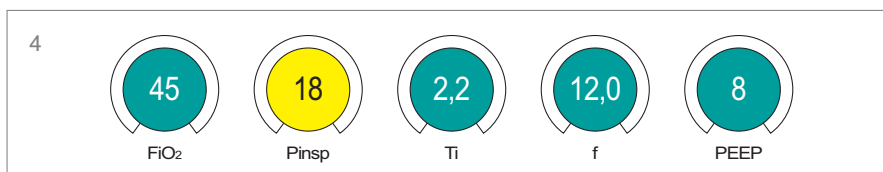
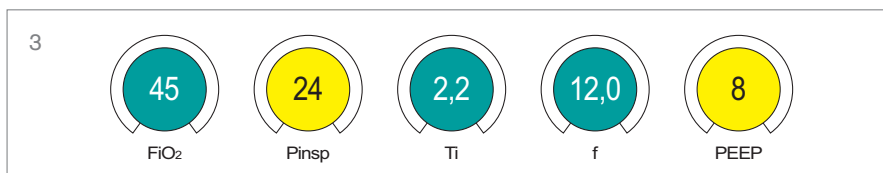
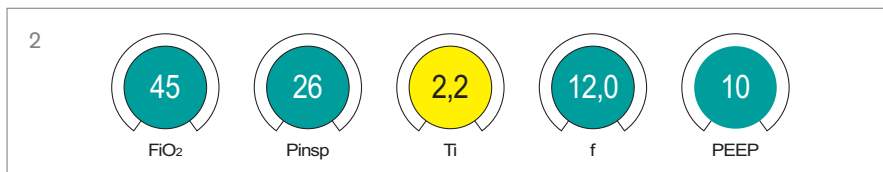
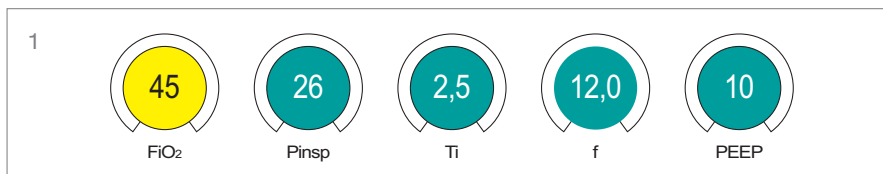
ENTWÖHNUNG MIT BIPAP

Im Verlauf einer Entwöhnung wird die Invasivität schrittweise reduziert und die O_2 -Konzentration auf weniger als 50 % verringert. Das Atemzeitverhältnis I:E wird soweit reduziert, dass die Expirationszeit länger als die Inspirationszeit dauert.

Danach kann der PEEP schrittweise auf 7 - 9 mbar zurückgenommen werden. Im weiteren Verlauf einer konventionellen Entwöhnung würde man dann auf Beatmungsverfahren wechseln, die eine Spontanatmung auf PEEP Niveau zulassen. Von diesem Schema weicht die Entwöhnung mit BIPAP in einem ganz entscheidenden Punkt ab: Im BIPAP ist eine Spontanatmung von Anfang an möglich und steht jederzeit zur Verfügung. Die Grafik zeigt das Entwöhnungskonzept mit BIPAP in der Übersicht.

Die Entwöhnung mit BIPAP besteht wie in einer konventionellen Entwöhnung in einer schrittweisen Zurücknahme der Invasivität. Es werden für die schrittweise Zurücknahme der maschinellen Beatmung verschiedene Phasen empfohlen (32, 55):

1. Inspiratorische O_2 -Konzentration auf weniger als 50 % senken ($FiO_2 < 0,5$).
2. Atemzeitverhältnis verringern (I:E < 1).
3. PEEP schrittweise auf 7 - 9 mbar reduzieren und den oberen Druckwert (P_{insp}) entsprechend verringern, um den Atemwegsmitteldruck zu senken.
4. Beatmungsdruckamplitude schrittweise verringern, bis die Druckdifferenz zwischen PEEP und P_{insp} 8 - 12 mbar beträgt.
5. Zunächst Beatmungsfrequenz bis auf 8 - 9 Hübe pro min. verringern. Danach weitere Verringerung des Atemzeitverhältnisses und der Frequenz vornehmen.
6. Beide Druckwerte schrittweise dem Atemwegsmitteldruck angleichen. Erst nach vollständiger Angleichung der Druckwerte den PEEP-Wert senken.



ERFOLGSFAKTOREN DER FREIEN SPONTANATMUNG IN MASCHINELLER BEATMUNG

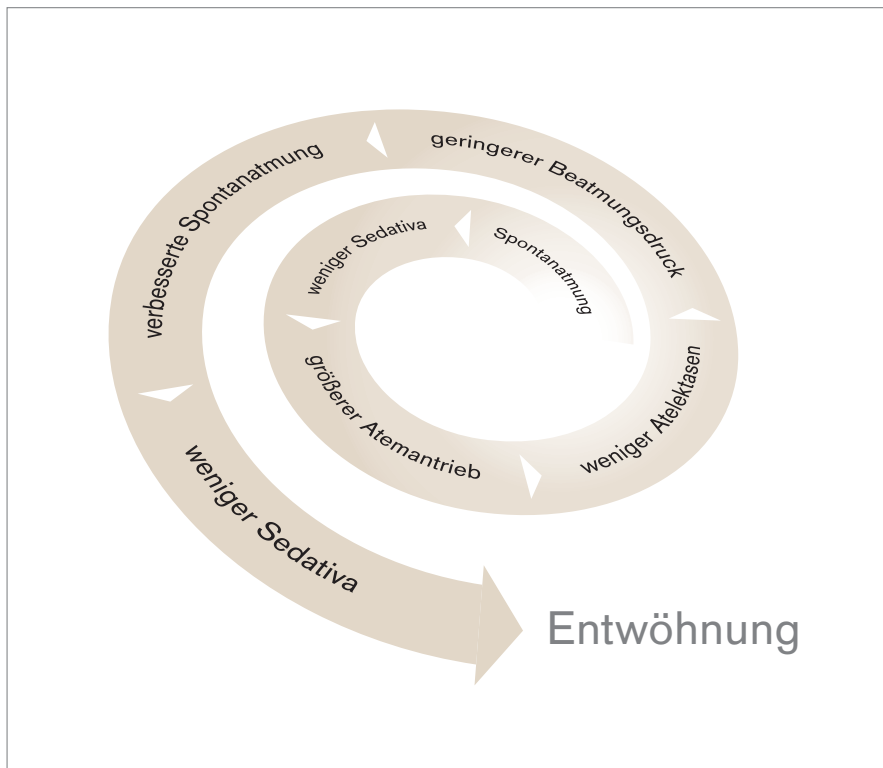
Die maschinelle Beatmung lässt mit zunehmender Schwere der Erkrankung oft nur noch wenig Handlungsspielraum. Mit zunehmender Invasivität der Beatmung wächst die Gefahr, gerade das zu zerstören, was man zu retten versucht. Am Ende bewirken die Komplikationen in der Beatmung oft einen „Circulus Vitiosus“ (Teufelskreis). Sie führen zu einer Verkettung von nachteiligen Ereignissen, die immer weniger einen Ausweg aus der Situation zulassen.

Demgegenüber gibt es in der Beatmung bisweilen auch Verkettungen von Ereignissen, die einander positiv verstärken. Als Beispiel soll hier die Auswirkung der jederzeit verfügbaren freien Spontanatmung in der maschinellen Beatmung dienen.

Freie Spontanatmung erlaubt den Einsatz von weniger Sedativa. Damit verringert sich die Dämpfung des Atemantriebs. Mit einer dadurch verstärkten Spontanatmung werden im Laufe der Zeit Atelektasen wiedereröffnet, und die Gasaustauschfläche vergrößert. Jetzt kann der Beatmungsdruck verringert werden, da ein Teil der Ventilation nunmehr durch Eigenatmung geleistet wird. Durch den verringerten Beatmungsdruck wird sich dann die Spontanatmung insbesondere auf dem oberen Druckniveau verbessern, und der Kreis ist geschlossen.

Die freie Spontanatmung in der maschinellen Beatmung löst eine Kette von Ereignissen aus, die einander positiv verstärken und damit den Therapieerfolg beschleunigen.

Eine immer höhere Komplexität der Geräte war bisher das Zeichen für Fortschritt: Mehr Beatmungsverfahren, mehr Einstellparameter und noch mehr Zusatzfunktionen. Von diesem Ansatz weicht insbesondere das BIPAP-Konzept ab. Da BIPAP das gesamte Behandlungsspektrum vom Anfang bis zum Abschluss der Entwöhnung abdeckt, bietet es mehr Flexibilität als ein Konzept, in dem mehrere Verfahren eingesetzt werden. Das Behandlungsteam muss sich nicht mehr auf den Zeitpunkt des Umschaltens konzentrieren. Die Maßnahmen können somit über den gesamten Behandlungsverlauf feiner dosiert und die Invasivität bewusst gesteuert werden. Der kontinuierliche Verlauf der Entwöhnung mit BIPAP schafft jedoch nicht nur mehr Flexibilität, er reduziert auch den Arbeitsaufwand für das Klinikpersonal.



D-16651-2010

Folgeeffekte der ungehinderten Spontanatmung im BIPAP

Die Grafik zeigt die Verketten der positiven Effekte einer frei verfügbaren Spontanatemmöglichkeit auf den Fortschritt der Behandlung.

Der Wechsel auf ein neues Beatmungsverfahren innerhalb des Entwöhnungsprozesses erfordert eine sorgfältige Indikationsstellung und eine Vorbereitung auf das neue Verfahren. Dies entfällt im BIPAP. Eine weitere Arbeitsentlastung ist in der Entwöhnung mit BIPAP durch den verringerten Einsatz von Sedativa möglich.

Mit einer größeren Flexibilität in den therapeutischen Maßnahmen und einer Arbeitsentlastung innerhalb eines kontinuierlichen Ablaufs kommt das BIPAP-Konzept dem Klinikpersonal entgegen. BIPAP ist weniger Beatmungstechnik und mehr Beatmungstherapie.

DIE ZUKUNFT DER SPONTANATMUNG IN DER INTENSIVBEATMUNG

Die Einführung des ersten Beatmungsverfahrens, das freie Spontanatmung jederzeit zulässt, fand in den Achtzigerjahren des vorigen Jahrhunderts statt. Sie wurde durch moderne Präzisionsventile mit Mikroprozessorensteuerung möglich. Zeitgleich wurden in der Intensivbeatmung weitere Innovationen wie das grafische Monitoring eingeführt, so dass man die Achtzigerjahre als den Beginn der modernen Beatmung ansieht.

Etwa zehn Jahre lang wurden Beatmungsverfahren mit jederzeit verfügbarer Spontanatmung exklusiv nur von einem Hersteller kommerziell angeboten. Im Laufe der Zeit haben jedoch immer mehr Anwender dieses Leistungsmerkmal gefordert. Es gehört mittlerweile, wenngleich in unterschiedlicher Qualität, zur Standardausstattung eines Intensivbeatmungsgeräts.

Parallel haben sich in der Intensivbeatmung weitere Leistungsmerkmale, die ursprünglich einmal exklusiv zur höchsten Ausstattung eines Beatmungsgeräts gehörten, zum Standard entwickelt. Dazu gehören diverse Diagnosefunktionen, beispielsweise zur Bewertung der Spontanatemfähigkeit.

Es scheint, als sei im Leistungsumfang eines Beatmungsgeräts mittlerweile das Ende der Fahnenstange in Sicht. Diese Tatsache ist keinesfalls technisch begründet, sondern ausschließlich anhand von kommerziellen Gesichtspunkten erklärbar. Ein Beatmungsgerät der Spitzenklasse kann als Universalgerät höchste Anforderungen durch neue Technologien erfüllen, und moderne Bedienkonzepte erleichtern deren Anwendung.

Es besteht bei Intensivbeatmungsgeräten neben den Universalgeräten parallel eine Tendenz, sich auf bestimmte wesentliche Leistungsmerkmale zu konzentrieren. Dabei etablieren sich dann für einen begrenzten Einsatzbereich Spezialgeräte. Ein Beispiel ist das Beatmungsgerät Carina. Dieses Gerät ist für die Maskenbeatmung hervorragend geeignet. Für andere Anforderungen liefert es jedoch nur Standardleistungen oder stellt verzichtbare Leistungsmerkmale gar nicht dar. Die Carina ist ein Spezialgerät zur nicht-invasiven Beatmung.



D-16665-2010

Der Weg der modernen Beatmung

Universalgeräte bieten alle Leistungsmerkmale in höchster Qualität, während Spezialgeräte sich auf bestimmte Leistungsmerkmale konzentrieren. Das Ziel ist in jedem Fall eine maschinelle Beatmung, die sich der physiologischen Atmung harmonisch anpasst.

Es besteht die Möglichkeit, sich künftig mit weiteren Spezialgeräten auf bestimmte Leistungsanforderungen zu konzentrieren. Ein Beispiel hierfür ist Savina 300, ein Beatmungsgerät mit hohen Leistungsmerkmalen hinsichtlich der Spontaneigenschaften und ist damit der Evita Infinity V500 gleichwertig. In vielen anderen Leistungsmerkmalen hingegen bleibt das Universalgerät dem Spezialgerät überlegen: Komplexe Einrichtungen zur Überwachung der Lungenfunktion, automatische Steuerung der Beatmung durch wissensbasierte Systeme und ein Datenmanagement für die Integration der Beatmung in das System der Akutmedizin werden in absehbarer Zeit exklusiv dem Universalgerät vorbehalten sein.

Möglicherweise wird es in Zukunft noch weitere Spezialgeräte in der Intensivbeatmung geben, die in einem bestimmten Leistungsmerkmal herausragend sind und in anderen Eigenschaften Kompromisse eingehen. Allein in einem Merkmal darf es in der Intensivbeatmung auch künftig keinen Kompromiss geben: Die Spontanatmung während maschineller Beatmung ist unverzichtbar und muss den allerhöchsten Qualitätsansprüchen genügen.

Anhang

WEITERFÜHRENDE LITERATUR

- 1 Amato MB, Barbas CS, Medeiros DM et al. (1998) Effect of a protective-ventilation strategy on mortality in the acute respiratory distress syndrome. N Engl J Med 338: 347-354
- 2 American Association for Respiratory Care (1992) Consensus statement on the essentials of mechanical ventilators - 1992. Respir Care 37: 1000-1008
- 3 ARDS Network (2000) Ventilation with lower tidal volumes as compared with traditional tidal volumes for acute lung injury and the acute respiratory distress syndrome. N Engl J Med 342:1301-1308
- 4 Bahns E (1995) BIPAP – Zwei Schritte nach vorn in der Intensivbeatmung. Dräger, Lübeck
- 5 Bahns E (2007) Mit dem Pulmotor fing es an – Hundert Jahre maschinelle Beatmung. Dräger, Lübeck
- 6 Baum M, Benzer H, Putensen C, Koller W (1989) Biphasic positive airway pressure (BIPAP): a new form of augmented ventilation. Anaesthesist 1989, 38:452-458.
- 7 Boles JM, Bion J, Connors A et al. (2007) Weaning from mechanical ventilation. Eur Respir J 29: 1033–1056
- 8 Brochard L, Rauss A, Benito S, Conti G, Mancebo J, Rekić N, Gasparetto A, Lemaire F (1994) Comparison of three methods of gradual withdrawal from ventilatory support during weaning from mechanical ventilation. Am J Respir Crit Care Med 150: 896-903
- 9 Brower RG, Lanken PN, MacIntyre N et al. (2004) Higher versus lower positive end-expiratory pressures in patients with the acute respiratory distress syndrome. N Engl J Med 351: 327-336

- 10 Burchardi H, Rathgeber J, Sydow M (1995) The concept of analgosedation depends on the concept of mechanical ventilation. In Yearbook of Intensive Care and Emergency Medicine 155-164. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag.
- 11 Caironi P, Langer T, Gattinoni L (2008) Acute lung injury/acute respiratory distress syndrome pathophysiology: what we have learned from computed tomography scanning. *Curr Opin Crit Care*;14: 64–69
- 12 Calzia E, Radermacher P, Bein T (2006) Unveiling alveolar recruitment: the fascinating trail between theory and practice. *Intensive care medicine* 32: 1686-1688
- 13 Chatburn RL (1992) Classification of mechanical ventilators. *Respir Care* 37: 1009-1025
- 14 Crieé CP, Laier-Groeneveld G (1995) Die Atempumpe. Thieme, Stuttgart, New York
- 15 Davis S, Potgieter PD, Linton DM. (1989) Mandatory minute volume weaning in patients with pulmonary pathology. *Anaesth Intensive Care*. 17(2):170-4.
- 16 Deden K (2010) Beatmungsverfahren. Dräger, Lübeck
- 17 DIN EN 794-1/A2 Lungenbeatmungsgeräte Teil 1: Besondere Anforderungen an Beatmungsgeräte für Intensivpflege. Beuth-Verlag, Berlin
- 18 Downs JB, Klein EF, Desautels D, Modell JH, Kirby RR (1973) Intermittent mandatory ventilation: a new approach to weaning patients from mechanical ventilators. *Chest*.64: 331–335
- 19 Downs JB, Stock MC (1987) Airway pressure release ventilation: a new concept in ventilatory support. *Crit Care Med* 15: 459-461
- 20 Dreyfuss D, Saumon G (1998) Ventilator-induced lung injury: lessons from experimental studies. *Am.J Respir.Crit Care Med* 157: 294-323

- 21 Esteban A, Alia I, Gordo F et al. (2000) Prospective randomized trial comparing pressure controlled ventilation and volume-controlled ventilation in ARDS. For the Spanish Lung Failure Collaborative Group. *Chest* 17: 690-696
- 22 Esteban A, Ferguson ND, Meade MO et al. (2008) Evolution of Mechanical Ventilation in Response to Clinical Research. *Am J Respir Crit Care Med* 177: 170–177
- 23 Froese AB, Bryan AC (1974) Effects of anesthesia and paralysis on diaphragmatic mechanics in man. *Anesthesiology*, 41:242-255.
- 24 Gattinoni L, Caironi P, Carlesso E (2005) How to ventilate patients with acute lung injury and acute respiratory distress syndrome. *Curr Opin Crit Care* 11: 69–76
- 25 Gattinoni L, Caironi P, Cressoni M, Chiumello D, Ranieri VM, Quintel M, et al. (2006) Lung recruitment in patients with the acute respiratory distress syndrome. *N Engl J Med* 354: 1775–86
- 26 Gattinoni L, Presenti A, Torresin A, Baglioni S, Rivolta M, Rossi F, Scarani F, Marcolin R, Cappelletti G (1986) Adult respiratory distress syndrome profiles by computed tomography. *J Thorac Imaging*, 1:25-30.
- 27 Habashi NM (2005) Other approaches to open-lung ventilation: Airway pressure release ventilation *Crit Care Med* Vol. 33, No. 3 (Suppl.)
- 28 Haberthür C, Guttman J, Osswald PM, Schweitzer M (2001) *Beatmungskurven: Kursbuch und Atlas*. Springer, Wien New York
- 29 Hedenstierna G, Lattuada M (2002) Gas exchange in the ventilated patient. *Curr Opin Crit Care* 39: 39-44
- 30 Henzler D, Dembinski R, Bensberg R, Hochhausen N, Rossaint R, Kuhlen R (2004) Ventilation with biphasic positive airway pressure in experimental lung injury: influence of transpulmonary pressure on gas exchange and haemodynamics. *Intensive Care Med*, 30:935-943.

- 31 Hering R, Peters D, Zinserling J, Wrigge H, von Spiegel T, Putensen C (2002) Effects of spontaneous breathing during airway pressure release ventilation on renal perfusion and function in patients with acute lung injury. *Intensive Care Med*, 28:1426-1433.
- 32 Hörmann Ch, Baum M, Putensen Ch et al. (1994) Biphase Positive Airway Pressure (BIPAP XE „BIPAP“) - a new mode of augmented ventilation. *European J Anaesthesiol* 11: 37-42
- 33 Kirby RR, Perry JC, Calderwood HW, Ruiz BC (1975) Cardiorespiratory effects of high positive end-expiratory pressure. *Anesthesiology*, 43: 533-539.
- 34 Klinke R, Pape HC, Silbernagl S (2005) *Lehrbuch der Physiologie*, 5. Aufl. Thieme, Stuttgart
- 35 Kolobow T, Moretti MP, Fumagalli R et al. (1986) Severe impairment in lung function induced by high peak airway pressure during mechanical ventilation. *Am Rev Respir Dis* 135: 312-315
- 36 Kuhlen R, Guttman J, Rossant R (2000) *Neue Formen der Spontanatmung*. Urban & Fischer, München Jena
- 37 Lachmann B (1992) Open the lung and keep the lung open. *Intensive Care Med* 18: 319-321
- 38 Larsen R, Ziegenfuß T (2009) *Beatmung*. 4. Auflage, Springer, Berlin Heidelberg New York
- 39 Lewitzky MG (1986) *Pulmonary physiology*. 2nd edition, McGraw-Hill, New York
- 40 Lumb AB (2005) *Nunn's applied respiratory physiology*. 6th ed. Butterworth-Heinemann, Oxford London Boston
- 41 MacIntyre NR (2004) Evidence-based ventilator weaning and discontinuation. *Respir Care* 49: 830–836
- 42 Marini JJ, Gattinoni L (2004) Ventilatory management of acute respiratory distress syndrome: a consensus of two. *Crit Care Med* 32: 250–255

- 43 Marini JJ, Ravenscraft SA (1992) Mean airway pressure: Physiologic determinants and clinical importance – part 1: Physiological determinants and measurements. *Crit Care Med* 20: 1461-1472
- 44 Marini JJ, Ravenscraft SA (1992) Mean airway pressure: Physiologic determinants and clinical importance – part 2: Clinical implications. *Crit Care Med* 20: 1604-1616
- 45 Mercat A, Richard JC, Vielle B et al. (2008) Positive end-expiratory pressure setting in adults with acute lung injury and acute respiratory distress syndrome: a randomized controlled trial. *JAMA* 299: 646–655
- 46 Muscedere JG, Mullen JBM, Gan K, Slutsky AS (1994) Tidal ventilation at low airway pressures can augment lung injury. *Am J Respir Crit Care Med* 149: 1327-1334
- 47 Neumann P, Wrigge H, Zinserling J et al. (2005) Spontaneous breathing affects the spatial ventilation and perfusion distribution during mechanical ventilatory support. *Crit Care Med* 33: 1090-1095
- 48 Oczenski W, Andel H, Werba A (2005) *Atmen – Atemhilfen*. 7. Auflage, Thieme, Stuttgart
- 49 Putensen C, Muders T, Kreyer S, Wrigge H (2008) Lungenprotektive Beatmung – Assistierte Spontanatmung. *Anästhesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther* 6: 456-462
- 50 Putensen C, Muders T, Varelmann D, Wrigge H (2006) The impact of spontaneous breathing during mechanical ventilation. *Curr Opin Crit Care* 12: 13–18
- 51 Putensen C, Wrigge H (2004) Clinical review: Biphasic positive airway pressure and airway pressure release ventilation *Crit Care* 8: 492–497
- 52 Putensen C, Zech S, Wrigge H, Zinserling J, Stüber F, von Spiegel T, Mutz N (2001) Long-term effects of spontaneous breathing during ventilatory support in patients with acute lung injury. *Am J Respir Crit Care Med*, 164:43-49.

- 53 Putensen, C., Mutz, N. J., Putensen-Himmer, G., and Zinserling, J (1999) Spontaneous breathing during ventilatory support improves ventilation-perfusion distributions in patients with acute respiratory distress syndrome. *Am J Respir Crit Care Med* 159: 1241-1248
- 54 Räsänen J, Downs JB (1988) Cardiovascular effects of conventional positive pressure ventilation and airway pressure release ventilation. *Chest*, 93: 911-915.
- 55 Rathgeber J (2010) *Grundlagen der maschinellen Beatmung* 2. Aufl., Thieme, Stuttgart
- 56 Rathgeber J, Schorn B, Falk V, Kazmaier S, Burchardi H (1997) Biphasic intermittent positive airway pressure (BIPAP XE „BIPAP“) ventilation reduces duration of intubation and consumption of analgesics and sedatives following adult cardiac surgery. A prospective analysis in 596 patients. *Eur J Anaesth* 14: 576-582
- 57 Schmidt RF, Thews G, Lang, F (2000) *Physiologie des Menschen*. 28. Auflage, Springer, Berlin Heidelberg New York Tokio
- 58 Schönhofer B (2008) Weaning XE „Weaning“ vom Respirator beginnt mit der Intubation. *Aktuelle Konzepte der Beatmungsentwöhnung. Pneumologie* 5: 150-162
- 59 Stock MC, Downs JB (1987) Airway pressure release ventilation. *Crit Care Med*, 15: 462-466.
- 60 Sydow M, Burchardi H, Ephraim E, Zielmann S (1994) Long-term effects of two different ventilatory modes on oxygenation in acute lung injury. Comparison of airway pressure release ventilation and volume-controlled inverse ratio ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 149: 1550-1556
- 61 Tobin MJ (2006) *Principles and Practice of mechanical ventilation*. 2nd Ed. McGraw-Hill, New York St. Louis San Francisco

- 62 Uhlig S, Frerichs I (2008) Lungenprotektive Beatmung – Pathophysiologie und Diagnostik. *Anästhesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther* 6: 438–445
- 63 Ulmer WT, Nolte D, Lecheler J, Schäfer T (2003) Die Lungenfunktion. Physiologie und Pathophysiologie. 7. Auflage, Thieme, Stuttgart
- 64 Villar J, Kacmarek RM, Hedenstierna G (2004) From ventilator-induced lung injury to physician-induced lung injury: why the reluctance to use small tidal volumes? *Acta Anaesthesiol Scand* 48: 267-271
- 65 Villar J, Kacmarek RM, Perez-Mendez L, Guirre-Jaime A (2006) A high positive endexpiratory pressure, low tidal volume ventilatory strategy improves outcome in persistent acute respiratory distress syndrome: a randomized, controlled trial. *Crit Care Med* 34: 1311–1318
- 66 Vincent JL, Slutsky AS, Brochard L (2005) Mechanical Ventilation. Update in Intensive Care Medicine, Springer, Berlin Heidelberg
- 67 Wheeler AP (1993) Sedation, analgesia, and paralysis in the intensive care unit. *Chest*, 104: 566-577.
- 68 Wrigge H, Zinserling J, Hering R, Schwalfenberg N, Stuber F, von Spiegel T, Schroeder S, Hedenstierna G, Putensen C (2001) Cardiorespiratory effects of automatic tube compensation during airway pressure release ventilation in patients with acute lung injury. *Anesthesiology*, 95: 382-389.

STICHWORTVERZEICHNIS

- Alveolaren Totraumventilation 50
 Alveole 8, 32, 50 ff, 57
 Analgosedierung 27
 APRV 28 ff, 40, 44 ff, 53 ff, 56
 Atelektasen 50, 56, 62
 Atelektrauma 35
 Atemapparat 8 ff, 12, 31 ff, 50, 54 ff
 Atemarbeit 12, 27, 41, 52, 58
 Atemgasdosierung 14 ff, 20, 48
 Atemminutenvolumen 55
 AutoFlow 30 ff, 38 ff, 43 ff, 47 ff, 52 ff, 56
 Balgbeatmung 16
 Barotrauma 35
 Basisflow 14, 17
 Beatmungsfrequenz 42
 Beatmungsmasken 20
 BIPAP 7, 15, 28 ff, 40, 44 ff, 52 ff, 56, 58 ff
 Blower 20
 Carina 20 ff, 64
 Compliance 32 ff, 35, 38 ff, 49
 Dehnbarkeit 32
 Demand-Ventil 17
 Dezelerierender Flow 37, 48
 Diagnosefunktionen 64
 Druckanstiegsgeschwindigkeit 47
 Druckbegrenzung 36 ff, 48
 Druckentlastung 28 ff
 Druckkontrolliert 29 ff, 39, 42, 45, 48
 Drucklimitierung 36
 Druckrampe, Siehe Druckanstiegsgeschwindigkeit
 Druckunterstützung 43, 58
 Ein-Kompartiment Modell des Atemapparats 9
 Einwegartikel 19
 Elektromagnetische Ventilsteuerung 16
 Entwöhnung, Siehe Weaning
 Evita 13, 15, 17 ff, 37 ff, 44, 65
 Exspirationsventil 14 ff, 23 ff
 Flowprofil 36
 Flowventil 16 ff
 Freie Durchatembarkeit 28, 30
 Funktionale Residualkapazität 52
 Gasaustausch 6, 10, 36, 49 ff, 56 ff, 59
 Gasverteilungsstörung 34
 Gebläse 16, 20, 22
 Geräteaufbereitung 18
 Geschlossenes System 24
 Herz-Kreislauf-System 9
 Inspirationsventile 15 ff, 18, 23
 Intermittierende Beatmung 58
 Intrinsic PEEP 53, 60
 Invasivität 56, 58, 60, 62
 Kontrolliert 12, 14 ff
 Konventionelle Beatmung 12
 Lungenkapillare 50
 Lungenperfusion, Siehe Perfusion
 Lungenschonende Beatmung 36, 48
 Mandatorische Verfahren 41 ff
 Maschinell unterstützte Spontanatemverfahren 41 ff
 Membranventil 18
 Mischformen 10, 58
 MMV 30 ff, 40
 Muskelrelaxantien 10
 NAVA 43
 Nicht-invasive Beatmung 20
 Nomenklatur 40, 42
 Offenes System 24 ff
 Öffnungsdruck 32
 Oxygenierung 50 ff
 Patientensystem 19, 24

Pendelluft 34, 37
Perfusion 50 ff
PPS 43
Proportionalventile 16 ff, 20, 22
Radialverdichter 20 ff
Recruitment 56 ff
Residualkapazität, Siehe funktionale
 Residualkapazität
Resistance 33 ff, 37
Room to Breathe 28
Sauerstoffkonzentrator 20
Savina 22 ff
Schädel-Hirn Trauma 54
Sedativa 27, 54 ff, 62 ff
Seitenkanalverdichter 20 ff
Shunt 50
Sicherheitsventil 24, 26
SIMV 12, 30, 40, 42, 45 ff, 58
Spiromat 11
Spitzendruck 38, 40, 48
Trigger 41 ff
Triggerschwelle 12
Universelle Entwöhnungsverfahren 28
Ventilations/Perfusionsverhältnis 51 ff
Ventilationspumpe 50 ff
Ventilationsstörung 54 ff
Verdichter 20 ff
Volumengarantie 38 ff
Volumenkontrolliert 30, 34 ff, 38 ff, 42, 46 ff
Volutrauma 35
Weaning 11 ff, 58
Zeitparameter 41, 43, 46
Zusatzfunktionen 40, 62
Zwei-Kompartimenten-Modell 34, 37
Zwerchfell 56

UNTERNEHMENSZENTRALE

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

www.draeger.com

Hersteller:

Dräger Medical GmbH
Moislinger Allee 53–55
23558 Lübeck, Deutschland

Ab August 2015:

Dräger Medical GmbH ändert sich
in Drägerwerk AG & Co. KGaA.

DEUTSCHLAND

Dräger Medical ANSY GmbH
Moislinger Allee 53–55
23558 Lübeck
Tel 0800 882 882 0
Fax 0451 882 720 02
dsc@draeger.com

ÖSTERREICH

Dräger Austria GmbH
Perfektastraße 67
1230 Wien
Tel +43 1 609 04 0
Fax +43 1 699 45 97
office.austria@draeger.com

SCHWEIZ

Dräger Schweiz AG
Waldeggstrasse 30
3097 Liebfeld
Tel +41 58 748 74 74
Fax +41 58 748 74 01
info.ch@draeger.com