

Mit dem Pulmotor fing es an
Hundert Jahre maschinelle Beatmung

Ernst Bahns

Mit dem Pulmotor fing es an – Hundert Jahre maschinelle Beatmung

Ernst Bahns

Inhaltsverzeichnis

Eine Geschichte von hundert Jahren	8
Die Geschichte der Beatmungstechnik	10
Die „Stunde Null“ in der maschinellen Beatmung – Der „Ur-Pulmotor“	10
Das Steuerprinzip des Ur-Pulmotors	12
Die Weiterentwicklung des Pulmotors durch Bernhard Dräger	14
Vom Prototypen zur Serienreife – Ein neuartiges Steuerprinzip	16
Das Pulmotorprinzip (1)	18
Das Pulmotorprinzip (2)	20
Der Pulmotorstreit (1)	22
Der Pulmotorstreit (2)	24
Weiterentwicklung des Pulmotor – Die Pulmotordose	26
Der Pulmotor im klinischen Einsatz	28
Ein neuer Weg – Die Wechseldruckbeatmung mit der Eisernen Lunge	30
Kreativität und Improvisationsgeist in der Nachkriegszeit	32
Anfänge in der Intensivbeatmung – Die Assistenten	34
Der Weg zur modernen Intensivbeatmung – Die Spiromaten	36
Intensivbeatmung im stetigen Fortschritt – Vom Spiromat zur EV-A	38
Moderne Intensivbeatmung – Die Evita-Familie	40
Neue Märkte und neue Anwendungsbereiche für die Beatmung	42
Die Beatmung kleiner Patienten – Der Weg zum Babylog	44
Intensivbeatmung in der Neonatologie – Das Babylog 8000	46
Vom Pulmotor zum Oxylog	48
Die Oxylog-Familie – Der Weg in die moderne Notfallbeatmung	50
Die Rolle der Therapeuten	52

Die Geschichte der Beatmung	54
Das Beatmungsgerät im klinischen Einsatz – Eine Übersicht	54
Atmung und Beatmungsverfahren – Ein grundsätzlicher Unterschied	56
Drei Probleme der maschinellen Beatmung	58
Druckbegrenzte Beatmung mit dem UV-1	60
Neue Beatmungstechnik mit EV-A	62
Einfach und offen für Spontanatmung – Druckkontrollierter BIPAP	64
Optimaler Druck und offen für Spontanatmung – Volumenkonstanter AutoFlow [®]	66
Druckunterstützte Spontanatmung	68
Die Anpassung der Unterstützung an die Spontanatmung	70
Die Regelung der Druckunterstützung durch den Patienten	72
Die Problematik des Atemanschlusses	74
Besonderheiten der Früh- und Neugeborenen-Beatmung	76
SmartCare [®] /PS	78
Tendenzen in der Entwicklung der Beatmungsverfahren – Fazit	80
Tendenzen in der Entwicklung der Beatmungsverfahren – Ausblick	82
Vom Messinstrument zum Beatmungsmonitor	84
Von der Momentaufnahme zur Trendanalyse	86
Der Wert des grafischen Monitorings	88
Beatmungsmonitoring in einer neuen Zeit	90
Beatmungsdiagnostik in einem neuen System	92
Leistungsumfang und Bedienung	94
Leistung stark, Bedienung einfach – ein Widerspruch?	96
Bedienung einheitlich – eine Vision?	98
Vom Beatmungsgerät zum Beatmungsmodul	100
Vom Modul zum System Akutmedizin	102
Akutmedizin als Ganzes gesehen – Infinity [®] Acute Care System [™]	104
Literaturverzeichnis	106

Eine Geschichte von hundert Jahren

Die Geschichte der Beatmung ist für Dräger mehr als ein nüchterner chronologischer Ablauf – die Geschichte der Beatmung ist eng verbunden mit der Geschichte der Familie Dräger.

Die Geschichte der Beatmung aus dem Hause Dräger beginnt mit dem Pulmotor, für den mein Ur-Ur-Großvater Heinrich Dräger im Jahr 1907 das Patent erhielt. In seinen Lebenserinnerungen beschreibt er, wie er während einer Auslandsreise Ideen zur Wiederbelebung bei Gasvergiftungen sammelt und diese dann mit der Erfindung des Pulmotors umsetzt. Es war dann mein Urgroßvater Bernhard Dräger, der dabei mitwirkte, die Erfindung seines Vaters zur Serienreife zu bringen, und das Pulmotorkonzept mit einer Steuerung durch Atemwegsdruck weiterentwickelte.

Die Beatmung muss wohl für meine Vorfahren eine Art Herzensangelegenheit gewesen sein, bei der sie sich nicht nur auf die unternehmerische Führung beschränkten. Vielmehr haben sie sich durch persönliches Engagement in den Entwicklungsprojekten direkt beteiligt. Auch ich selbst habe die Begeisterung für die Beatmung von meinen Vorfahren geerbt, bin von Haus aus Ingenieur, und habe in den Jahren 1999 bis 2002 das weltweite Geschäftsgebiet Intensivbeatmung geleitet. Die heutigen Beatmungsgeräte arbeiten mit elektronischer Steuerung durch Mikroprozessoren.

Mit der vorliegenden Broschüre wollen wir jedoch nicht nur von der Vergangenheit der Beatmung berichten, sondern wir wollen auch einen Beitrag zur Diskussion um die Zukunft der Beatmung leisten. Wir wollen Ihnen deshalb die Beatmung so beschreiben, dass nicht nur das medizinische und technische Fachpersonal, sondern alle Interessierten etwas davon mitnehmen können und sich an der Diskussion um die künftige Entwicklung der Beatmung beteiligen können.

Mit dem Anspruch, auch denjenigen die Beatmung zu veranschaulichen, die nicht tagtäglich damit zu tun haben, ist es unumgänglich, Grundlagen darzustellen, die dem sachkundigen Leser bereits geläufig sind. Der Einfachheit halber beschränkt sich die vorliegende Fibel ausschließlich auf die Beatmung aus dem Hause Dräger.



Stefan Dräger

Stefan Dräger

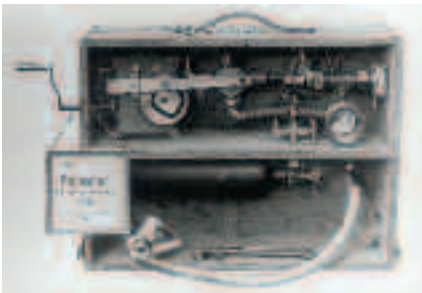
Die „Stunde Null“ in der maschinellen Beatmung – Der „Ur-Pulmotor“

Maschinelle Beatmung setzt mechanische Hilfen und Sauerstoff bei unzureichender Spontanatmung ein. Ein Beatmungsgerät ventiliert die Lunge mit einem Beatmungsmuster, einem definierten Zeitverlauf von Druck und Volumen und es leistet dabei maschinelle Atemarbeit. Beatmungsgeräte müssen dazu über ein Steuerungsprinzip verfügen und in der Regel bieten sie die Möglichkeit, mit Sauerstoff zu beatmen.

In der Entwicklung von Beatmungsgeräten waren somit zwei Fertigkeiten gefragt: Die Konstrukteure mussten sich in Steuerungsprinzipien auskennen und sie mussten mit der Handhabung von Druckgasen vertraut sein. Beide Voraussetzungen waren zu Beginn des vorigen Jahrhunderts in der noch jungen Firma „Heinrich & Bernhard Dräger“ gegeben und die Entwicklung eines Beatmungsgerätes war damals im wahrsten Sinne des Wortes eine Chefsache.

In seiner Publikation „Das Werden des Pulmotors“ (7) dokumentierte der Unternehmensgründer Heinrich Dräger seine Überlegungen zur Entwicklung eines Beatmungsgerätes. Er skizzierte darin eine neue Technologie zum „Einblasen von

Frischlufte oder Sauerstoff in die Lunge“. Sein Pulmotor erzeugte abwechselnd einen positiven und negativen Atemwegsdruck und war mit Druck-Sauerstoff betrieben. Für die Entwicklung seines „Ur-Pulmotors“ wurde Heinrich Dräger im Jahre 1907 das Patent erteilt.



Der Ur-Pulmotor (1907). Versuchsmodell entsprechend der von Heinrich Dräger zum Patent angemeldeten ersten Version des Pulmotors



Heinrich Dräger nimmt in Gegenwart seiner Familie eine Patentschrift vom Postboten entgegen

Das Steuerprinzip des Ur-Pulmotors

Für die Umschaltung zwischen Einatmung und Ausatmung setzte Heinrich Dräger in seinem Ur-Pulmotor eine Mechanik ein, die ihm als gelerntem Uhrmacher recht geläufig war: Die Steuerung des Beatmungsmusters erfolgte damals mit einem modifizierten Uhrwerk mit Kurvenscheibe.



Bernhard und Heinrich Dräger

Das Bemerkenswerte an dem „Ur-Pulmotor“ ist die Begründung, die H. Dräger für die Wahl seines Steuerprinzips gab. Er wählte für seinen Apparat ein technisches Prinzip, das die Physiologie so naturgetreu wie möglich ersetzt und mit dieser Zielsetzung der künstlichen Beatmung war er seiner Zeit um Jahrzehnte voraus. Für H. Dräger war die physiologische Funktion, die es zu ersetzen galt, eine regelmäßige Bewegung des Atem-

apparates mit einem konstanten Zeitverlauf. Deshalb wählte er für seine Beatmungsmaschine ein technisches Prinzip, bei dem die Dauer der Ein- und Ausatemphase während der künstlichen Beatmung unverändert blieb. Die Beatmung war nach unserem heutigen Verständnis zeitgesteuert.

Der Rest der Welt, wie übrigens auch diejenigen, die den Pulmotor weiterentwickelten, folgte einem anderen Weg. Zur Steuerung des Beatmungsmusters diente dabei ein technisches Prinzip, das nach Erreichen bestimmter Beatmungsdrücke auf Aus- bzw. auf Einatmung umschaltete. Derartige Systeme nennt man druckgesteuert. Druckgesteuerte Beatmungsgeräte wurden mit der Zeit immer robuster, zuverlässiger und genauer, kurz, sie wurden technisch immer besser. Druckgesteuerte Beatmungsgeräte erscheinen aus heutiger Sicht technisch optimiert. Sie realisierten also einen Weg, den die Technik damals besser beherrschte.

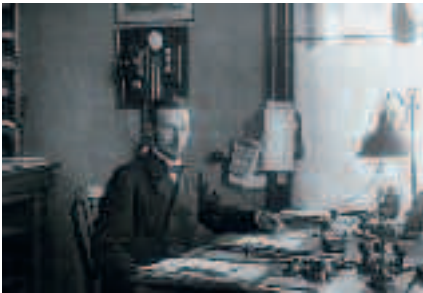


Heinrich Dräger

Hier war H. Dräger, wie gesagt, seiner Zeit etwas voraus: Moderne Beatmungsgeräte sind nicht mehr druckgesteuert, sondern überwiegend zeitgesteuert. Ob H. Dräger schon damals wusste, dass er mit seinem Prinzip der Physiologie näher kam als andere, entzieht sich unserer Kenntnis. Tatsache jedoch ist, dass sein 1907 patentierter Pulmotor mit der Zeitsteuerung den richtigen Weg wies.

Die Weiterentwicklung des Pulmotors durch Bernhard Dräger

Der „Ur-Pulmotor“ war sicherlich ein bahnbrechendes Konzept, blieb aber auf der Stufe eines Versuchsmodells, das für die Praxis noch nicht geeignet war. Es gab nämlich noch zwei Unzulänglichkeiten, die Heinrich Dräger bereits bei der Entwicklung erkannt und dokumentiert hatte (7). Zum einen bewirkte seine Konstruktion eine erhebliche Rückatmung des ausgeatmeten Gases und zum anderen konnte durch die rigide Uhrwerk-Steuerung die Beatmung nicht an den Patienten angepasst werden. Die Abhilfe dieser Unzulänglichkeiten überließ Heinrich Dräger seinem Sohn Bernhard und dem Ingenieur Hans Schröder (8).



Bernhard Dräger in seinem Büro (1904)

Das Problem der Rückatmung von ausgeatmetem Gas behob Bernhard Dräger durch eine Neukonstruktion des Atemanschlusses. Beim „Ur-Pulmotor“ war der Patient nur über einen Schlauch mit der Beatmungsmaschine verbunden. Dieser Schlauch wirkte gewissermaßen als Verlängerung der Luftröhre, da eine Trennung von Ein- und Ausatemluft erst innerhalb des Beatmungsgerätes vorgenommen wurde.

Bernhard Dräger ersetzte den Atemanschluss des „Ur-Pulmotors“ durch ein Schlauchsystem bestehend aus Einatemschlauch und Ausatemschlauch und bewirkte durch eine geänderte Ventilsteuerung eine patientennahe Trennung von Einatemluft und Ausatemluft. Die Verunreinigung der Einatemluft durch ausgeatmetes Kohlendioxid war damit erheblich verringert.



Heinrich und Bernhard Dräger



Bernhard Dräger in der Versuchswerkstatt

Vom Prototypen zur Serienreife – Ein neuartiges Steuerprinzip

Eine weitere große Herausforderung in der Weiterentwicklung des Ur-Pulmotors war der Nachteil der rigiden Steuerung, die sich nicht an die Lungenmechanik anpassen ließ. Dadurch konnten gefährliche Beatmungsdrücke nicht verhindert werden, die bisweilen dann entstehen, wenn die Lungenmechanik sich verschlechtert. Hier gelang dem Ingenieur Hans Schröder die Konstruktion eines Steuerprinzips, das über Jahrzehnte in diversen Generationen von Beatmungsgeräten eingesetzt wurde. Mit der Neuentwicklung des Steuerungsmechanismus konnte abhängig vom Atemwegsdruck automatisch von Einatmung auf Ausatmung umgeschaltet werden. Eine detaillierte Darstellung des Funktionsprinzips wird auf der folgenden Doppelseite gegeben.



Der Pulmotor im Arztwagen eines Eisenbahn-Hilfszuges (1913)

Die Antwort auf die Frage, welches Beatmungsgerät nun das erste war, ist Ermessenssache. Definiert man ein Beatmungsgerät als eine Maschine, die mechanische Atemarbeit mit einem definierten Zeitmuster leistet und die Möglichkeit einer Sauerstoffbeatmung bietet, dann ist der 1907 von Heinrich Dräger patentierte Pulmotor wahrscheinlich das erste Beatmungsgerät.

Fügt man aber als weiteres Kriterium die Serienreife und die nachgewiesene erfolgreiche klinische Anwendung hinzu, dann gebührt der Weiterentwicklung des Pulmotors durch Bernhard Dräger und Hans Schröder das Prädikat „erstes Beatmungsgerät“. Unter diesem Gesichtspunkt ist der druckgesteuerte Pulmotor mit großer Sicherheit das weltweit erste Beatmungsgerät in der Geschichte der Medizintechnik.



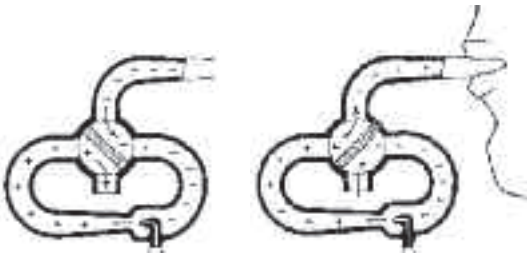
Der Pulmotor im Einsatz bei einem Badeunfall



Serienfertigung des Pulmotors

Das Pulmotorprinzip (1)

Der in den vorherigen Seiten bereits grob skizzierte Pulmotor soll im Folgenden nun detailliert in seinem Aufbau und seiner Funktion beschrieben werden. Technische Innovationen des Pulmotors sind die „Druck- und Saugdüse“ zur Erzeugung des Beatmungsdruckes und der Steuerungsmechanismus zum Umschalten zwischen Einatemphasen und Ausatemphasen.



Funktionsprinzip des Ur-Pulmotors, dargestellt nach Skizzen von Heinrich Dräger (7).
Links: Ausatmung, rechts: Einatmung

Die für die maschinelle Beatmung notwendige Energie stammt aus dem Druckgasbehälter des Pulmotors – Sauerstoff ist hier also nicht nur Medikament für den Patienten, sondern auch Energiequelle der Beatmungsmaschine. Der Sauerstoff wird über eine „Saugdüse“ mit Umgebungsluft vermischt in ein Rohr-

system eingeleitet. Die Anordnung der Düse ist aus der Skizze von Heinrich Dräger ersichtlich (7). Durch die Einleitung des Druckgases wird innerhalb des Rohrsystems ein Gasfluss erzeugt und es entsteht vor der Düse ein Überdruck, während hinter der Düse ein Unterdruck entsteht. Eine derartige Konstruktion bezeichnet man als Injektor.

Durch ein Ventilsystem wird der Patient in der Inspirationsphase mit dem Überdruckbereich des Rohrsystems und in der Expirationsphase mit dem Unterdruckbereich verbunden (7). Das Ventilsystem besteht beim Ur-Pulmotor noch aus einem Vierwegehahn, welcher wie bereits beschrieben durch ein Uhrwerk betätigt wird.



Schematische Darstellung des druckgesteuerten Pulsmotors

Das Pulmotorprinzip (2)

In der Weiterentwicklung von Hans Schröder wird das Injektorprinzip aus dem Ur-Pulmotor übernommen. Der Vierwegehahn und das Uhrwerk sind jedoch durch eine neue Steuermechanik ersetzt. Die Grafik der vorherigen Seite zeigt den Aufbau im Detail.

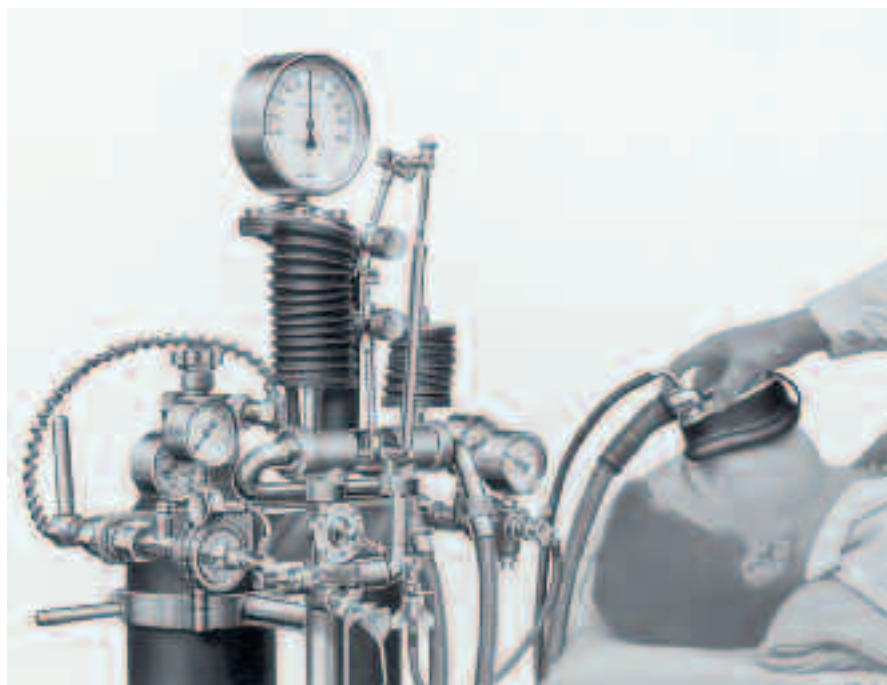


Pulmotor mit Wandmontage

Die Steuermechanik besteht hier aus einem Lederbalg, der an das Rohrsystem angeschlossen ist. Dieser Balg dehnt sich bei Überdruck aus und schaltet dabei einen Steuermechanismus um.

Der Steuermechanismus betätigt nun ein Ventilsystem, welches eine Änderung des Gasflusses im Atemsystem bewirkt: In der Stellung „Ein“ wird der Patient mit dem Überdrucksystem verbunden und vom Unterdrucksystem getrennt. In der Stellung „Aus“ wird der Patient vom Überdrucksystem getrennt und mit dem Unterdrucksystem verbunden.

Das Ventilsystem ist weiterhin so konstruiert, dass während der Ausatemphase das Rohrsystem nach außen geöffnet wird, so dass das Gas frei abströmen kann. Ein weiterer, so genannter Bremsbalg sorgt für eine mechanische Dämpfung bei der Umschaltung der Atemphasen.



Pulmotor auf Stativ mit Zusatzvorrichtung zur Anreicherung der Atemluft mit Kohlendioxid zur Anwendung im Operationssaal

Der Pulmotorstreit (1)

Bereits fünf Jahre nach Beginn der Serienfertigung 1908 waren 3.000 Pulmotore im Einsatz – eine für die damaligen Verhältnisse enorme Stückzahl (22). Zehn Jahre später hatte sich die Anzahl der im Einsatz befindlichen Pulmotore auf knapp 6.000 fast verdoppelt (12) und nach 38 Jahren wurde die Anzahl der im Einsatz befindlichen Geräte auf mehr als 12.000 geschätzt (16). Die mit dem Pulmotor durchgeführten Wiederbelebungen wurden seinerzeit vom Drägerwerk mit akribischer Genauigkeit protokolliert und mit großem Stolz in den Drägerheften publiziert (15).



Auszug aus der Titelseite eines Drägerheftes von 1917

Hinter dieser Öffentlichkeitsarbeit von Dräger stand ein klares Interesse: Man wollte der Öffentlichkeit nachweisen, dass die Wiederbelebung mit maschineller Beatmung einer manuellen Methode gegenüber überlegen war. Und man setzte sich zur Wehr gegen Kritik am Prinzip der Überdruckbeatmung des Pulmotors, eine Kritik, die in den zwanziger Jahren des vorigen Jahrhunderts von klinischen Anwendern vorgetragen wurde und die im so genannten „Pulmotorstreit“

gipfelte (13, 14, 16).

Ein damaliger Pulmotor arbeitete mit einem Beatmungsdruck von 20 cm H₂O in der Einatemphase und einem Negativdruck von -25 cm H₂O in der Ausatemphase. Zur Stimulation des Atemzentrums war eine Beimischung von CO₂ vorgesehen. Mit Ausnahme des Beatmungsdrucks in der Einatemphase unterschied sich die damalige Beatmung also recht deutlich von der heutigen und die Kritik aus der Klinik erscheint aus heutiger Sicht zumindest nachvollziehbar. Bemerkenswerterweise ging der Streit jedoch hauptsächlich um die



Auszug aus der Titelseite der ersten Ausgabe der Pulmotor-Nachrichten von 1930

vermeintlich gefährlichen Auswirkungen des Beatmungsdruckes auf Herz und Lunge – die, wie wir heute wissen, wesentlich bedenklicheren Negativdrücke oder die CO₂-Beimischung fanden hingegen wenig Beachtung.



Einsatz des Pulmotors bei einem Badeunfall – zeitgenössische Grafik von 1913

Der Pulmotorstreit (2)

Das Reichsgesundheitsamt als damalige Aufsichtsbehörde kam 1922 zu der Entscheidung, dass es nach dem damaligen Stand der Kenntnisse gegen die Anwendung von Überdruckbeatmung keine gesundheitlichen Bedenken gäbe, veranlasste jedoch, wissenschaftliche Untersuchungen über die erhobenen Bedenken durchzuführen. Wir wissen, dass derartige Untersuchungen unter dem Thema „Schädigung des Organismus durch Beatmungsgeräte“ auch heute noch nicht abgeschlossen sind - der „Pulmotorstreit“ ist also im Grunde genommen auch heute noch aktuell und das Ergebnis ist offen.



Pulmotor-Einsatz im Rettungsdienst

Der Pulmotorstreit ist jedoch nicht nur wegen seines Ergebnisses von historischer Bedeutung, sondern ein weiterer Gesichtspunkt erscheint interessant. Es ist das taktische und strategische Verhalten von Dräger im Pulmotorstreit.

In den Drägerheften der damaligen Zeit (12, 13, 14) ist nachzulesen, welchen Aufwand Dräger trieb, um Bedenken gegen die Wirksamkeit des Pulmotors auszuräumen und Vermutungen über Gefährdungen entgegenzutreten. Derartige Aufwand ging über rein kommerzielle Interessen weit hinaus. Es war der Anspruch aus unternehmerischer Sicht nachzuweisen, dass man das Richtige tut.



Arbeiter-Samariter-Kolonne aus Schlitigheim (Elsaß) nach einem Dräger-Gasschutzkurs 1930

Es ging hier also nicht nur um das Image eines Produktes, vielmehr ging es um den eigenen Namen. Dieses vertrat man gegenüber allen Beteiligten – den Kunden, den Verbänden und den Aufsichtsbehörden und wenn erforderlich, wurde sachliche Kritik in technische Weiterentwicklungen umgesetzt.

Diese Strategie war mehr als das, was man damals „Absatzförderung“ nannte – so etwas nennt man heute Marketing.

Weiterentwicklung des Pulmotor – Die Pulmotordose

Das Pulmotorprinzip mit dem Umschaltmechanismus über Steuerbälge wurde im Jahre 1955 grundlegend geändert (11). Anstelle der Steuerung über den Doppelbalgmechanismus trat eine handlichere, wesentlich kleinere Mechanik, die aufgrund ihrer Umkapselung den Namen „Pulmotordose“ erhielt.



Tornistor-Pulmotor PT 1

Mit der Pulmotordose war die Umschaltmechanik nun so kompakt geworden, dass man sie aus dem Grundgerät auslagern und patientennah einsetzen konnte. Die beiden Faltschläuche, die zum einen unhandlich waren und zum anderen im Laufe der Zeit oft undicht wurden, waren damit überflüssig. Der Patient wurde beim neuen Pulmotor über einen 1,5 Meter langen Druckschlauch mit dem Grundgerät verbunden und somit hatte man beim Geräteinsatz eine wesentlich bessere Bewegungsfreiheit.

Die räumliche Trennung von Pulmotordose und Grundgerät ermöglichte dem Pulmotor jetzt eine wesentliche Erweiterung des Einsatzbereiches und sie erlaubte eine flexible Ausstattung. So konnte jetzt anstelle der Sauerstoff-Insufflationseinheit eine weitere Pulmotordose an das Grundgerät angeschlossen und bei Bedarf zwei Patienten mit einem Grundgerät beatmet werden. Die Beatmungsdrücke des neuen Pulmotors lagen mit + 15 mbar in der Inspiration und mit - 10 mbar in der Expiration unter denen der Vorgänger. Die CO₂-Anreicherung im Atemgas, die zur vermeintlichen Stimulation der Eigenatmung bei den Vorgängern noch als Option zur Verfügung stand, war für den neuen Pulmotor nicht mehr erhältlich. Sie wurde ersetzt durch eine pneumatisch betriebene Absaugvorrichtung.



Koffer-Pulmotor PK 2

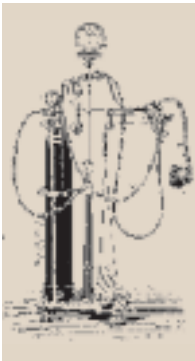


Schematische Darstellung der Umschaltmechanik der Pulmotordose:
Inspirationsphase und Expirationsphase

Neben der etablierten Kofferversion, die unter der Modellbezeichnung PK 2 eingeführt wurde, stand die Tornisterversion PT 1 zur Verfügung. Letztere wog nur noch 13 kg und das war lediglich etwas mehr als die Hälfte des Gewichtes der früheren Kofferversionen des Pulmotors. Die Modelle PK 60 und PT 60 bzw. PT 61 waren Weiterentwicklungen, bei denen eine modifizierte Pulmotordose eine Beatmung mit reinem Sauerstoff ohne angesaugte Umgebungsluft und somit erstmals auch Beatmung in toxischer Atmosphäre ermöglichte.

Der Pulmotor im klinischen Einsatz

Der Pulmotor repräsentierte über mehrere Jahrzehnte eine eigenständige Produktlinie. Sein wesentlicher Einsatzbereich war dabei die Notfallbeatmung. Darüber hinaus wurde das Pulmotorprinzip in verschiedenen Beatmungsgeräten meist unter einem anderen Namen eingesetzt.



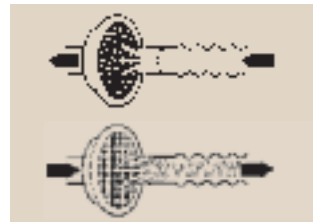
Lungengymnastischer Apparat Typ MS-A zum Einsatz im Operationssaal (1913)

Bereits 1910 wurde das Pulmotorprinzip in der „Drägerschen Atmungsmaschine Typ MOA“ umgesetzt, bei der der Umschaltmechanismus bereits einen Steuerbalg hatte und über eine einfache Atemgasanfeuchtung verfügte. 1913 folgte der Lungengymnastische Apparat Typ MS-A, bei dem über ein Pedal zwischen den Atemphasen umgeschaltet wurde. Eine fahrbare Version des Pulmotors wurde bereits in den zwanziger Jahren des vorigen Jahrhunderts vorgestellt.

Die bemerkenswerteste Klinikversion des Pulmotors ist jedoch der Poliomat, bei dem bereits 1953 die neu entwickelte Pulmotordose zum Einsatz kam. Im Gegensatz zu den für den Kurzeinsatz konzipierten Pulmotoren war beim Poliomat der Beatmungsdruck nicht werkseitig festgelegt, sondern er konnte vom Betreiber eingestellt werden. Weiterhin konnten Beatmungsfrequenz und Volumen über Regelventile

angepasst werden. Sowohl Beatmungsdruck als auch das ventilierte Volumen konnten an Zeigerinstrumenten abgelesen werden: Der Poliomat verfügte bereits über einen Beatmungsdruckmesser und ein Volumeter.

Zur Atemgaskonditionierung machte man sich im Drägerwerk eine Technik zunutze, die man im Grubenrettungswesen bereits erfolgreich eingesetzt hatte. Dort wurden zur Anfeuchtung und Anwärmung des Atemgases Nickelsiebepakete verwendet. In den Sieben kondensierte die Feuchtigkeit der Ausatemluft und in der Einatemphase diente dieses Kondensat dann zur Anfeuchtung des Atemgases.



Funktionsprinzip Atemluftanfeuchter mit Nickelsieben



Fahrbarer Pulmotor auf Stativ mit Vorrichtung zur Kohlendioxid-Anreicherung (1928)

Mit den Einstellmöglichkeiten für die Beatmungsparameter, den Messvorrichtungen und der Atemgaskonditionierung hatte der Poliomat bereits wesentliche Leistungsmerkmale der späteren Intensivbeatmungsgeräte. Allerdings stand der Poliomat mit seinem Pulmotorprinzip im Wettbewerb mit anderen Gerätekonzepten, um den in der Nachkriegszeit enorm gestiegenen Bedarf an Beatmungsgeräten zu decken.

Ein neuer Weg – Die Wechseldruckbeatmung mit der Eisernen Lunge

Der große Bedarf an Beatmungsgeräten in der Klinik entstand zum großen Teil aus der enorm gestiegenen Anzahl an beatmungspflichtigen Patienten aus den Polioepidemien. Insbesondere kurz nach dem Zweiten Weltkrieg erhöhte sich die Nachfrage nach Beatmungsgeräten, die Patienten über längere Zeiträume und unter Umständen lebenslang beatmen konnten. Für diesen Einsatzbereich wurden verschiedene Gerätekonzepte entwickelt, die sich sowohl technisch als auch in der Wirkungsweise mehr oder weniger deutlich vom Pulmotor unterschieden.



Rumpf-Respirator (1956)

einen Druckwechsel und leistete damit eine Belüftung der Lunge wie ein künstliches Zwerchfell.

Mit den Eisernen Lungen konnte die Überlebensrate bei Atemlähmungen während einer Polioerkrankung deutlich erhöht werden. Als Nachteil galten allerdings der große Platzbedarf und die erschwerte Pflege der Patienten.

Bei einem dieser Gerätekonzepte handelte es sich um große, starre Behälter, in die der beatmungspflichtige Patient gelegt wurde. Derartige Apparate nannte man etwas irreführend „Eiserne Lungen“. Zur Beschreibung der Funktion wäre jedoch der Begriff „Eiserner Brustkorb“ angebrachter gewesen, denn der starre Behälter wirkte wie ein zweiter Thorax. In diesem Behälter bewirkte ein beweglicher Zwischenboden fortwährend



Eiserne Lunge, eingebaut in einem Krankenwagen (1954)



Eiserne Lunge Modell E 52 mit elektrischem Antrieb (1952)

Eine Weiterentwicklung der Eisernen Lungen waren Rumpfbreatmungsgeräte, bei denen nur noch der Thorax einem Wechseldruck ausgesetzt wurde. Auch zur Behandlung des Atemnotsyndroms beim Neugeborenen wurde eine solche Unterdruck-Kammer nach dem Prinzip der Eisernen Lunge eingesetzt.

Kreativität und Improvisationsgeist in der Nachkriegszeit

Die Bedingungen, unter denen in der Nachkriegszeit die ersten Eisernen Lungen im Drägerwerk konstruiert und gefertigt werden mussten, waren anfänglich sehr schwierig. Mit außerordentlich einfachen Mitteln und mit viel Improvisationsgeist wurde die Entwicklungsarbeit nach Kriegsende wieder aufgenommen (6). Für einen Prototypen einer Eisernen Lunge wurde dort ein Torpedorohr zu einem Druckbehälter umgebaut, als Antrieb für den Ventilationsmechanismus diente der Blasebalg einer Feldschmiede und das Getriebe stammte aus einem Fischkutter.



Erstes Versuchsmodell der
Eisernen Lunge (1947)

Die Pioniere, die anfangs in Eigeninitiative die ersten Eisernen Lungen der Nachkriegszeit bastelten, fanden im Drägerwerk ihre Partner. Mit ihrer jahrzehntelangen Erfahrung bei der Entwicklung von Rettungsgeräten für Bergbau und Tauchtechnik brachten die Ingenieure die Ideen in der Wechseldruckbeatmung zur Serienreife.



Eiserne Lunge mit Wasserantrieb (1950)

Die ersten Eisernen Lungen aus Serienfertigung des Drägerwerkes hatten einen beweglichen Zwischenboden, mit dem Beatmungsdrücke von +25 mbar bis -25 mbar erzeugt werden konnten. Diese ersten Modelle wurden noch mit Wasser angetrieben. Beim Modell E 52 wurde dann auf elektrischen Antrieb umgestellt.



Serienfertigung der Eisernen Lunge im Drägerwerk

Eiserne Lungen waren nur vorübergehend bedeutend, denn ein neuer Impuls sorgte für die „Renaissance“ der Überdruckbeatmung zu Lasten der Wechseldruckbeatmungsgeräte. Dieser Impuls kam diesmal nicht aus der Technik, sondern aus der klinischen Anwendung.

Anfänge in der Intensivbeatmung – Die Assistoren

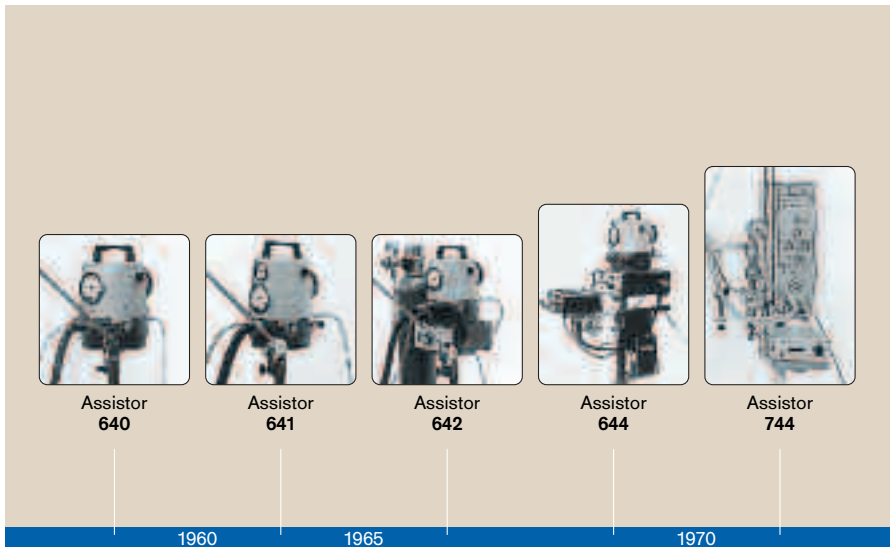
Bereits in den fünfziger Jahren des vorigen Jahrhunderts sorgte eine neue Erkenntnis der klinischen Forschung für ein Umdenken in der Beatmungstherapie. Fehlbehandlungen und Komplikationen entstanden häufig dadurch, dass die Therapeuten in der Beurteilung der Beatmung mehr auf subjektive klinische Eindrücke als auf exakte Messparameter angewiesen waren (5). Ohne die Kenntnis der verabreichten Beatmungsvolumina kam es dann oft zu schädlichen Geräteeinstellungen. Die Patienten erlitten entweder eine Atemgasunterversorgung oder sie wurden durch eine unnötig heftige Ventilation hohem Stress ausgesetzt.



Assistor Modell 642 (1966)

Durch die neuen Erkenntnisse, insbesondere aus Skandinavien, gewann die Überdruckbeatmung durch die besseren Kontrollmöglichkeiten der Ventilation wieder an Bedeutung. Dabei wurden zwei Konzepte verfolgt: Zum einen wurde die druckgesteuerte Beatmung weiterentwickelt und später durch Instrumente zur Messung des Volumens ergänzt, andererseits wurden neue Gerätekonzepte entwickelt, bei denen von vornherein ein konstantes Volumen verabreicht werden konnte.

Für die beiden Konzepte entwickelte Dräger verschiedene Gerätereihen, die zeitweilig parallel existierten. In der druckgesteuerten Beatmung wurde mit der Gerätereihe der Assistoren das erfolgreiche Prinzip der Pulmotoren weiterentwickelt (10). Gemeinsames Merkmal der Assistoren war neben der Drucksteuerung die Möglichkeit, Spontanatmung zu assistieren, d.h. der Patient konnte durch seine Spontanatembemühungen den maschinellen Beatmungshub auslösen.



Die Gerätereihe der Assistoren zur druckgesteuerten Beatmung

Der Zeitgeber zur Auslösung der maschinellen Hübe arbeitete beim Assistor 641 pneumatisch, beim Assistor 642 bereits elektrisch. Mit dem Assistor 644 wurde die mögliche Einsatzdauer durch eine neue Atemluftanfeuchtung erweitert und der Patientenbereich auf die Pädiatrie ausgedehnt. Der Assistor 744 verbesserte die Beatmungsqualität insbesondere in der Pädiatrie durch einen empfindlicheren Triggermechanismus, durch den eine leichtere Auslösung des Beatmungshubes möglich war. Außerdem wurde das etwas gewöhnungsbedürftige Äußere der frühen Assistoren grundlegend verändert: Das anwenderfreundliche und gleichermaßen ästhetische Produktdesign gewann zunehmend Bedeutung in der Geräteentwicklung.

Der Weg zur modernen Intensivbeatmung – Die Spiromaten

Mit den Assistoren hatte sich das Anwendungsgebiet der Beatmung bereits erheblich erweitert. Neben der Beatmung bei Polioerkrankungen etablierten sich die postoperative Beatmung und die Inhalationstherapie bei chronischen Lungenerkrankungen. Trotz dieser Erweiterung des Anwendungsspektrums blieb die maschinelle Beatmung eine relativ einfache Hilfsmaßnahme.



Spiromat im klinischem Einsatz

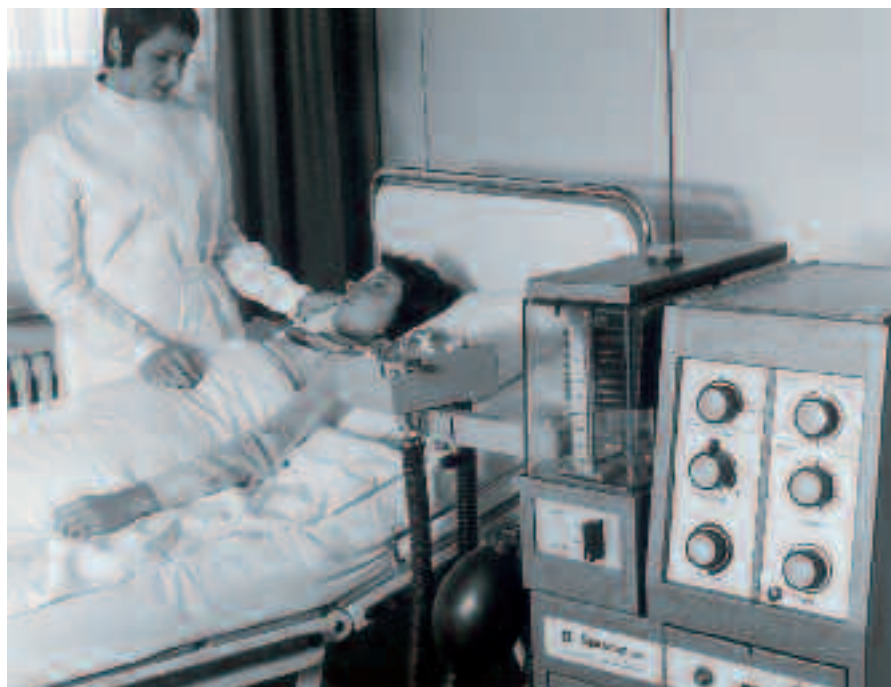
Moderne Beatmung geht jedoch einen Schritt weiter. Sie will nicht nur die Zeit der Atemstörung überbrücken, sondern die Beatmungsform an die Ursache der Störung anpassen und wenn möglich diese Störung gezielt behandeln. Moderne Beatmung ist Beatmungs-therapie.

Der Anspruch einer gezielten Intensivtherapie stellte neue Anforderungen an die Beatmungsgeräte. Insbesondere wünschten die Anwender eine Kontrolle über das ventilierte Volumen. Weiterhin sollte der zeitliche Verlauf der Beatmung durch Einstellparameter veränderbar sein und nicht nur von der Lungenmechanik des Patienten abhängen. Gefordert war die zeitgesteuerte volumenkonstante Beatmung.

Die ersten Dräger-Beatmungsgeräte, die diese Ansprüche erfüllten, waren die 1955 eingeführten Spiromaten. Sie stellten den Ausgangspunkt der Entwicklung moderner Dräger-Intensivbeatmungsgeräte dar.



Spiromat 661 mit Beatmungskopf E zur Langzeitbeatmung von Erwachsenen



Beatmung eines tracheotomierten Patient mit dem Spiromat 661

Intensivbeatmung im stetigen Fortschritt – Vom Spiromat zur EV-A

Die nächste Gerätegeneration zur Langzeitbeatmung waren die 1977 eingeführten „Universalventilatoren“ UV-1 und UV-2. Sie übernahmen von den Spiromaten die konventionelle Balgbeatmung, bei der das Atemgas aus einem Balg des Beatmungsgerätes in die Lunge gedrückt wird. Steuerung und Überwachung erfolgten bei diesen Geräten jedoch bereits elektronisch.

Mit dem „Elektronik-Ventilator“ EV-A kam 1982 erstmalig eine völlig neue Ventiltechnik in der Dräger-Beatmung zum Einsatz. Mit elektromagnetisch betriebenen Ventilen konnten sowohl der Atemgasfluss als auch der Beatmungsdruck auch innerhalb des Atemzuges exakt und schnell gesteuert werden. Durch den Einsatz von Mikrorechnern konnten jetzt Beatmungsmuster erzeugt werden, die mit den vorherigen Gerätegenerationen undenkbar gewesen wären.



Intensivbeatmung mit UV-1. Die Bewegung des Beatmungsbalges wird vom Anwender zur Erkennung der Atemphasen beobachtet

Weiterhin wurde mit der EV-A erstmals ein grafisches Monitoring in die Beatmung eingeführt. Auf einem im Beatmungsgerät integrierten Bildschirm konnten neben numerischen Daten und Textmeldungen nun auch Beatmungskurven dargestellt werden. Das grafische Monitoring auf einem integrierten Bildschirm gehört seitdem zur Grundausstattung von Dräger-Intensivbeatmungsgeräten. Das integrierte grafische Monitoring wurde von anderen Herstellern erst fünfzehn Jahre später eingeführt und gehört seitdem zum allgemeinen Standard in der Intensivbeatmung.



Intensivbeatmung mit EV-A. Darstellung von Beatmungskurven auf dem integrierten Bildschirm

Moderne Intensivbeatmung – Die Evita-Familie

Mit der Einführung der Evita-Reihe 1985 wurde die Computertechnologie in der Beatmung weiterentwickelt und eine weitere Anpassung der maschinellen Beatmung an die Spontanatmung ermöglicht. Neue Leistungsmerkmale wurden mit der Evita weiterhin durch einen rasanten Fortschritt in der Bildschirmtechnik möglich: Die größere Auflösung der Grafik und Farbdarstellungen ermöglichten einen wesentlich besseren Informationstransfer in Bild und Text. Und der Fortschritt durch die Bildschirme beschränkte sich nicht nur auf Darstellungen: Mit der Evita 4 wurde 1995 erstmals ein berührungssensitiver Bildschirm eingesetzt. Mit dieser so genannten Touch-Screen-Technik konnte das Bedienkonzept in der Beatmung geradezu revolutioniert werden.



Evita 2. Konventionelle Bedienung über Drehknöpfe, grafische Darstellung und Textmeldungen auf dem Bildschirm

Mit der Evita waren enorm viele neue Leistungsmerkmale in der Therapie, im Monitoring und in der Bedienung eingeführt worden, und der Markt für Beatmungsgeräte wurde differenzierter: Nicht alle Kunden wollten fortan immer das Beste, sondern einige wollten sich bewusst auf wenige Funktionen beschränken und andere wollten immer mehr. Außerdem gab es schon seit geraumer Zeit für Dräger nicht

mehr nur „den Markt“, der für Dräger traditionell der Inlandsmarkt war, sondern Dräger hatte sich mit zunehmendem Engagement auf die Exportmärkte mit ihren unterschiedlichen Ansprüchen konzentriert. Aus diesem Grund wurden parallele Produktlinien eingeführt – aus Evita wurde die Evita-Familie.

Zunächst kam 1997 die Evita 2 *dura* mit einem eingeschränkten Leistungsumfang verglichen mit Evita 4. Im Jahre 2002 wurde die EvitaXL eingeführt, die einen deutlich größeren Leistungsumfang verglichen mit Evita 4 hat. Die drei Mitglieder der Evita-Familie unterscheiden sich jedoch nicht nur im Leistungsumfang, sondern auch in ihrer Innovationsrate, wobei die EvitaXL wiederum eine Spitzenstellung einnimmt.



EvitaXL. Frei konfigurierbares integriertes Monitoring und Bedienung über einen Farbbildschirm mit Touch-Screen-Technologie

Neue Märkte und neue Anwendungsbereiche für die Beatmung

Parallel zur Evita-Familie wurden Ende des vorigen Jahrhunderts Gerätekonzepte entwickelt, bei denen die aufwändigen Inspirationsventile durch eine alternative robuste Technologie ersetzt sind. Damit konnten fortan auch die Märkte der Entwicklungs- und Schwellenländer bedient werden. Anstelle der aufwändigen Technik der elektromagnetisch gesteuerten Ventile, die zum Betrieb Druckgase in guter Qualität benötigen, wurde eine Turbine eingesetzt, die zum Betrieb lediglich Umgebungsluft benötigt. Als erstes Dräger-Beatmungsgerät mit einer Turbinen-Technologie wurde im Jahr 2000 die Savina eingeführt.

In den Industrieländern differenzierte sich im neuen Jahrhundert der Markt für Beatmungsgeräte immer weiter und es kamen neue Anwendungsbereiche zu der klassischen Notfall- und Intensivbeatmung hinzu: Unterhalb der Intensivtherapie etablierte sich die so genannte Sub-Acut-Care, ein Klinikbereich, der eine Beatmung mit einem deutlich geringeren Anspruch verglichen zur Intensivtherapie fordert und ein Anforderungsprofil ähnlich dem der Heimbeatmung stellt.



Carina (links) und Carina *home* (rechts). Beatmung im Sub-Acute-Care und im Home Care

Für die beiden Segmente Sub-Acute-Care und Home Care entwickelte Dräger die Gerätefamilie Carina mit zwei jeweils auf die spezifischen Anforderungen der Anwendungsbereiche zugeschnittenen Leistungsprofilen: Die Geräte heißen Carina und Carina *home* – in beiden Geräten kommt wiederum eine Turbine zum Einsatz.



Savina. Beatmung unabhängig von stationärer Gasversorgung durch neue Turbinentechnologie

Die Beatmung kleiner Patienten – Der Weg zum Babylog

Die Beatmung von Kleinkindern und Neugeborenen stellt besondere Anforderungen an die Beatmungstechnik, die mit den für Erwachsene konstruierten Geräten nur bedingt oder gar nicht erfüllt werden können. Die spezifischen Herausforderungen der Neonaten-Beatmung sind kleinere Beatmungsvolumina, schnellere Änderungen des Gasflusses und ganz besonders der Schutz vor zu hohen Atemwegsdrücken sowie der Schutz vor zu großen Atemzugvolumina. Zunächst waren Neonaten-Beatmungsgeräte lediglich modifizierte Beatmungsgeräte aus der Erwachsenenbeatmung.

Das erste Beatmungsgerät für Kleinkinder war der Dräger-Baby-Pulmotor, eine Modifikation des Ur-Pulmotors (23). Die Umschaltung der Atemphasen erfolgte hier ebenfalls über ein Vier-Wege-Ventil, welches jedoch nicht über ein Uhrwerk, sondern per Hand geschaltet wurde. Von den folgenden Generationen des Pulmotors wurden Pädiatrieversionen überwiegend für die Erstversorgung in den Kreißsälen entwickelt.



Modifizierter Spiromat zur
Kleinkinder-Beatmung

Auch für nahezu alle weiteren Beatmungsgeräte von Dräger gab es bis zu den siebziger Jahren Versionen zur Neonaten-Beatmung wie die Neonaten-Version des Spiromaten 1958 und den Assistor 644 aus dem Jahre 1965.



Babylog 1 zur Beatmung in der Neonatologie. Zusätzliche Module über dem Beatmungsgerät zur Einstellung der Sauerstoffkonzentration und zur Überwachung des Beatmungsdrucks

Eine Spezialisierung mit eigenen Neonaten-Beatmungsgeräten begann 1975 mit dem Babylog 1 und wurde 1979 mit dem Babylog 2 als Variante für die Transportbeatmung fortgesetzt. Für das Babylog 1 wurde 1985 eine noch sehr einfache Vorversion zur Hochfrequenzbeatmung eingeführt. Auch wenn diese Beatmungsgeräte vielfach mit Komponenten aus Erwachsenenbeatmungsgeräten entwickelt wurden, so waren sie dennoch recht weit an die Bedürfnisse der Neugeborenen angepasst. Erst Ende der achtziger Jahre wurde erstmalig ein Beatmungsgerät eigens für Neugeborene entwickelt.

Intensivbeatmung in der Neonatologie – Das Babylog 8000

Das erste ausschließlich für den Pädiatrie- und Neonatenbereich konzipierte Beatmungsgerät war das 1989 eingeführte Babylog 8000. An diesem Konzept war so gut wie alles neu verglichen mit den Vorgängern. Anstelle eines Ventils für die Dosierung einer Gasart wurde das Gas über eine Vielzahl digital angesteuerter Ventile geliefert. Damit ließen sich die besonders in der Neonaten-Beatmung geforderten schnellen Gasflussänderungen und der hohe Dynamikbereich erreichen.



Beatmung eines Neugeborenen mit dem Babylog 8000. Patientennahe Flowmessung

Erstmals wurde beim Babylog 8000 eine Flowmessung in der Beatmung von Kleinkindern eingesetzt und die Messanordnung erfolgte patientennah. Die Messgenauigkeit war dabei so groß, dass sie nicht nur zum Monitoring, sondern auch zur Regelung des Atemvolumens eingesetzt werden konnte. Die patientennahe Flowmessung ermöglichte eine sensible Triggerempfindlichkeit bei weitestgehendem Schutz vor Fehltriggerung. Außerdem

war das Babylog mit einem Grafikbildschirm ausgestattet – ebenfalls ein Novum in der Neonaten-Beatmung.

Selten hat ein Gerätekonzept in der Beatmung zu derart tiefen Veränderungen in der klinischen Anwendung geführt wie das Babylog 8000. Mit seiner Einführung konnten Frühgeborene erstmals volumenorientiert beatmet werden, denn das Volumen wurde exakt dosiert und gemessen. Die empfindliche Triggerung und die automatische Kompensation der in der Neonaten-Beatmung meist unvermeidlichen Leckage erlaubt eine vorher nicht gekannte sanfte Beatmung.



Babylog 8000. Integriertes grafisches Monitoring mit einer Echtzeitkurve des Flows im Verfahren SIMV. Oberhalb des Gerätes: Echtzeitkurve des Flows in einer Hochfrequenzbeatmung

Echtzeitkurven und Trends waren Bestandteil des integrierten Monitoring beim Babylog 8000. Neu war weiterhin das zukunftsorientierte Gerätekonzept, das die nachträgliche Aufrüstung mit neuen Optionen erlaubte. So konnten neue Leistungsmerkmale auch noch Jahre nach Einführung des Babylog 8000 eingeführt werden wie die Hochfrequenzbeatmung (1993) und die druckunterstützte Beatmung (1997).

Vom Pulmotor zum Oxylog

Die Grenzen der druckgesteuerten Beatmung waren in der Intensivbeatmung bereits in den fünfziger Jahren des vorigen Jahrhunderts erkannt worden und hatten dort zur Entwicklung von zeitgesteuerten und volumenkonstanten Beatmungsgeräten geführt. In der Notfallbeatmung kam diese Entwicklung erst zwei Jahrzehnte später. Sie führte bei Dräger zu der Entwicklung eines völlig neuartigen Notfallbeatmungsgerätes, welches 1976 unter dem Namen Oxylog eingeführt wurde.



Beatmungsgerät Oxylog in seiner ersten Ausführung. Volumenkonstante Beatmung in der Notfallmedizin

Komplett neu war im Vergleich zum Pulmotor das Funktionsprinzip. Anstelle der druckgesteuerten Umschaltmechanik wurde eine so genannte pneumatische Logiksteuerung eingesetzt. Die neue Pneumatik lieferte dabei nicht mehr einen konstanten Flow, der durch einen Umschaltmechanismus entweder dem Patienten zugeführt wurde oder in die Umgebung geleitet wurde. Vielmehr lieferte die neue Pneumatik nur in der Inspirationsphase das Atemgas und unterbrach dann den

Atemgasflow in der Expirationsphase. Sie erzeugte dabei einen intermittierenden Flow. Das Funktionsprinzip dazu nennt man einen „Flowzerhacker“.

Mit dem neuen Funktionsprinzip war nun die zeitgesteuerte und volumenkonstante Beatmung auch in der Notfallmedizin möglich. Das Minutenvolumen konnte jetzt direkt am Gerät eingestellt werden und es blieb konstant im Laufe der Beatmung. Damit war die von den Anwendern geforderte Sicherstellung der Ventilation gewährleistet. Die Beatmungsfrequenz konnte ebenfalls stufenlos am Gerät eingestellt und die Beatmung damit einer Reanimation angepasst werden. Stenosen konnten direkt an einem Beatmungsdruckmesser erkannt werden – beim Pulmotor war man in diesem Fall darauf angewiesen, dass jemand das schnelle Umschalten, das so genannte „Geräteklappern“, richtig interpretierte. Weiterhin verbrauchte die Steuerung gerade mal einen Liter Druck pro Minute und war damit erheblich sparsamer als der Pulmotor.



Notfallbeatmung mit dem Oxylog. Beatmungsgerät, Sauerstoffflasche, Druckminderer und Zubehör sind im Tornister ähnlich wie beim Tornistor-Pulmotor untergebracht

Mit diesen Vorzügen hätte das Oxylog den Pulmotor eigentlich zügig im Markt verdrängen müssen – doch es kam anders. Mit einem Umrüstsatz wurde den Kunden, die einen PT 60/61 oder einen PK 60 beschafft hatten, die Möglichkeit gegeben, die Pulmotordose durch ein Oxylog zu ersetzen. Damit konnten bei einer Neubeschaffung eines Oxylogs das Zubehör des Pulmotors wie der Tornister und die Sauerstoffflasche weiter verwendet werden. Mit dieser Möglichkeit gab es in einer langen Übergangsphase von mehreren Jahren das Oxylog mit Pulmotorlogistik.

Die Oxylog-Familie – Der Weg in die moderne Notfallbeatmung

Das Oxylog war für die Erstversorgung eines Patienten konzipiert und seine primäre Aufgabe war die Sicherung einer Vitalfunktion durch maschinelle Beatmung. Der Einsatz konzentrierte sich auf die Erstversorgung und den nachfolgenden Transport des Patienten zur stationären Behandlung, den so genannten Primärtransport. Dementsprechend war der Leistungsumfang auf rein kontrollierte Beatmung begrenzt und in der Überwachung stand lediglich ein Manometer zur Messung des Atemwegsdrucks zur Verfügung.



Oxylog 2000

Doch auch in der Notfallbeatmung nahmen die Ansprüche zu und es entwickelten sich für das Oxylog neben der Erstversorgung weitere Einsatzbereiche wie der Sekundärtransport, ein Transport innerhalb einer stationären Behandlung. Zur Deckung dieses neuen Bedarfs wurde 1993 das Oxylog 2000 eingeführt. Das Oxylog 2000 ermöglichte neben der kontrollierten Beatmung auch eine Spontanatmung des Patienten. Es war mit einem umfangreichen Monitoring für die Überwachung von Atemwegsdruck und Beatmungsvolumen ausgestattet. Messwerte und Alarmmeldungen

waren dabei auf einem Display ablesbar. Alle Geräteeinstellungen konnten beim Oxylog 2000 direkt am Grundgerät vorgenommen werden, die Justierung von separaten Ventilen war damit nicht mehr nötig.



Oxylog 1000

Im Jahr 1997 wurde als Nachfolger des 1975 eingeführten ersten Oxylogs das Oxylog 1000 vorgestellt. Mit dem Oxylog 1000 konnten nun die Gasversorgung des Gerätes sowie der Atemwegsdruck des Patienten überwacht werden. Im Jahr 2003 kam ein weiteres Mitglied in die Oxylog-Familie: Das Oxylog 3000 führte mit neuen Beatmungsmöglichkeiten und einem integrierten Grafik-Display eine Behandlungsqualität in die Notfallbeatmung ein, die man zuvor nur aus der Intensivbeatmung kannte. Für alle drei Mitglieder der Oxylog Familie wurden verschiedene Transportlösungen wie die Tragesysteme und der Caddy für die Organisation des Beatmungszubehörs entwickelt.



Oxylog 3000. Grafisches Monitoring und Beatmungsverfahren entsprechen den Ansprüchen aus der Intensivmedizin

Nach der Geschichte der Notfallmedizin wollen wir in unserer Darstellung von hundert Jahren maschineller Beatmung nun den Blickwinkel ändern. In einer detaillierten Beschreibung der verschiedenen Gerätekonzepte haben wir gezeigt, was sich innerhalb der verschiedenen Gerätegenerationen in der Beatmungstechnik verändert hat.

Wir wollen nun nach diesem überwiegend Geräte-orientierten Ansatz die Frage stellen: *Was hat sich denn durch diese technische Entwicklung verändert?* Wir beginnen dabei mit den Anwendern und untersuchen hier die Frage, inwieweit sich die Rolle von Ärzten und Pflegepersonal in der hundertjährigen Geschichte der Beatmung gewandelt hat.

Die Rolle der Therapeuten

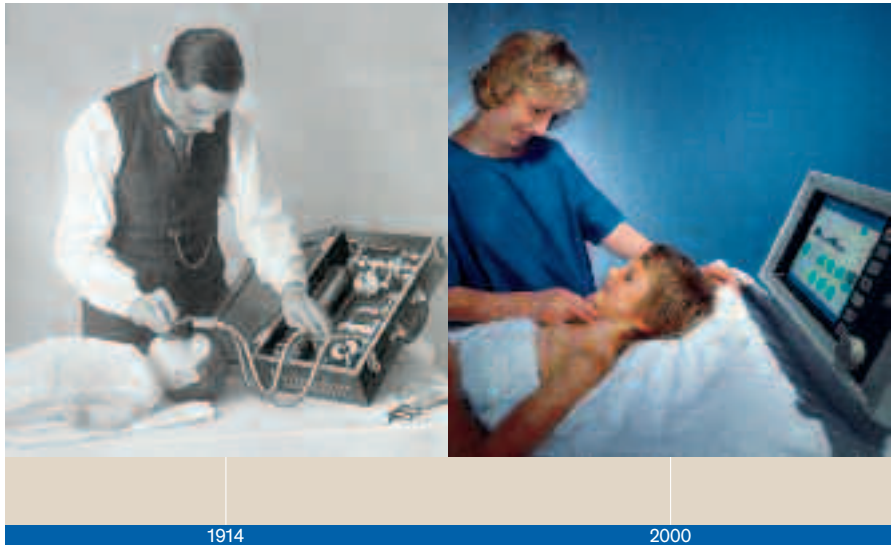
Zusammenfassend kann die in den vorherigen Seiten beschriebene Geschichte der Beatmungsgeräte grob in drei Phasen unterteilt werden: Erstens die einfache maschinelle Beatmung, zweitens die durch manuelle Korrekturmaßnahmen des Therapeuten optimierte Beatmung und drittens die Beatmung mit automatischer Anpassung an den Patienten.

Pulmotor, Assistoren sowie die ersten volumenkonstanten Beatmungsgeräte sind nach heutigem Verständnis einfache Maschinen. Primäres Ziel in der Beatmung war bei ihrem Einsatz die Sicherung einer Belüftung der Lungen. Dem Therapeuten standen dabei nur wenige Möglichkeiten zur Geräteeinstellung und bescheidene Sicherheitsvorrichtungen z.B. gegen zu hohe Beatmungsdrücke zur Verfügung.

Mit der Einführung des UV-1 begann sich die Rolle des Therapeuten zu wandeln: Er war fortan nicht nur verantwortlich für die Einstellung der Grundparameter, sondern er konnte die Beatmung gezielt an seinen Patienten anpassen. Außerdem konnte er jetzt den Patienten durch bewusste stufenweise Verringerung der maschinellen Beatmung auf eine eigenständige Atmung vorbereiten und ihn damit vom Beatmungsgerät entwöhnen. Weiterhin konnte er die Beatmung optimieren, indem er z.B. den Beatmungsdruck begrenzte und gleichzeitig das Volumen konstant hielt. Die neuen Möglichkeiten beanspruchten für ihren medizinischen Einsatz jedoch einen hohen Arbeitsaufwand, der nur teilweise dem Patienten zugute kam. Ein Großteil der zusätzlichen Arbeit bestand in manuellen Korrekturen von damaligen Unzulänglichkeiten in der Beatmungstechnik.

Mit neuen Möglichkeiten einer automatischen Anpassung des Beatmungsgerätes an die physiologischen Gegebenheiten begann sich die Rolle des Therapeuten erneut zu verändern: Er wurde zunehmend von der „Maschinenbedienung“ entlastet.

Die automatische Anpassung an den Patienten beschränkte sich zunächst auf mechanische Veränderungen der Lunge: So konnte die EV-A durch entsprechende Steuerung der Atemgaslieferung auch bei einer Leckage, z. B. bei einer Fistel, beatmen. Eine verbesserte Anpassung der Beatmung an den atmenden Patienten ermöglichte Evita, indem sie die maschinelle Beatmung der physiologischen Atmung unterordnete und Spontanatmung auch während eines maschinellen



Beatmung eines Kindes am Anfang und gegen Ende des ersten Jahrhunderts der Beatmung, Entlastung der Anwender durch Automatisierung. *Links:* Baby-Pulmotor – der Anwender schaltet manuell die Atemphasen um. *Rechts:* Evita 4 – das Beatmungsgerät passt sich automatisch an die Lungenmechanik an und die Therapeutin kann sich mehr dem Patienten widmen

Beatmungshubes zuließ. Die Entlastung des Therapeuten bei der Gerätebedienung war auch dringend notwendig geworden, denn die moderne Beatmung erlaubte die Behandlung schwerster Krankheitsbilder, deren erhöhter Pflegeaufwand mehr Zeit für den Patienten forderte. In hundert Jahren hatte sich die Rolle der Therapeuten also weniger mit der Technik der Beatmungsgeräte geändert als vielmehr mit dem, was sie mit diesen Beatmungsgeräten tun konnten und dem damit verbundenen Nutzen für ihre Patienten. Bei der Anwendung eines Beatmungsgerätes können wir unterteilen in Behandeln, Überwachen und Bedienen – und diese Bereiche wollen wir im Folgenden näher betrachten. Die geschichtliche Entwicklung der Beatmungsverfahren, der Beatmungsüberwachung und der Bedienkonzepte soll dabei besonders unter dem Gesichtspunkt dargestellt werden, welchen Nutzen sowohl Anwender als auch Patienten dabei hatten.

Das Beatmungsgerät im klinischen Einsatz – Eine Übersicht

In der Beatmungstechnik haben wir den zeitlichen Verlauf von Druck und Volumen als Beatmungsmuster bezeichnet. Demgegenüber beschreibt ein Beatmungsverfahren die Wechselbeziehung zwischen Patient und Beatmungsgerät. In der Entwicklung der Beatmungsverfahren konzentrierte man sich zunächst auf eine Wiederbelebung nach Ausfall der patienteneigenen Atmung. Die ersten Beatmungsgeräte waren Notfallbeatmungsgeräte, bei denen die kurzfristige Überbrückung einer Störung der Eigenatmung im Vordergrund stand. Bei längeren Behandlungen belasteten die zur Lebenserhaltung eingesetzten Beatmungsverfahren die Lunge jedoch so sehr, dass eine Rückkehr zur normalen Atmung recht schwierig wurde.

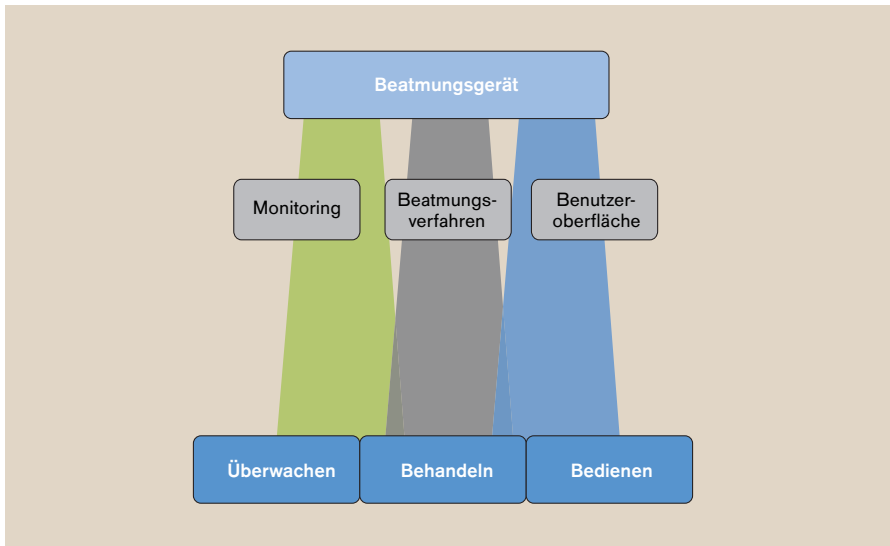
Eine Anpassung der Beatmungsverfahren an die Physiologie und eine damit verbundene schonendere Beatmung wurde zunächst durch Hilfseinrichtungen erreicht, die die schädlichen Auswirkungen der Beatmung begrenzen konnten und vom fachkundigen Personal gezielt eingesetzt wurden. Erst seit jüngster Zeit gibt es Beatmungsverfahren, die eine automatische Anpassung der Beatmung an den Patienten erlauben.



Überwachungseinrichtungen einer Evita 2. Die numerischen Werte neben dem Grafikbildschirm sind nach Priorität geordnet

Die Überwachungseinrichtungen in der Beatmung bezeichnet man als das Beatmungsmonitoring. Dieses beschränkte sich bei den ersten Beatmungsgeräten auf Atemwegsdruckmessungen und einfache Gerätefunktionskontrollen. Umfangreichere Zusammenhänge konnten erst später mit dem Einzug der Elektronik und Mikrorechner durch zusätzliche Monitore erkannt werden. In der Folgezeit wurden Überwachungsfunktionen

zunehmend integrierter Bestandteil der Beatmungsgeräte. Ein besonderer Fortschritt ließ sich dabei in der Qualität der Informationsdarstellung von einfacher Messwertanzeige bis zur Bildschirmdarstellung erkennen.

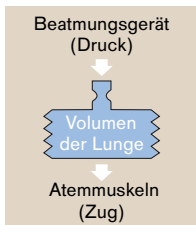


Struktur eines Beatmungsgerätes. Leistungsmerkmale (Mitte) und die damit verbundenen Tätigkeiten (unten) in der Beatmung

Die Gesamtheit der zur Bedienung eines Beatmungsgerätes notwendigen Elemente bezeichnet man als Benutzeroberfläche. Aufgrund des zunehmenden Leistungsumfanges der Geräte ist auch deren Bedienung immer komplexer geworden. Die Anzahl der Bedienelemente hat dabei stetig zugenommen. Erst in jüngster Zeit ist hier ein qualitativer Fortschritt gelungen: Die Einstellung der Gerätefunktionen über eine Bildschirmoberfläche ermöglicht eine Zunahme des Leistungsumfanges bei gleichzeitiger Vereinfachung der Bedienung.

Atmung und Beatmungsverfahren – Ein grundsätzlicher Unterschied

Für mehrere Jahrzehnte war die ausreichende Ventilation der Lunge das primäre Ziel der Beatmung. Erst in den siebziger Jahren des vorigen Jahrhunderts fand eine Umorientierung statt und es wurden Beatmungsverfahren etabliert, bei denen die Vermeidung von Schädigungen der Lunge im Vordergrund stand. Für eine so späte Entwicklung einer patientenorientierten Beatmung spricht im Wesentlichen ein Grund: Es gibt einen prinzipiellen Unterschied von maschineller Beatmung und physiologischer Atmung. Beatmung ist nicht etwa Simulation der Atmung, sondern sie ist ein Ersatz mit unvermeidbaren und prinzipiell bedingten Nebenwirkungen, deren Bedeutung man sich früher gar nicht bewusst war. Außerdem ist die Auslösung und Anpassung des Atemgasflusses in der Beatmung eine große technische Herausforderung, mit der ältere Beatmungsgeräte schlichtweg überfordert waren.

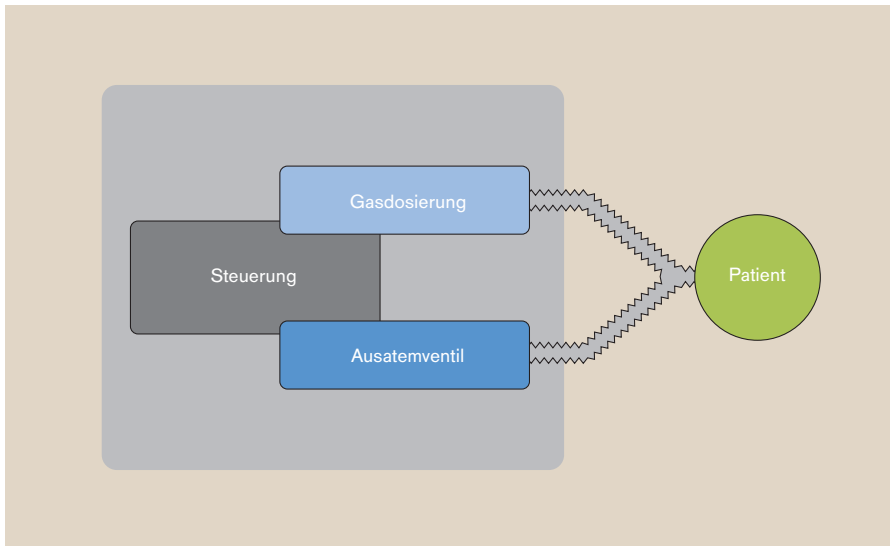


Das Prinzip der
Ventilation

Der prinzipielle Unterschied von physiologischer Atmung und künstlicher Beatmung zeigt sich in der Inspirationsphase: In der Atmung wird das Innenvolumen des Brustkorbes durch Kontraktion der Atemmuskulatur vergrößert. Dabei entsteht ein Unterdruck in der Lunge und Luft wird eingesaugt. In der Beatmung hingegen wirkt ein umgekehrtes Prinzip. Das Beatmungsgerät erzeugt einen Überdruck und drückt damit das Atemgas in die Lunge. Der Beatmungsdruck kann dabei die Lunge und andere Organe in Mitleidenschaft ziehen. Eine wesentliche Herausforderung für die künstliche Beatmung ist

es nun, die prinzipiell bedingten, unvermeidbaren Nebenwirkungen des Beatmungsdruckes so gering wie möglich zu halten (2, 4). Die dabei eingesetzte Technik kann vereinfacht folgendermaßen beschrieben werden.

Die wichtigsten Funktionselemente eines Beatmungsgerätes sind die Vorrichtung zur Gasdosierung und das Ausatemventil. Eine Steuereinheit sorgt dafür, dass einerseits während der Einatemphase das Atemgas in die Patientenlunge gedrückt wird und andererseits in der Ausatemphase das Gas über das Ausatemventil abfließt. Die Steuereinheit schaltet dazu in der Einatemphase die Gasdosierung ein und schließt das Ausatemventil. Der dadurch erzeugte Druck bewirkt eine Belüftung der Lunge. In der Ausatemphase wird in der Regel kein Atemgas verabreicht, da das Atemgas aus der Lunge selbständig über das geöffnete Ausatemventil entweicht.



Funktionselemente eines Beatmungsgerätes

Dieses Grundprinzip liegt den meisten Beatmungsgeräten zugrunde. In der Qualität der Atemgasdosierung unterscheiden sich ältere Gerätegenerationen allerdings erheblich von modernen Beatmungsgeräten. Bei den ersten Beatmungsgeräten bestimmte allein die Maschine den zeitlichen Verlauf der Atemgaslieferung. Kam es dabei zu Disharmonie zwischen Patientenatmung und maschineller Beatmung, so war es meist unumgänglich, den Patienten mit Medikamenten ruhigzustellen.

Ältere Beatmungsgeräte waren somit „meilenweit“ von der Physiologie der Atmung entfernt. Kennzeichnend für die Entwicklung der Beatmungsverfahren ist die stetige Verringerung dieses Abstandes durch technische und medizinische Fortschritte, die sich gegenseitig bedingen.

Drei Probleme der maschinellen Beatmung

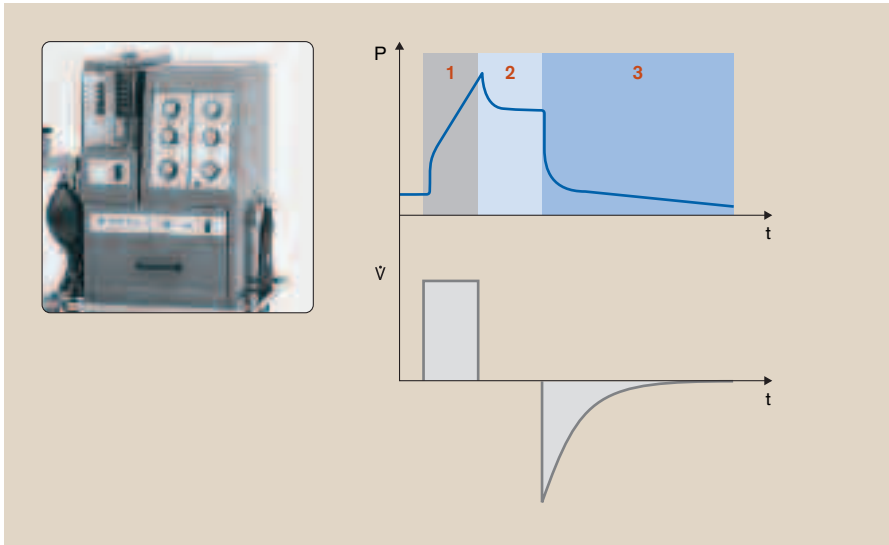
Die Annäherung der zeitgesteuerten maschinellen Beatmung an die physiologische Atmung wurde nicht in einem Zuge, sondern schrittweise geleistet. Bei jedem Schritt wurde jeweils ein Problem gelöst, das man sich mit der Umkehrung der Druckverhältnisse und durch technische Limitationen eingehandelt hatte.

Im Folgenden sollen zunächst drei wesentliche Probleme dargestellt werden, die direkt aus dem Beatmungsmuster heraus erkennbar sind. Ein Beatmungsmuster kann durch Beatmungskurven veranschaulicht werden. Derartige Kurven erhält man, wenn man für die Dauer einer Inspiration und Expiration den Atemwegsdruck bzw. den Atemgasflow aufzeichnet. Den Zeitabschnitt vom Beginn einer Inspiration bis zum Beginn der nächsten bezeichnet man dabei als Beatmungszyklus.

Die Grafik zeigt den Beatmungszyklus eines Spiromaten aus dem Jahr 1955 als Atemwegsdruck- und als Flowkurve. Am Verlauf des Atemwegsdruckes lassen sich drei Phasen erkennen: Der Druck steigt zunächst in Abschnitt 1 bis zu einem Spitzenwert an. Diesen Abschnitt nennt man die Flusszeit. In Abschnitt 2 sinkt der Druck auf einen stabilen Wert. Diesen Abschnitt bezeichnet man aufgrund seiner Form als Plateau. In Abschnitt 3, der Expirationszeit, sinkt der Druck auf einen Restwert.

Der zeitliche Verlauf des Atemgasflusses (Flow) zeigt die drei Phasen noch deutlicher. Die bereits erwähnten drei Probleme können mit den umseitig dargestellten Beatmungskurven erläutert werden.

Erstens können durch den konstanten Atemgasfluss zu Beginn der Inspiration Druckspitzen erzeugt werden. Dadurch kann das Lungengewebe unter bestimmten Umständen einer erhöhten mechanischen Belastung ausgesetzt werden. Zweitens kann im Plateau nicht ausgeatmet werden, weil das Beatmungsgerät das Ausatemventil noch fest verschlossen hält. Die natürliche Atmung wird in dieser Phase erheblich gestört.



Beatmungskurven eines Spiromaten. Oben: Druckkurve, unten: Flowkurve.
 Unterteilung des Beatmungszyklus in die Phasen Flowphase (1), Plateauphase (2)
 und Expirationsphase (3)

Drittens sinkt der Restdruck ab, wenn Atemgas durch ein Leck entweichen kann. Ein konstanter Restdruck hat jedoch eine große klinische Bedeutung. Man hat ihm deshalb einen eigenen Namen gegeben: Den Atemwegsdruck am Ende der Expirationszeit bezeichnet man als PEEP*.

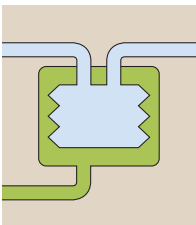
Die Lösungen der drei Probleme wurden, wie bereits erwähnt, zu verschiedenen Zeiten entwickelt. Als erstes Problem wurden die Druckspitzen in Angriff genommen.

*PEEP = Positive End Expiratory Pressure

Druckbegrenzte Beatmung mit dem UV-1

Druckspitzen zu Beginn der Inspirationsphase ergeben sich in der maschinellen Beatmung aus einer einfachen Form der Atemgasdosierung, so wie sie in den ersten Spiromaten realisiert ist. Das Atemgas wird dort mit einem konstanten Flow ohne Rücksicht auf den dabei entstehenden Atemwegsdruck verabreicht. Eine derartige Beatmung kann aufgrund physikalischer Gesetzmäßigkeiten zu Druckspitzen in der Lunge führen. Erst wenn sich das Atemgas in der gesamten Lunge verteilt hat, kehrt der Druck auf den Plateauwert zurück.

Die Anästhesisten kennen dieses Problem. Sie vermeiden Druckspitzen in der manuellen Balgbeatmung durch eine geschickte Kontrolle des Beatmungsdruckes: Mit viel Gefühl drücken sie auf den Beatmungsbalg, damit sie zu keinem Zeitpunkt die Lunge durch einen zu hohen Atemwegsdruck überdehnen. In der maschinellen Beatmung wurde das Problem der Druckspitzen durch ein technisches Prinzip gelöst, das die erfahrene Hand des Anästhesisten gewissermaßen kopierte: Es ist das Prinzip der Balgbeatmung mit einstellbarem Arbeitsdruck, das beim UV-1 zum Einsatz kam.

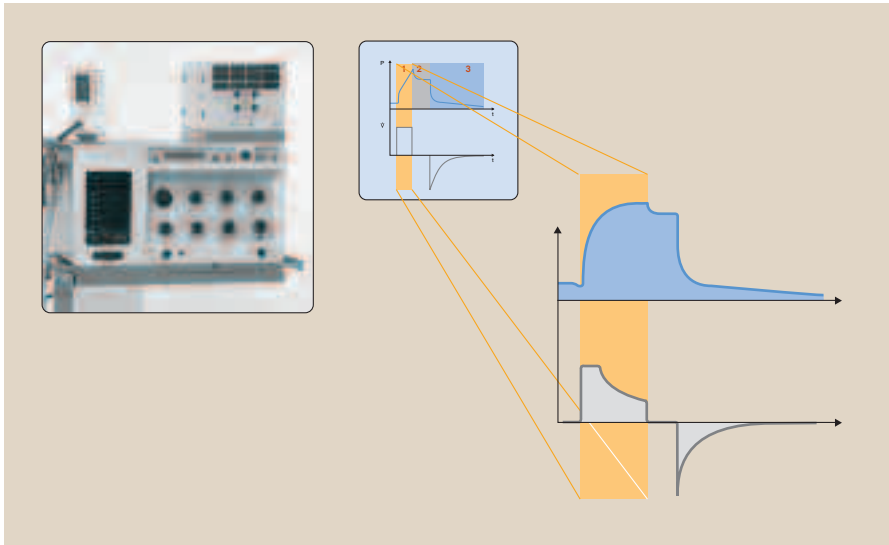


Das Prinzip der maschinellen Balgbeatmung. Erläuterungen siehe Text

Die Konstruktion des Beatmungsbalges ist in der nebenstehenden Grafik erkennbar. Der Beatmungsbalg befindet sich hier in einem starren Behälter, wobei der Druck in diesem Behälter als sog. Arbeitsdruck vom Therapeuten eingestellt wird. Diese Konstruktion ermöglicht eine Beatmung, bei der der Atemwegsdruck auf den Wert des Arbeitsdruckes begrenzt ist. Für eine derartig modifizierte volumenkonstante Beatmung hat sich der Name „druckbegrenzte Beatmung“ eingebürgert.

Die Grafik zeigt den Verlauf der druckbegrenzten Beatmung.

Die Druckspitze ist hier „abgeschnitten“ und der Flow sinkt von einem anfänglich konstanten Wert kontinuierlich ab. Ein derartiges Absinken des Flows in der druckbegrenzten Beatmung bezeichnet man als „dezelerierenden Flow“.



Beatmungskurven eines UV-1. Druckkontrollierte Beatmung hergeleitet aus der volumenkonstanten Beatmung durch Begrenzung des Druckes

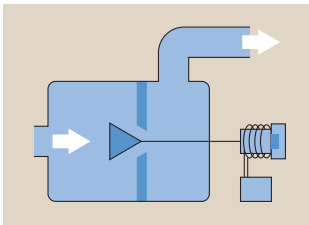
Wird dabei der Druck soweit reduziert, dass das eingestellte Atemzugvolumen sich nicht mehr erreichen lässt, dann entspricht das im Wesentlichen einer druckkontrollierten Beatmung. In der druckkontrollierten Beatmung wird die Lungenbelüftung ausschließlich über den Parameter "Druck" eingestellt. Das Konzept der druckkontrollierten Beatmung im UV-1 und seinen Nachfolgern unterscheidet sich in diesem Punkt grundsätzlich von allen anderen Beatmungskonzepten: die druckkontrollierte Beatmung wurde nicht als neues, eigenständiges Verfahren eingeführt, sondern aus einer volumenkonstanten Beatmung hergeleitet. Druckkontrollierte Beatmung trat dabei keineswegs die Nachfolge der volumenkonstanten Beatmung an, sondern beide Verfahren standen parallel zur Verfügung.

Neue Beatmungstechnik mit EV-A

Die konventionelle druckkontrollierte Beatmung stellte noch keine zusätzlichen Ansprüche an die Technik der Beatmungsgeräte. Sie konnte in solider Qualität mit der beschriebenen Balgbeatmung realisiert werden.

Das Prinzip der Balgbeatmung wurde Anfang der achtziger Jahre durch die Mikroprozessor-gesteuerten Beatmungsgeräte unserer Zeit abgelöst, deren erster Vertreter bei Dräger die EV-A war. Die neue Gerätegeneration bewirkte allerdings zunächst keine gravierenden Verbesserungen bei den Problemen der konventionellen Verfahren, sondern kopierte gewissermaßen die bereits bekannten Beatmungsformen mit einer neuen Technologie bei der Atemgasdosierung und der Steuerung des Ausatemventils.

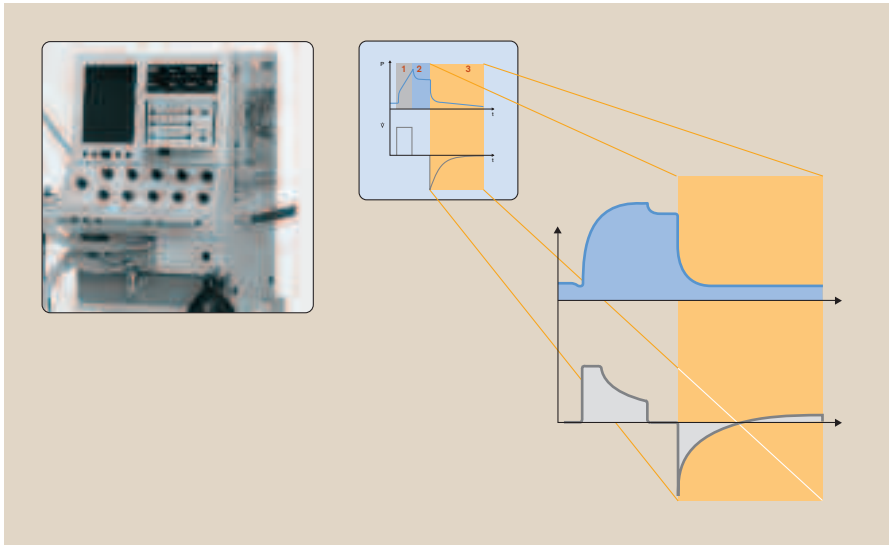
Bei dieser neuen Technologie wurde die Funktion des Balges durch moderne Ventile ersetzt. Das Neue an diesen Ventilen war ein elektromagnetischer Antrieb, der den



Funktionsschema eines elektromagnetischen Ventils. Weitere Erläuterungen siehe Text

pneumatisch oder elektrisch betriebenen Mechanismus ersetzte. Die Konstruktion eines solchen elektromagnetischen Antriebes war bei seinem ersten Einsatz in der Beatmungstechnik schon einige Jahrzehnte bekannt. Sie wurde zum Beispiel in Lautsprechern eingesetzt und brachte dort durch Elektromagneten eine Membran in so schnelle Bewegung, dass dabei Schall erzeugt wurde. Die nebenstehende Grafik zeigt das Funktionsschema eines elektromagnetischen Ventils zur Gasdosierung.

Die neuen Ventile waren aber nicht nur außerordentlich schnell, sie konnten durch die neue Mikrorechner-technik auch noch sehr rasch und exakt gesteuert werden. Mit dieser neuen Technik boten sich neue Dimensionen in der dynamischen Dosierung von Atemgasen. Gleiches galt für die Funktion des Ausatemventils, das bei der EV-A erstmals indirekt über einen Elektromagneten angetrieben und durch einen Mikrorechner gesteuert wurde.



Beatmungskurven einer EV-A. Kompensation einer Leckage: Beachte den Kompensationsflow im letzten Abschnitt der Expirationsphase

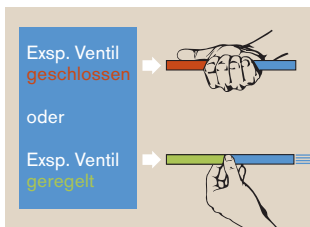
Die neue Technologie brachte die maschinelle Beatmung trotz ihres enormen Potentials zunächst nur einen kleinen Schritt vorwärts: Mit ihr konnte die EV-A erstmalig trotz einer Leckage den PEEP aufrecht erhalten. Die Beatmungskurven zeigen die Leckagekompensation deutlich am Verlauf des Flows in der Expirationsphase.

Durch ihre dynamische Atemgasdosierung konnte die EV-A nun gerade soviel Gas nachliefern, wie über ein Leck, beispielsweise am Tubus, entwich. Die technische Innovation durch Mikroprozessoren brachte jedoch nicht nur Fortschritte für die Beatmung. Sie war ebenso die Ursache für Irrwege. Als Fehlentwicklung wird aus heutiger Sicht die Zunahme von Beatmungsverfahren ohne nennenswerten therapeutischen Nutzen gesehen. Mit der Inflation an Beatmungsverfahren wurde die Beatmung komplexer – aber sie wurde dadurch nicht zwangsläufig besser.

Einfach und offen für Spontanatmung – Druckkontrollierter BIPAP*

Eine Vereinfachung der maschinellen Beatmung bot sich erst ein halbes Jahrzehnt später mit dem Beatmungsverfahren BIPAP (1, 3, 17). Das neue Verfahren zeichnete sich durch ein ungewohnt breites Anwendungsspektrum von reiner maschineller Beatmung bis zu reiner Spontanatmung aus. Es stand kurz nach seiner Veröffentlichung ab 1988 erstmals mit der ersten Generation der Evita einer breiten klinischen Anwendung zur Verfügung.

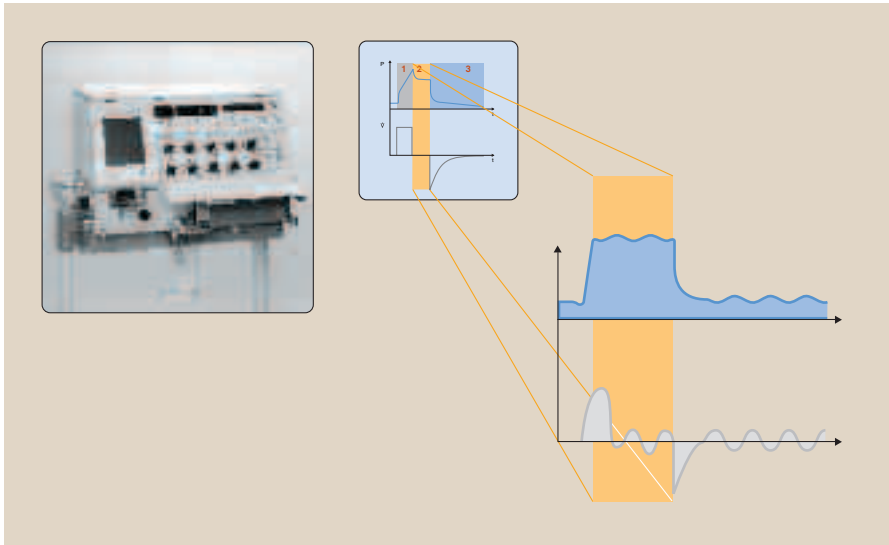
Wichtigster Fortschritt des neuen Verfahrens war die Möglichkeit einer Spontanatmung während der künstlichen Beatmung. Damit wurde das letzte der drei beschriebenen Probleme der maschinellen Beatmung gelöst. Konventionelle maschinelle Beatmung ließ während des Beatmungshubes nämlich keine Spontanatmung zu. Der Patient konnte also in den maschinellen Hüben nicht ausatmen, da das Expirationsventil verschlossen war. Abhilfe schaffte hier das Prinzip des „Offenen Systems“, das mit der Evita eingeführt wurde.



Funktionsprinzip des „Offenen Systems“. Weitere Erläuterungen siehe Text

In der konventionellen maschinellen 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 wie bei einer sensiblen Hand, die mit Fingerspitzengefühl den Durchfluss regelt. Das Prinzip des „Offenen Systems“ ist die technische Grundlage für die Realisierung des neuen druckkontrollierten Beatmungsverfahrens BIPAP.

Anhand der Flowkurve kann die jederzeit verfügbare Spontanatemmöglichkeit erkannt werden: Zum ersten Mal ist auch während der maschinellen Inspirationsphase eine Ausatmung möglich.



Beatmungskurven einer Evita. Spontanatmung während des gesamten Beatmungszyklus. Beachte den Expirationsflow während des maschinellen Hubes

BIPAP brachte die Entwicklung der Beatmung somit um zwei entscheidende Schritte nach vorn. Erstens reduzierte BIPAP aufgrund seines breiten Anwendungsspektrums die Anzahl der notwendigen Verfahren (3, 17) – die Beatmung wurde einfacher. Zweitens ließ das Verfahren durch die Spontanatmung während eines Hubes dem Patienten mehr Freiraum zum Atmen. Dadurch wurden die Bedingungen für den Gasaustausch deutlich verbessert (20) und die schädlichen Nebenwirkungen der Beatmung auf Lunge und Herz-Kreislaufsystem verringert.

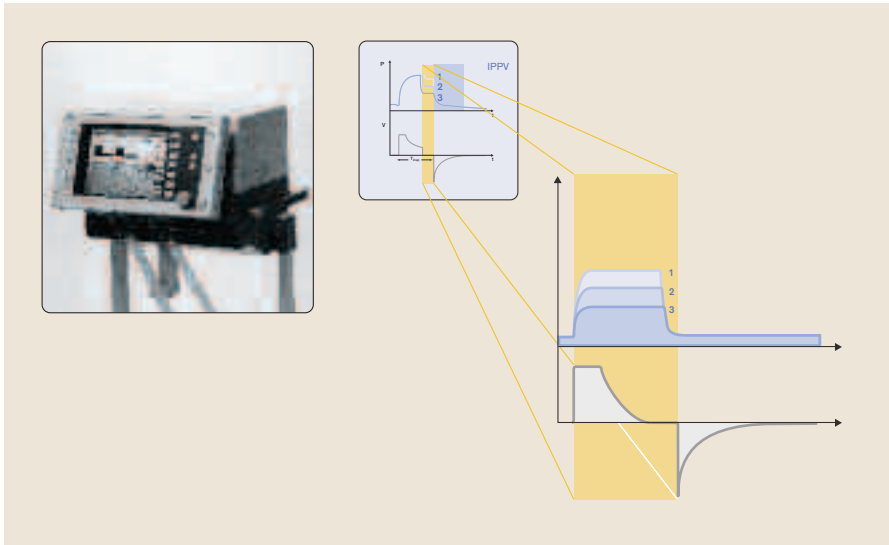
Optimaler Druck und offen für Spontanatmung – Volumenkonstanter AutoFlow®*

Mit dem Verfahren BIPAP stand die druckkontrollierte Beatmung bereits auf einem hohen Niveau – bei der volumenkonstanten Beatmung kam eine signifikante Verbesserung erst einige Jahre später, und zwar 1995 mit der Einführung der Evita 4.

Nach wie vor war das Problem der Druckspitzen in der Einatemphase einer volumenkonstanten Beatmung nur unzureichend gelöst. Obgleich die Druckspitzen bereits mit der Druckbegrenzung des UV-1 beseitigt werden konnten, mussten sie im Verlauf einer Beatmung doch recht häufig nachgestellt werden. Eine manuell eingestellte Druckbegrenzung ist nämlich nur dann optimal, wenn die mechanischen Verhältnisse in der Lunge unverändert bleiben – und das ist in der Regel bei einer beatmeten Lunge nicht der Fall.

Vielmehr ändern sich die mechanischen Eigenschaften der Lunge: Sie kann erstens steifer oder elastischer werden – es ändert sich also die Elastizität, die in der Atemphysiologie als Compliance bezeichnet wird. Weiterhin kann sich der Strömungswiderstand in den Atemwegen vergrößern oder verringern. Die dabei zu Grunde liegende Größe ist der Atemwegswiderstand, der in der Atemphysiologie als Resistance bezeichnet wird.

Vergrößert sich z. B. die Compliance der Lunge und wird sie im Verlauf einer Therapie elastischer, dann reichen geringere Beatmungsdrücke, um das gewünschte Volumen zu verabreichen. Eine vergrößerte Compliance erfordert somit einen geringeren Druck, um gleiche Volumina zu verabreichen. Im Grunde genommen müsste der Therapeut Atemzug für Atemzug eine Messung der Compliance durchführen und danach rasch den geringstmöglichen Beatmungsdruck einstellen. Diesen Arbeitsaufwand könnte ihm das Beatmungsgerät ersparen, wenn es die Messungen der Compliance und die Einstellungen des minimalen Beatmungsdruckes automatisch durchführen würde.



Beatmungskurven einer Evita 4. Die Regelung des Beatmungsdruckes mit AutoFlow[®]: Drei Beatmungsdruckkurven aufgenommen zu verschiedenen Zeiten im Verlauf einer Compliancezunahme

Eine derartige Automatik wurde 1995 mit der Evita 4 unter dem Namen AutoFlow[®] eingeführt. Sie steht nicht als individuelles Beatmungsverfahren, sondern als Zusatzfunktion in allen volumenkonstanten Verfahren zur Verfügung. Mit AutoFlow[®] wird der Atemgasflow unter Berücksichtigung der vorliegenden Lungenmechanik so geregelt, dass das Atemzugvolumen mit dem geringstmöglichen Druck verabreicht wird.

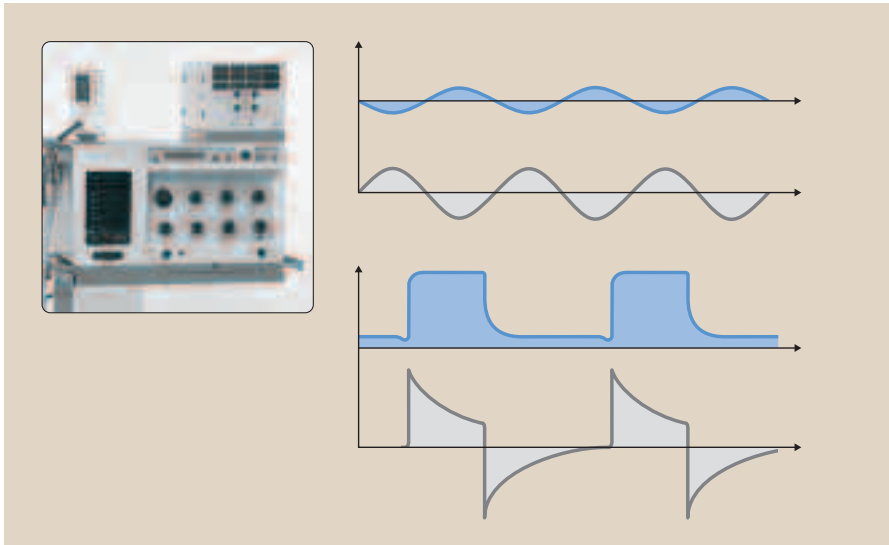
Des Weiteren ermöglicht AutoFlow[®] eine Spontanatmung während eines volumenkonstanten Beatmungshubes. AutoFlow[®] stellt damit die „Freie Durchatembarkeit“, die sich im druckkontrollierten BIPAP bereits über Jahre bewährt hat, einem breiteren Anwendungsspektrum zur Verfügung.

Druckunterstützte Spontanatmung

Parallel zu den zeitgesteuerten Beatmungsverfahren entwickelten sich sogenannte druckunterstützte Verfahren. Der prinzipielle Unterschied dieser Verfahren im Vergleich zu den zeitgesteuerten Verfahren besteht darin, dass keine Zeiten mehr eingestellt werden. Vielmehr richtet sich die Dauer eines maschinellen Beatmungshubes nach der Lungenmechanik und der Atemtätigkeit des Patienten. Außerdem muss jeder Beatmungshub vom Patienten ausgelöst werden.

Die Entwicklung druckunterstützter Verfahren begann allerdings erst zwanzig Jahre später als die der zeitgesteuerten Verfahren. Der Grund dieser Verspätung liegt am aufwändigen Steuerungsprinzip dieser Verfahren. Das Beatmungsgerät muss für einen druckunterstützten Hub nämlich zunächst erst einmal registrieren, wann der Patient einatmen will, es muss dann blitzschnell das Geforderte liefern und es muss die Atemgaslieferung dann beenden, wenn der Patient dieses fordert. Das stellt hohe Anforderungen an das Beatmungsgerät, denn wenn die Atemgaslieferung von den Anforderungen des Patienten abweicht, dann bedeutet das zusätzliche Atemarbeit und zusätzliche Belastung für den Patienten.

Druckunterstützte Verfahren eignen sich für diejenigen Patienten, die ausreichend atmen, um einen maschinellen Hub auszulösen, wobei die Eigenatmung allerdings nicht ausreicht, um die zur Lungenbelüftung notwendige Atemarbeit komplett alleine zu leisten. Zur Unterstützung der unzureichenden Spontanatmung kann das Beatmungsgerät dem spontan atmenden Patienten das Atemgas mit einem leichten Überdruck liefern. Das Beatmungsgerät entlastet dabei den Patienten, indem es ihm einen Teil der Atemarbeit abnimmt.



Beatmungskurven eines UV-2. Oben: Spontanatmung ohne maschinelle Unterstützung, unten: druckunterstützte Spontanatmung

Beginn und Dauer dieser sog. Druckunterstützung richten sich nach der Spontanatmung und Lungenmechanik des Patienten. Lediglich die Höhe der Druckunterstützung wird noch vom Therapeuten eingestellt. Das Verfahren nennt sich ASB* oder PSV** und wurde bei Dräger erstmalig mit einem Rüstsatz beim UV-1 und später beim UV-2 eingesetzt.

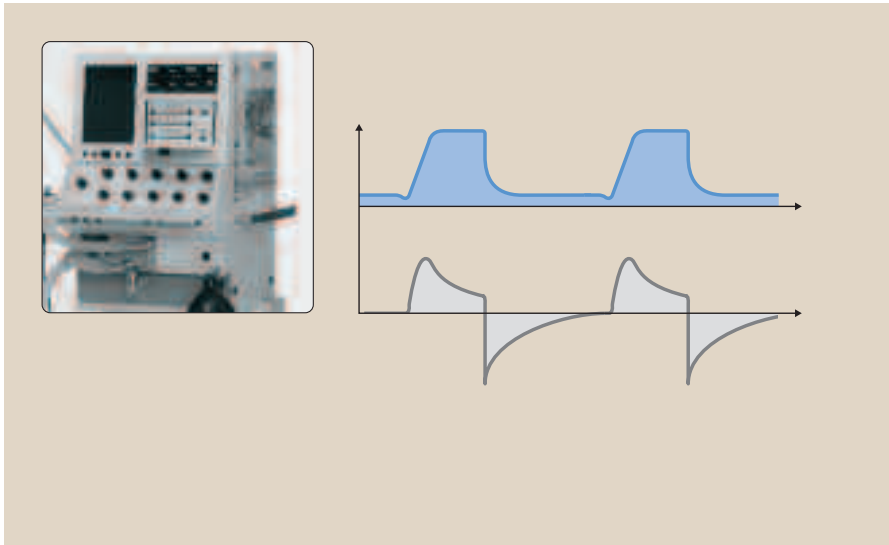
* Assisted Spontaneous Breathing, ** Pressure Supported Ventilation

Die Anpassung der Unterstützung an die Spontanatmung

Die Druckunterstützung bietet dem Patienten durch die maschinell geleistete Atemarbeit eine Entlastung, ohne ihm dabei ein maschinell erzeugtes Beatmungsmuster aufzuzwingen. Obgleich sich bei der Druckunterstützung die maschinelle Beatmung der Spontanatmung des Patienten in gewissen Grenzen anpasst, gibt es bisweilen prinzipiell bedingte Probleme bei der Abstimmung. Der Verlauf der Druckunterstützung stimmt nämlich unter bestimmten Bedingungen nicht mehr mit der Spontanatmung überein. Außerdem sind abrupte Drucksprünge für den Patienten unangenehm. Gefordert war somit eine bessere Anpassung der druckunterstützten Beatmung an die Atmung des Patienten.

Die Anpassung der Druckunterstützung an die Spontanatmung wurde zunächst durch eine manuelle Korrekturmaßnahme in der konventionellen Druckunterstützung erreicht. Diese manuelle Anpassung der maschinellen Druckunterstützung an die Spontanatmung und die Lungenmechanik war erstmals mit der EV-A im Jahr 1982 durch einen zusätzlichen Einstellparameter möglich, für den sich die Bezeichnung „Druckrampe“ eingebürgert hat. Mit diesem Einstellparameter kann seitdem die Druckanstiegsgeschwindigkeit einer sich ändernden Lungenmechanik angepasst werden. Damit lässt sich eine bessere Synchronisation der Druckunterstützung mit der Spontanatmung erreichen.

Der Zeitverlauf der Unterstützung ist nämlich nicht nur von der Atemtätigkeit des Patienten abhängig, sondern richtet sich vielmehr auch nach mechanischen Größen wie Resistance und Compliance. Die Dauer der Druckunterstützung kann deshalb manchmal kürzer sein als die Atemanstrengung des Patienten. In diesem Fall kann die Dauer der Druckunterstützung durch eine längere Druckanstiegszeit in gewissem Umfang verlängert werden. Allerdings ist diese manuelle Anpassung oft nur in begrenztem Umfang erfolgreich.



Beatmungskurven einer EV-A. Druckunterstützte Spontanatmung mit verlängerter Druckanstiegszeit

Ein weiteres Problem stellt sich in der konventionellen Druckunterstützung in der Entwöhnung. Dort wird das Ziel verfolgt, dem Patienten zunehmend Atemarbeit zu überlassen, um ihn vom Beatmungsgerät abzutrainieren. Manche Patienten „lernen“ nun dabei, dass sie lediglich einen Hub triggern müssen, um dann nahezu passiv einen maschinellen Hub ohne nennenswerte Eigenleistung zu erhalten. Für derartige Patienten ist die konventionelle Druckunterstützung, die einmal als Entwöhnungsverfahren eingeführt wurde, wenig geeignet. Derartige Patienten bräuchten ein Verfahren, welches maschinelle Atemarbeit abhängig von Eigenleistung des Patienten beiträgt und ihn damit „erzieht“, Spontanatmung in angemessenem Umfang zu leisten.

Die Regelung der Druckunterstützung durch den Patienten

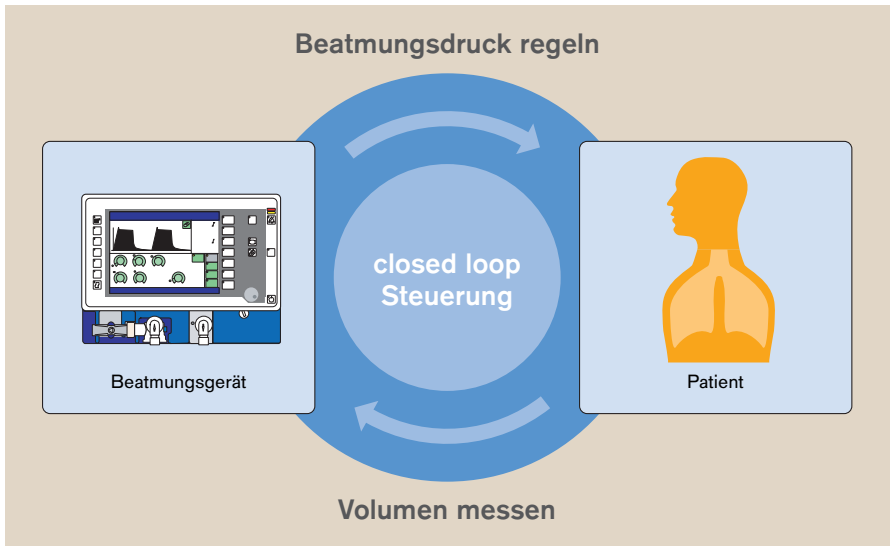
Auf der Suche nach einem Verfahren, das die Druckunterstützung in Abhängigkeit der Spontanatmung leistet, musste man neue Wege gehen. Bisher konnte man in allen Verfahren Parameter einstellen, welche die Belüftung der Lunge determinieren. Diese einzustellenden Parameter waren Volumen oder Druck – wir bezeichnen sie hier vereinfachend als „Ventilationsparameter“. Das Ergebnis war, dass die Herrschaft über Zeit und Volumen in der maschinellen Beatmung beim Anwender lag und nicht, wie besonders in der Entwöhnung gewünscht, beim Patienten.

Verzichtet man jedoch auf die unbedingte Sicherstellung der Ventilation durch die Einstellung von Ventilationsparametern und konzentriert sich darauf, den Patienten gezielt in den Problemen seiner unzureichenden Spontanatmung zu unterstützen, dann gibt es völlig neue Möglichkeiten. In diesem Fall übernimmt der Patient die Verantwortung für die Ventilation der Lunge und der Anwender stellt nur noch sicher, dass das Beatmungsgerät die Spontanatmung des Patienten durch geeignete Atemgaslieferung hinreichend verstärkt.

Die Probleme einer unzureichenden Spontanatmung können vielschichtig sein. Beschränkt auf die Lungenmechanik gibt es dabei zwei Hauptprobleme, die zu einer unzureichenden Lungenbelüftung führen können. Der Atemapparat kann zu steif sein und wir sprechen dann von einer restriktiven Störung bedingt durch eine zu kleine Compliance. Andererseits können die Atemwegswiderstände zu groß sein, wobei dann eine obstruktive Störung vorliegt, bedingt durch eine zu große Resistance.

Wollte man gezielt auf diese Störungen reagieren, dann würde man bei einer restriktiven Störung gezielte Maßnahmen ergreifen, um das Volumen mit einem möglichst geringen Aufwand für den Patienten zu erhöhen, und im Falle einer obstruktiven Störung würde man versuchen, in gleicher Weise den Flow zu verstärken. Und genau das ist das Prinzip eines Verfahrens, das 1997 unter dem Namen PAV* (24) vorgestellt wurde und seit 1997 unter dem Namen PPS** zunächst mit der Evita 4 und danach auch mit der EvitaXL erstmals in einem kommerziell erhältlichen Beatmungsgerät zur Verfügung steht. In der proportionalen Druckunterstützung wird weder ein definiertes Beatmungsvolumen noch ein definierter Beatmungsdruck angestrebt. Ziel ist vielmehr, den Anteil der Atemarbeit, den Mensch und Maschine leisten, zu bestimmen.

* PAV =Proportional Assist Ventilation, ** PPS = Proportional Pressure Support



Die Regelung des Beatmungsdrucks in der proportionalen Druckunterstützung. Der Regelkreis wird in wenigen Millisekunden durchlaufen. Weitere Erläuterungen siehe Text

In der proportionalen Druckunterstützung wird der Druck geregelt nach einem gemessenen Volumen und Flow. Der Regelkreis ist dabei außerordentlich schnell: Alle acht Millisekunden werden die Messgrößen ermittelt und der Druck entsprechend korrigiert. Es wird also innerhalb eines Atemzyklusses mehr als hundert Mal der Druck geregelt und dem Bedarf des Patienten angepasst.

Damit können Probleme der Spontanatmung gezielt behandelt werden: Bei restriktiven Störungen wird der Druck proportional zum Volumen erhöht und der Parameter zur Einstellung heißt Volumen-Assist. Entsprechend werden obstruktive Störungen durch Einstellung eines Flow-Assist behandelt. Bei der Einstellung der Parameter unterstützt Evita den Anwender und gibt simultan an, welche Resistance und welche Compliance kompensiert werden.

Die Problematik des Atemanschlusses

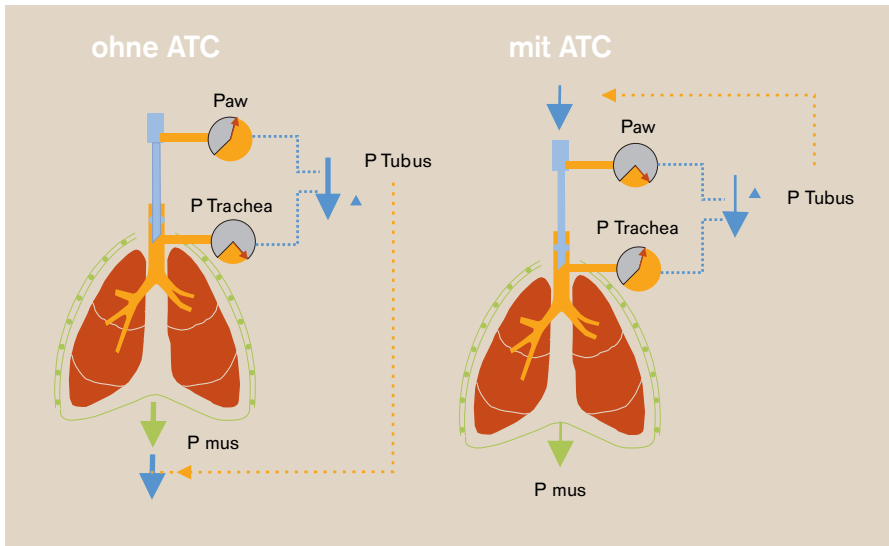
Maschinelle Beatmung bringt prinzipbedingte Nebenwirkungen mit sich wie zum Beispiel die zusätzliche Atemarbeit, bedingt durch den Widerstand des Beatmungstubus. Die Mehrbelastung des Patienten durch zusätzliche tubusbedingte Atemarbeit lässt sich durch zwei Maßnahmen beseitigen: Entweder wird die zusätzliche Arbeit durch das Beatmungsgerät kompensiert oder die Ursache der zusätzlichen Arbeit wird durch einen alternativen Atemanschluss ersetzt.

Ein alternativer Atemanschluss ist die Atemmaske, die, verglichen mit dem Tubus, keine nennenswerte zusätzliche Atemarbeit erfordert. Für eine Maskenbeatmung muss ein Beatmungsgerät jedoch speziell angepasst werden, da dort erhebliche Leckagen auftreten können. Die Anpassung bezeichnet man als nicht-invasive Beatmung NIV*. Sie besteht in einer wesentlich gesteigerten automatischen Leckagekompensation und einer Anpassung des Beatmungsmonitorings mit selektiven Alarmstummstellungen.

Die nicht-invasive Beatmung steht als Option bei nahezu allen Beatmungsgeräten aus dem Hause Dräger zur Verfügung, und zwar in der Intensivbeatmung von Erwachsenen, in der Transportbeatmung und in der Neugeborenenbeatmung. Eine Sonderstellung in der nicht-invasiven Beatmung nimmt die Carina ein: Sie wurde eigens für diesen Einsatzzweck entwickelt, ist also ein spezielles NIV-Beatmungsgerät, mit dem allerdings auch intubierte Patienten beatmet werden können.

Die zweite Möglichkeit, den Patienten in seiner durch den Atemanschluss bedingten Atemarbeit zu entlasten, besteht in einer selektiven Kompensation von Atemarbeit. Zum Verständnis der Kompensation einer tubusbedingten Atemarbeit ist es hilfreich, sich die Druckverhältnisse vor und hinter dem Tubus genau anzusehen. Atmet der Patient durch den Tubus, dann entsteht ein Druckabfall am Tubus so wie in der Grafik dargestellt. Dieser Druckabfall wird umso größer, je stärker der Patient das Atemgas durch den Tubus zieht. Der Druckabfall ist dabei abhängig vom Atemgasflow.

* NIV = Non Invasive Ventilation



Die Kompensation der durch den Tubus bedingten Atemarbeit. (P_{aw} = Atemwegsdruck)
Links: Ohne Tubuskompensation – der Tubus bewirkt einen zusätzlichen Druckabfall und der Patient muss diesen Druckabfall durch forcierte Atmung kompensieren (P_{mus} = Druck durch Atemmuskulatur). **Rechts:** Mit Tubuskompensation – das Beatmungsgerät kompensiert durch zusätzlichen Beatmungsdruck den Druckabfall

Nun könnte das Beatmungsgerät mehr Beatmungsdruck liefern, um gerade diesen Druckabfall auszugleichen und genau das ist das Prinzip von ATC^{®*}, der automatischen Tubuskompensation. Das Beatmungsgerät drückt dabei gerade so stark, wie der Patient ziehen müsste, um das Atemgas durch den Tubus zu befördern. Das empfindet der Patient als Erleichterung. Obgleich er durch den Tubus atmet, spürt er nichts von dessen Widerstand und der damit verbundenen zusätzlichen Arbeit. Die hat das Beatmungsgerät durch das ATC übernommen – ein Phänomen, das man auch als „elektronische Extubation“ bezeichnet. Die automatische Tubuskompensation wurde 1997 erstmals vorgestellt und entwickelte sich seitdem sukzessive zum Standard in der Intensivbeatmung.

* ATC = Automatic Tube Compensation

Besonderheiten der Früh- und Neugeborenen-Beatmung

Die Beatmung von Früh- und Neugeborenen nimmt aus zwei Gründen eine Sonderstellung ein: zum einen gibt es spezifische klinische Probleme aufgrund einer unreifen Lunge, und zum anderen gibt es in der Neugeborenenbeatmung zusätzliche technische Herausforderungen.

Spezifische klinische Probleme einer unreifen Lunge sind z. B. der Mangel an Surfactant, einem lebensnotwendigen Flüssigkeitsfilm in der Lunge. Eine typische Komplikation ist die Aspiration von Fruchtwasser, die häufig eine Lungenentzündung zur Folge hat. Respiratorische Störungen gehören zu den häufigsten Todesursachen bei Frühgeborenen.

Technische Herausforderungen in der Neugeborenen-Beatmung liegen in der Art des Atemanschlusses. Dort wird der Beatmungstubus in der Regel nicht in der Luftrohr fixiert, sondern es wird ein so genannter ungeblockter Tubus mit meist unvermeidbaren hohen Leckagen eingesetzt. Außerdem arbeiten Beatmungsgeräte für Neugeborene mit einem permanenten Gasfluss, einem so genannten Continuous Flow. Ein derartiges Prinzip der Atemgaslieferung ist zwar optimal für die kleinen Patienten, bringt aber zusätzliche Schwierigkeiten im Beatmungsmonitoring mit sich. Zusätzliche Anforderungen an das Beatmungsgerät entstehen bei der Behandlung von einigen der oben beschriebenen Krankheitsbilder, wobei es zu dramatischen Veränderungen der Lungenmechanik kommen kann. Diese Veränderungen müssen mit dem Beatmungsmonitoring erkennbar sein, und idealerweise sollte das Gerät die Beatmung automatisch an Änderungen der Lungenmechanik anpassen.

Bei derartigen Herausforderungen ist es nicht verwunderlich, dass erst Ende der achtziger Jahre ein Beatmungsgerät eingeführt wurde, das sich den oben genannten Anforderungen stellte. Das Babylog 8000 führte als erstes Beatmungsgerät für Neugeborene ein integriertes Volumenmonitoring ein und erlaubte damit eine Diagnose der Lungenmechanik. Es hatte dazu eine patientennahe Flowmessung, mit der weiterhin zum einen eine automatische Leckagekompensation und zum anderen ein extrem sensibler Trigger zur Auslösung eines Atemhubes selbst durch die schwächsten Patienten noch möglich waren.



Babylog 8000

Vier Jahre nach seiner Einführung war für das Babylog 8000 die Hochfrequenzbeatmung nachrüstbar. Im Jahre 1997 kamen zwei neue Verfahren hinzu, die bereits in der Erwachsenenbeatmung etabliert waren und nun durch spezielle Anpassungen für die besonderen Bedürfnisse der Neonatologie optimiert wurden: die Druckunterstützung PSV* und die Volumengarantie VG. Die Druckunterstützung bietet dem Neugeborenen Freiraum zum Atmen. Der kleine Patient bestimmt dabei nicht nur den Beginn der Inspiration, sondern auch den Beginn der Expiration. Die Druckunterstützung ist damit auch in der Neugeborenenbeatmung prädestiniert für die Entwöhnung (21). Die Volumengarantie reagiert automatisch auf die Änderung der Lungenmechanik und vermindert so das Risiko der Lungenüberdehnung, bedingt durch eine rasche Veränderung der Lungenmechanik, zum Beispiel bei der Verabreichung von Surfactant.

* PSV = Pressure Support Ventilation

SmartCare[®]/PS

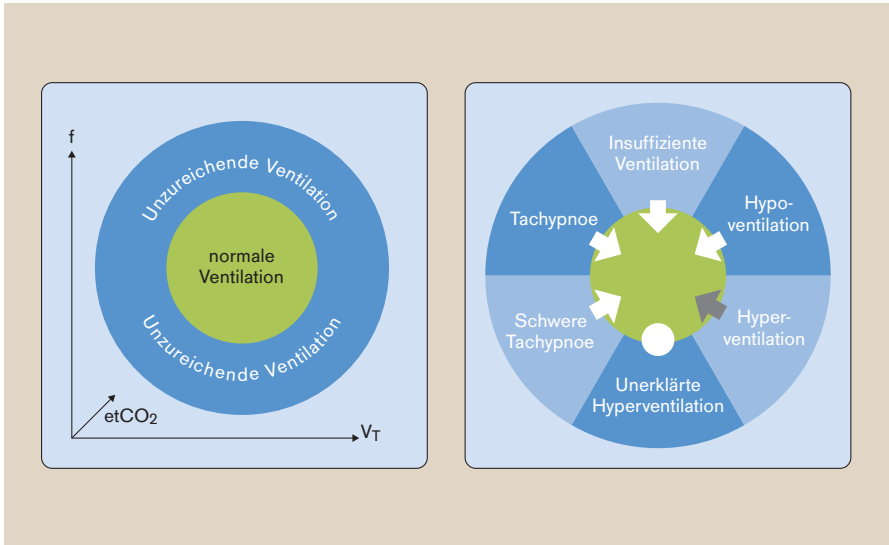
So verschieden die bis hier beschriebenen Beatmungsverfahren auch sind, so haben sie doch ein gemeinsames Merkmal: Sie werden nach individuellen Entscheidungen des klinischen Personals manuell eingestellt. Derartige Entscheidungen finden nicht regelmäßig statt und folgen häufig nicht einem festgelegten Plan. Aus diesem Grund wurden Leitlinien zum Beispiel für den Ablauf einer Entwöhnung erstellt, in denen Handlungen wie die Einstellung von Parametern verbindlich vorgeschrieben sind.

Mitte der neunziger Jahre begann man damit, Leitlinien zur Entwöhnung mit Hilfe eines Computers umzusetzen. Der Computer war dabei in der Lage, mit Hilfe des Beatmungsmonitorings den Zustand eines Patienten zu analysieren und mit Hilfe der gespeicherten Leitlinien einen Behandlungsplan zu entwerfen. Und man ging noch einen Schritt weiter: Man autorisierte den Computer, die im Behandlungsplan vorgesehenen Schritte selbständig umzusetzen und ein Beatmungsgerät zu steuern.

Die ersten klinischen Erprobungen dieser neuen automatischen Entwöhnung fanden mit einer druckunterstützten Beatmung statt und wurden mit einer computergesteuerten modifizierten Evita 4 durchgeführt. Die Ergebnisse der Studie waren revolutionär: Mit derartigen Systemen ließ sich die Entwöhnungszeit im Durchschnitt schlichtweg halbieren (19). Der nächste Schritt war die Integration des Computers zur automatischen Entwöhnung in das eigens zu diesem Zweck entwickelte Beatmungsgerät EvitaXL und die Markteinführung unter der Produktbezeichnung SmartCare/PS* im Jahr 2003. Damit wurde die computergestützte automatische Entwöhnung erstmalig Bestandteil eines kommerziell verfügbaren Beatmungsgerätes.

SmartCare/PS geht in der Entwöhnung ähnlich wie das klinische Personal vor. Zunächst wird eine Diagnose der Spontanatmung gestellt, und zwar auf Basis der drei Parameter Atemfrequenz, Tidalvolumen und endtidales CO₂. Bei unzureichender Spontanatmung wird automatisch die Druckunterstützung verändert, um den Patienten mit seiner Spontanatmung in einen stabilen Zustand zu führen. Ist dieser erreicht, so wird sukzessive die Druckunterstützung verringert bis zu einem Niveau, ab dem der Patient voraussichtlich ohne maschinelle Unterstützung weiteratmen kann. Auf diesem Niveau führt SmartCare/PS ein abschließendes Manöver durch, den so genannten Spontanatemversuch. Ist dieser erfolgreich, dann wird dem Personal der Abschluss der Entwöhnung gemeldet.

* PS = Pressure Support



Diagnose der Spontanatmung und Maßnahmen zur Stabilisierung im SmartCare/PS.

Links: Atemfrequenz, Tidalvolumen und endtidales CO₂ werden bewertet. Ist einer dieser Werte inakzeptabel, so wird auf „unzureichende Spontanatmung“ erkannt. **Rechts:** Differenzierung der vorliegenden Störung, u. U. Stabilisierung durch Veränderung der Druckunterstützung (heller Pfeil = Druckerhöhung, dunkler Pfeil = Druckerniedrigung, Kreis = keine Veränderung). Nach erfolgreicher Stabilisierung wird durch sukzessives Absenken der Druckunterstützung die Entwöhnung eingeleitet und automatisch durchgeführt

Die Rolle des Personals ähnelt im SmartCare/PS der Rolle eines Piloten bei einem eingeschalteten Autopiloten. So wie ein Flugzeugsführer sich jederzeit ein Bild über Kurs, Geschwindigkeit und Flughöhe in ihrer automatischen Regelung machen kann, so kann das klinische Personal jederzeit Verlauf, Diagnose und automatisch durchgeführte Maßnahmen in einer SmartCare/PS-Anwendung einsehen. Und ähnlich wie ein Pilot kann das klinische Personal weniger oder mehr manuell eingreifen.

Das Personal erfährt dabei eine deutliche Aufwertung: Entlastet von Routinehandlungen und gut informiert über den Ablauf des Prozesses, können sich Arzt und Pfleger vom Abwickler zum Gestalter der Entwöhnung entwickeln.

Tendenzen in der Entwicklung der Beatmungsverfahren – Fazit

In der Entwicklung der Beatmungsverfahren können im Wesentlichen zwei verschiedene Tendenzen identifiziert werden: die Beatmung ist erstens patientenorientierter und zweitens anwenderorientierter geworden.



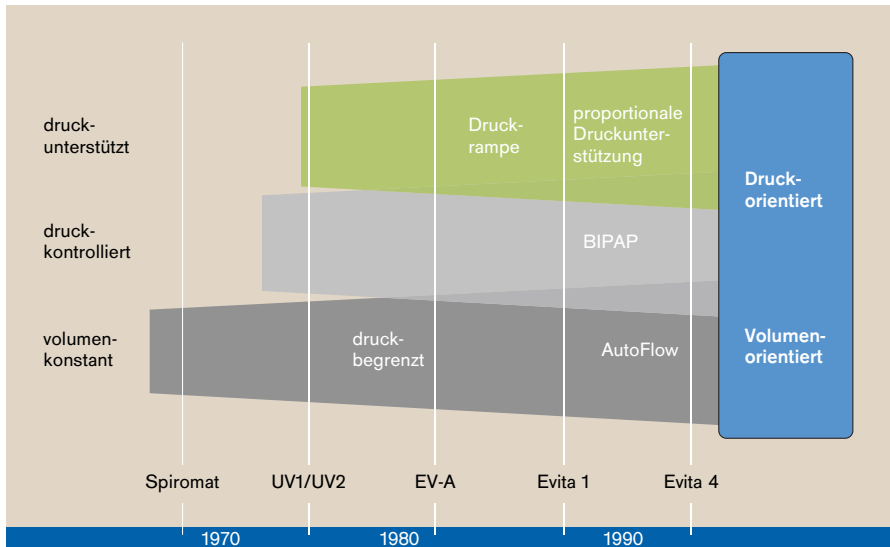
Evita 2 und die Entwicklung der Verfahren. Beatmungsdruckkurven von unten nach oben: volumenkonstant, druckbegrenzt, konventionell druckkontrolliert und BIPAP

Die Entwicklung der maschinellen Beatmung begann mit maschinellen „Luftpumpen“ zur Atemgasversorgung des Patienten. Auf der nächsten Entwicklungsstufe wurden Hilfseinrichtungen zur Anpassung der maschinellen Beatmung an den Patienten eingeführt. Sie wurden als zusätzliche Einstellparameter in den Beatmungsverfahren vom Therapeuten eingesetzt.

In der zeitgesteuerten Beatmung wurde als Hilfsparameter die Druckbegrenzung zur Verringerung einer mechanischen Belastung der Lunge eingesetzt. In der Spontanatmung wurde die Druckunterstützung eingeführt, um den Patienten in seiner Atemarbeit zu entlasten. In beiden Fällen, sowohl in der Druckbegrenzung als auch in der Druckunterstützung war die Technik noch relativ

einfach. Die Anwendung war jedoch arbeitsaufwändig: Änderte sich die Lungenmechanik, dann musste der Therapeut in der Regel die Beatmung anpassen.

In der nächsten Entwicklungsstufe wurde die Funktion der manuell eingestellten Hilfsparameter zunehmend durch „intelligente“ Funktionen des Beatmungsgerätes übernommen. Mit AutoFlow[®], freier Durchatembarkeit und proportionaler Druckunterstützung passte sich das Beatmungsgerät automatisch den Veränderungen der Lungenverhältnisse und der physiologischen Atmung an. In der patientenorientierten Beatmung gehorchte fortan das Beatmungsgerät dem Patienten.



Die Anzahl der Beatmungsverfahren. **1970:** wenige Verfahren aufgrund technischer Limitationen. **1980:** viele Verfahren aufgrund neuer technischer Möglichkeiten. **Seit 1990:** weniger notwendige Verfahren aufgrund patientenorientierter und anwendungsorientierter Verfahren

Als zweite Tendenz ist eine Vereinfachung der Beatmung erkennbar, wodurch die Beatmung anwenderorientierter wurde. Es wurden immer weniger Verfahren benötigt. Die vielen Verfahren älterer Beatmungsgeräte waren durch die begrenzte technische Möglichkeit bedingt: man konnte es einfach nicht besser und brauchte für jedes technische und medizinische Problem ein Spezialverfahren. Einen entscheidenden Schritt zur Vereinfachung der Beatmung leistete BIPAP in der Entwöhnung. Dort ist seitdem nur noch ein einziges Verfahren notwendig. Für die Entscheidung, ob druck- oder volumenorientiert beatmet wird, konzentriert sich heute die Auswahl auf die beiden Alternativen BIPAP und AutoFlow®.

Tendenzen in der Entwicklung der Beatmungsverfahren – Ausblick

Ein Ausblick in die Zukunft der Beatmungsverfahren kann mit der Einführung von Wissensbasierten Systemen wie SmartCare[®]/PS vorgenommen werden. Künftig wird es weniger darum gehen, Verfahren zu optimieren, als vielmehr darum, die Verfahren optimal einzusetzen. SmartCare/PS setzt die konventionelle Druckunterstützung ein – ist also vom Verfahren her eher konservativ. Das Neue an SmartCare/PS ist jedoch der standardisierte Einsatz eines Verfahrens nach festgeschriebenen Regeln. Damit stellen sich erhebliche Vorteile wie die Kostenersparnis durch Verkürzung der Entwöhnungszeit sowie die mögliche Qualitätssicherung durch Standardisierung, in Aussicht.



EvitaXL. Die Darstellung von Echtzeitkurven, Trends und Daten ist optimal auf eine SmartCare/PS Anwendung eingestellt

Die Frage, die sich nun stellt, ist folgende: Werden konventionelle Beatmungsgeräte, so wie wir sie heute als eigenständige Geräte kennen, in Zukunft die Anforderungen zum Beispiel durch Wissensbasierte Systeme noch meistern? Die Antwort lautet: Ja – mit großem Aufwand. Die neue Herausforderung durch Wissensbasierte Systeme könnte ein eigenständiges Beatmungsgerät wie die EvitaXL meistern, nachdem es gelungen war, einen Computer in das Beatmungsgerät zu integrieren und das Beatmungsgerät über diesen integrierten Computer zu steuern.

Werden aber künftige Anforderungen in der Beatmung eine Steuerung des Gerätes von außen erfordern, dann deutet sich bereits jetzt eine neue

Ära in der maschinellen Beatmung an. Neben den eigenständigen Beatmungsgeräten werden sich Systeme etablieren, bei denen eine zentrale Steuereinheit auf ein Beatmungsmodul zugreift. Den ersten Schritt in die neue Ära unternahm Dräger im Jahr 2006 mit der Vorstellung des Infinity[®] Acute Care System™. Dort wird es möglich sein, das Beatmungsmodul mit der Bezeichnung V500 durch eine zentrale Einheit mit dem Namen Medical Cockpit zu steuern und somit die Voraussetzung für komplexe Messmanöver zu bereiten. Bei diesen Manövern wird das Beatmungsgerät kurzfristig ein bestimmtes Beatmungsprofil durchführen und damit die Messbedingungen für eine Diagnose in der Hämodynamik schaffen.



Infinity Acute Care System. Medical Cockpit™ und Beatmung mit dem Modul V500

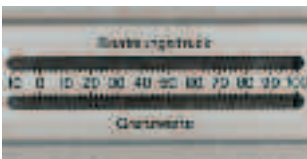
Wie lange die Koexistenz von eigenständigem Beatmungsgerät einerseits und Beatmungsmodul innerhalb eines Systems andererseits anhalten wird, ist schwer abzuschätzen. Unter dem Gesichtspunkt der Verfahren wird diese Koexistenz sicherlich lange – wenn nicht sogar auf unabsehbare Zeit anhalten.

Vom Messinstrument zum Beatmungsmonitor

Der vorherige Abschnitt befasste sich mit der Entwicklung der Beatmungsverfahren. Im Folgenden soll nun untersucht werden, wie sich parallel dazu das Beatmungsmonitoring entwickelt hat. Das Beatmungsmonitoring stellt das gesamte System zur Überwachung in der Beatmung dar. Es werden dabei sowohl Gerätefunktionen als auch der Zustand des Patienten überwacht.

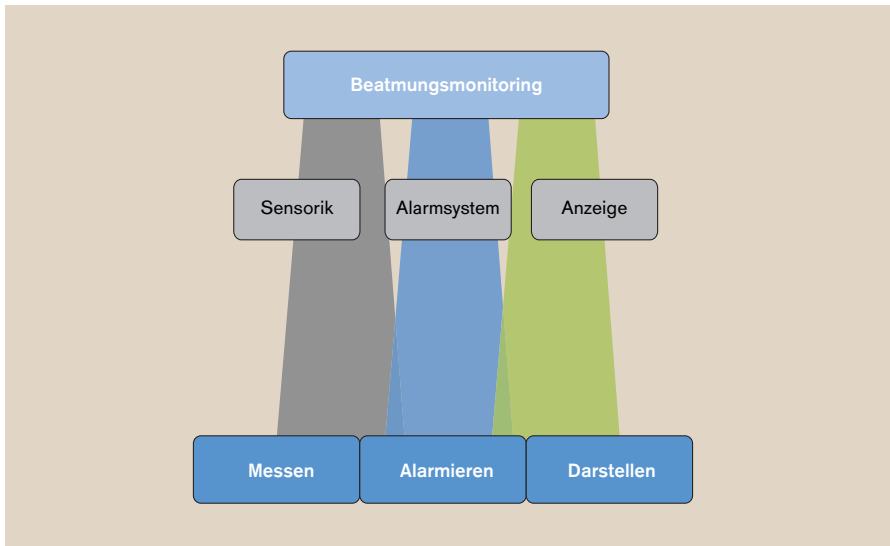
Das Monitoring besteht aus den drei Teilfunktionen Messen, Darstellen und Alarmieren. Die dazu notwendigen Komponenten eines Beatmungsgerätes sind die Sensorik, die Anzeige und das Alarmsystem. Nach neuem Verständnis gesellt sich als vierte Komponente das Datenmanagement dazu.

Bereits der Ur-Pulmotor hatte eine bescheidene Sensorik. Ein einfaches Instrument zur Messung des Beatmungsdruckes erlaubte dort eine oberflächliche Beobachtung der Gerätefunktion. Bei den Spiromaten stand ab 1955 zusätzlich eine Messvorrichtung für das verabreichte Volumen zur Verfügung. Weitere Messparameter wie die inspiratorische O_2 -Konzentration und das Atemgas- CO_2 wurden in den folgenden Gerätegenerationen zunächst über Zusatzmonitore eingeführt. Bei modernen Beatmungsgeräten ist das Monitoring der inspiratorischen O_2 -Konzentration meist im Beatmungsgerät integriert und das Monitoring des Atemgas- CO_2 steht als Option zur Verfügung.



Atemwegsdruckmonitor des UV-1 mit Darstellung der Grenzwerte

Aus den einzelnen gemessenen Werten können weitere Daten durch Berechnungen gewonnen werden. Ein Beispiel für eine berechnete Größe ist der mittlere Atemwegsdruck, der als Durchschnittswert ermittelt wird. Für die gemessenen sowie für die berechneten Daten gelten meist zulässige Grenzwerte. Werden diese Grenzen überschritten, so tritt ein Alarmsystem in Aktion, das mit hörbaren und sichtbaren Signalen den Anwender informiert. Die Grenzwerte zur Patientenüberwachung werden, wie das nebenstehende Beispiel des Monitoring des Atemwegsdruckes eines UV-1 zeigt, vom Therapeuten eingestellt. Die Grenzwerte der Geräteüberwachung hingegen werden bei modernen Beatmungsgeräten überwiegend automatisch gesetzt.



Das Beatmungsmonitoring. *Mitte*: Komponenten, *unten*: Teilfunktionen

Analog zur Entwicklung der Sensorik mit ihrer zunehmenden Integration in das Beatmungsgerät hat sich auch das Alarmsystem der Beatmungsgeräte entwickelt. Die ungeordnete Vielzahl der Alarme aus verschiedenen Beatmungsmonitoren wurde durch ein Alarmmanagement im Beatmungsgerät ersetzt. Das Alarmmanagement moderner Beatmungsgeräte ordnet jedoch nicht nur die einzelnen Alarme. Vielmehr gibt es z. B. über Textmeldungen detailliert Auskunft über die Alarmursache und deren mögliche Abhilfe – es gibt eine Alarmdiagnose.

Von der Momentaufnahme zur Trendanalyse



Digitalanzeige verschiedener Messwerte einer Evita 2

Parallel zur Sensorik und Alarmierung hat sich die Anzeige der Beatmungsgeräte entwickelt. Einfache Zeigerinstrumente wurden durch Digitalanzeigen ergänzt oder ersetzt. Das Informationsangebot aus dem Beatmungsmonitoring wurde damit vielfältiger, aber die vielen Anzeigen überforderten

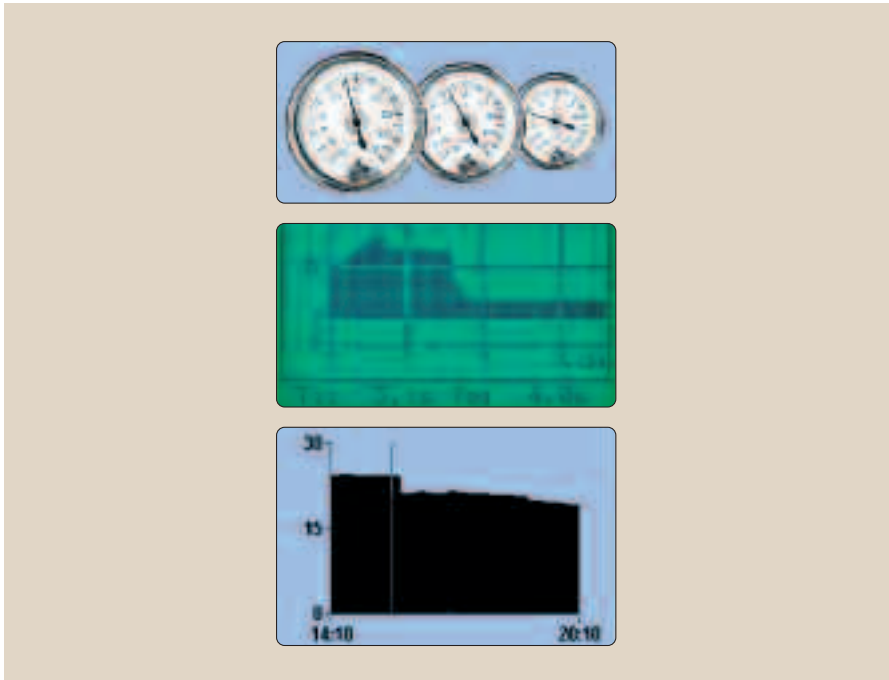
bisweilen den Betreiber. Eine leichtere Informationsaufnahme wurde durch die Konzentration der Messwertanzeigen und Textmitteilungen auf einem zentralen Bildschirm erreicht.

Der zentrale Bildschirm ordnet jedoch nicht nur die verschiedenen Anzeigen und Meldungen, er ermöglicht eine völlig neue Form der Messwertdarstellung: Durch grafische Bildschirmdarstellung werden nicht nur aktuelle Werte, sondern auch deren zeitlicher Verlauf sichtbar.

Derartige grafische Darstellungen waren in der Herz-Kreislaufdiagnostik z. B. als EKG-Registrierungen bereits bekannt. Obgleich der diagnostische Wert eines grafischen Monitorings sehr hoch ist, wurde es in der Beatmung erst mit dem integrierten Bildschirm der EV-A eingeführt. Seitdem gehört es allerdings zur Standardausstattung eines Dräger-Intensivbeatmungsgerätes.

Mit dem grafischen Monitoring können Verlaufsdarstellungen eines Beatmungshubes sichtbar gemacht werden. Die zur Erläuterung der Beatmungsverfahren im vorherigen Abschnitt beschriebenen Beatmungskurven können damit direkt am Beatmungsgerät dargestellt werden. Das mittlere Bild der Grafik auf der nächsten Seite gibt das Beispiel einer Beatmungsdruckkurve.

Mit den Beatmungskurven auf dem Bildschirm kann die Geräteeinstellung und deren Auswirkung auf den Patienten kontrolliert werden. Die Momentaufnahme der Beatmungskurven wird im modernen Beatmungsmonitoring durch die Darstellung längerfristiger Verläufe ergänzt.



Messwertdarstellung des Atemwegdruckes im Beatmungsmonitoring. *Oben:* Zeigerinstrument des Spiromaten. *Mitte:* Beatmungskurven einer Evita 2. *Unten:* Trenddarstellung einer Evita 4

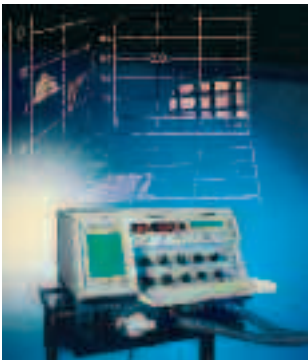
Aus derartigen Darstellungen kann der geübte Therapeut gegebenenfalls Trends erkennen – die Darstellungen werden deshalb auch als Trendverläufe bezeichnet. Sie stehen im integrierten grafischen Beatmungsmonitoring der Evita zur Verfügung. Das untere Bild der Grafik stellt einen Trendverlauf des mittleren Atemwegsdruckes dar. Der Nutzen, den das grafische Monitoring für die Ausbildung, Diagnose und Geräteanwendung bietet, soll im Folgenden am Beispiel der Beatmungskurven dargestellt werden.

Der Wert des grafischen Monitorings

Das Prinzip der Atemwegsdruck- und Flowkurven wurde bereits im Abschnitt „Beatmungsverfahren“ beschrieben. Die Beatmungskurven dienten dort als Hilfsmittel, um die Entwicklung der Verfahren zu illustrieren. Der Wert der Beatmungskurven in der Ausbildung war schon lange vor der Einführung der Bildschirmdarstellung erkannt worden. Die Gebrauchsanweisungen der Spiromaten enthielten bereits solche Kurven.

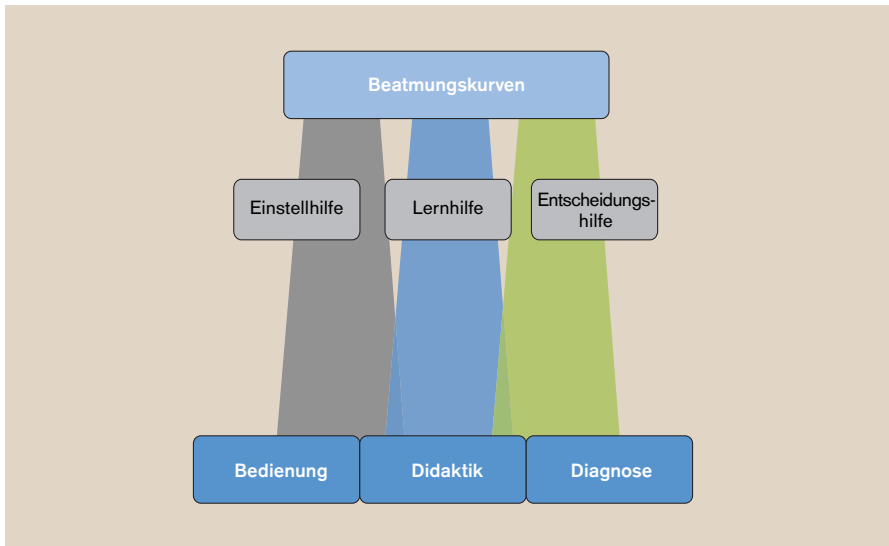
Seit der Einführung des integrierten grafischen Beatmungsmonitorings in der EV-A werden die Beatmungskurven zunehmend als Hilfsmittel zur Geräteeinstellung genutzt. So kann aus den Druck- und Flowkurven rasch erkannt werden, ob die eingestellten Atemphasen in Ordnung sind.

Beatmungskurven erlauben eine rasche Überprüfung der Geräteeinstellung und lassen Einstellfehler erkennen. Einstellwerte mit hoher klinischer Bedeutung, wie das I:E-Verhältnis, also das Zeitverhältnis von Inspirations- und Expirationszeit, sowie die Flowzeit und die Plateaudruckzeit sind damit auf einem Blick erkennbar und müssen nicht mehr als Zahlenwerte zusammengetragen werden.



Evita 2. *Ober:* Echtzeitkurven von Flow, Druck und CO₂

Die Überprüfungsmöglichkeiten durch Beatmungskurven beschränken sich jedoch nicht nur auf die Geräteeinstellung und auf Fehler. Vielmehr erlauben sie einen Einblick in die physiologische Auswirkung der Beatmung. Sie sind damit ein Instrument der Diagnostik. So können aus der Druck- und Flowkurve Rückschlüsse auf Atemwegwiderstände und Compliance gezogen werden. Allerdings bilden die beiden Beatmungskurven die tatsächlichen mechanischen Lungenverhältnisse nur undeutlich ab. Aussagen über den Gasaustausch oder gar über die Lungendurchblutung sind mit diesen Kurven überhaupt nicht möglich.



Beatmungskurven im Beatmungsmonitoring. *Mitte:* Teilfunktionen. *Unten:* Anwendernutzen

Die Forderung nach einer Beatmungskurve mit höherem diagnostischen Wert wurde mit einer dritten Beatmungskurve erfüllt. Die grafische Darstellung des Atemgas- CO_2 in einem Beatmungsgerät wird als integrierte Kapnographie bezeichnet. Sie stand bereits in der EV-A zur Verfügung und wurde seitdem mehrfach erweitert um zusätzliche Diagnosefunktionen wie die Messung der CO_2 -Produktion und des Totraumvolumens. Mit der Kapnographie können Änderungen im Gasaustausch rasch erkannt werden: eine unzureichende Lungenbelüftung oder eine Verschlechterung der Lungendurchblutung würde sich z. B. unmittelbar am Verlauf der CO_2 -Kurve auswirken. Kapnographie ermöglicht sogar Rückschlüsse auf den Stoffwechsel des Patienten und überschreitet damit die Grenzen des reinen Beatmungsmonitorings.

Beatmungsmonitoring in einer neuen Zeit

So wichtig die Kapnographie durch die detaillierte Abbildung physiologischer Vorgänge ist, sie hat einen kleinen Nachteil: Die Ursachen, die zu einem veränderten Kapnogramm führen, sind in der Regel nicht eindeutig. Kapnographie liefert viele wertvolle Hinweise – aber kaum eindeutige Nachweise. Für eine eindeutige und differenzierte Diagnose über den Zustand eines beatmeten Patienten reicht das Monitoring eines Beatmungsgerätes oft nicht mehr aus. Es werden weitere Daten und deren Integration in einer zentralen Einheit benötigt.

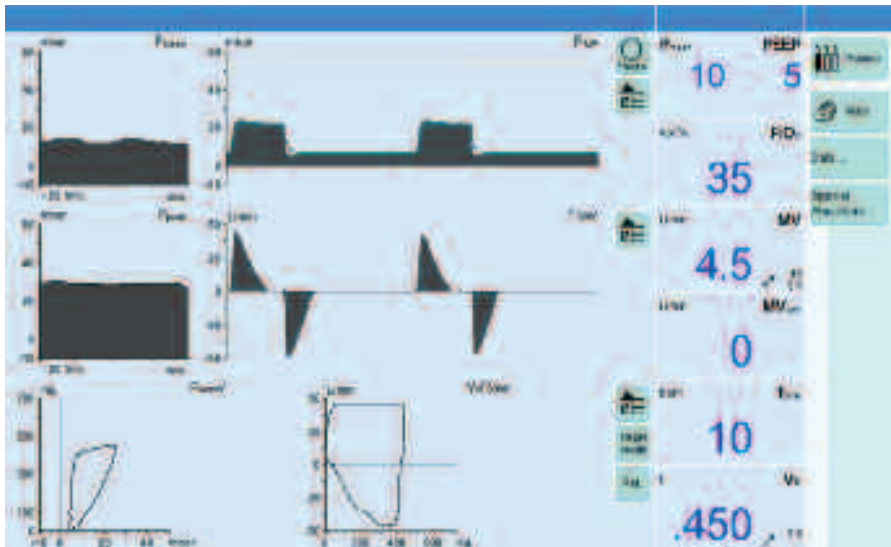


Datenpräsentation mit dem Infinity® Explorer

In den neunziger Jahren begann die Entwicklung zu einem zentralen Monitoring, bei dem zunächst ein Teil des Beatmungsmonitorings zusätzlich auf dem Patientenmonitor erschien. Neue Bildschirmtechnologien machten dieses möglich, und so vervielfachte sich die Standardgröße des Bildschirms im Patientenmonitoring innerhalb weniger Jahre. Nun hatte man Echtzeitkurven der Beatmung, invasiven Blutdruck und EKG auf einen Blick, aber die auf dem Bildschirm angebotene Datenflut war kaum noch

zu beherrschen. Außerdem erschienen jetzt auf dem Bildschirm des Beatmungsgerätes Daten, die man schon seit einiger Zeit im Patientenmonitoring hatte, wie z. B. die Sauerstoffsättigung.

Eine elegante Lösung wäre jetzt gewesen, sowohl im Beatmungsmonitoring als auch im Patientenmonitoring auf doppelte Darstellungen zu verzichten. Dann allerdings erwies es sich als Problem, dass Beatmungsmonitoring und Patientenmonitoring ein unterschiedliches Erscheinungsbild in der Datenpräsentation haben und dass man in beiden Bereichen einen kompletten Datensatz haben wollte. Und so leistete man sich z. B. die kostspielige Kapnographie mit aufwändiger Sensorik auf beiden Seiten. Die Kapnographie war, wie man so sagt, „redundant“ vorhanden – und das war schlichtweg Verschwendung von Ressourcen.

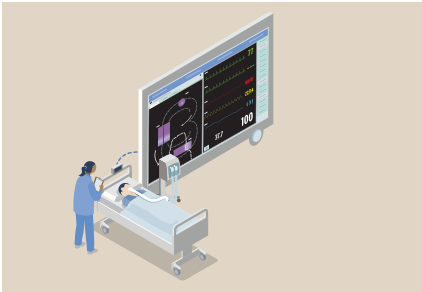


Datenpräsentation auf dem Bildschirm einer EvitaXL. Echtzeitkurven, Loops und Trends sowie numerische Daten sind konfigurierbar

Es stellt sich jetzt erneut die Frage, ob durch eine Optimierung der eigenständigen Beatmungsgeräte und Patientenmonitore eine Lösung für das Problem der Datenflut und Redundanz erreicht werden kann – und die Antwort ist wiederum: Ja – mit großem Aufwand. Durch die Angleichung der Datenpräsentation einer EvitaXL und eines Infinity Patientenmonitors kann das Problem zumindest teilweise gelöst werden.

Beatmungsdiagnostik in einem neuen System

Ziel einer Überwachungseinrichtung ist, aus Daten Informationen zu generieren. Es stellt sich nun die Frage, ob die alleinige Darstellung von Zahlen, Textmeldungen und Kurven auf den einzelnen Geräten dabei wirklich zielführend ist. Und es stellt sich dabei weiterhin die Frage, ob eine derartige Darstellung in der Diagnostik der Akutmedizin überhaupt noch zeitgemäß ist. Liegt das Problem vielleicht gar nicht mal an der Unzulänglichkeit der bisherigen eigenständigen Geräte, sondern vielmehr daran, dass man nicht das Richtige auf ihnen darstellt. Die Computerindustrie hat diese Erkenntnis bereits vor mehr als zehn Jahren gewonnen: Das Betriebssystem Windows beispielsweise setzt seitdem überwiegend Symbole und Bilder ein und kaum noch Texte.



Darstellung des kardiopulmonalen Status im Infinity Acute Care System. Bilder und Symbole veranschaulichen den Zustand des Patienten

Ein ähnliches Umdenken deutet sich in der Akutmedizin mit den so genannten Smart Applications des Infinity Acute Care Systems an. Dort wird beispielsweise im Smart View der kardiopulmonale Status auf einen Blick erkannt werden können. Anhand von Bildern und Symbolen kann so ein Befund direkt am Krankenbett erstellt werden. Möglich wird das durch die zentrale Verarbeitung von Daten aus dem Beatmungsmodul und dem Patientenmonitoring des Infinity Acute Care Systems.

Die neuen Möglichkeiten, die sich in der Akutmedizin dadurch bieten, dass man aus Daten und Texten Informationen in Symbolen und Bildern erzeugt, werden mit großer Wahrscheinlichkeit nur noch mit integrierten Systemen wie dem Infinity Acute Care System realisierbar sein – ein Verbund von Einzelgeräten wird damit schlichtweg überfordert sein.



Überwachung auf der Intensivstation im Infinity Acute Care System

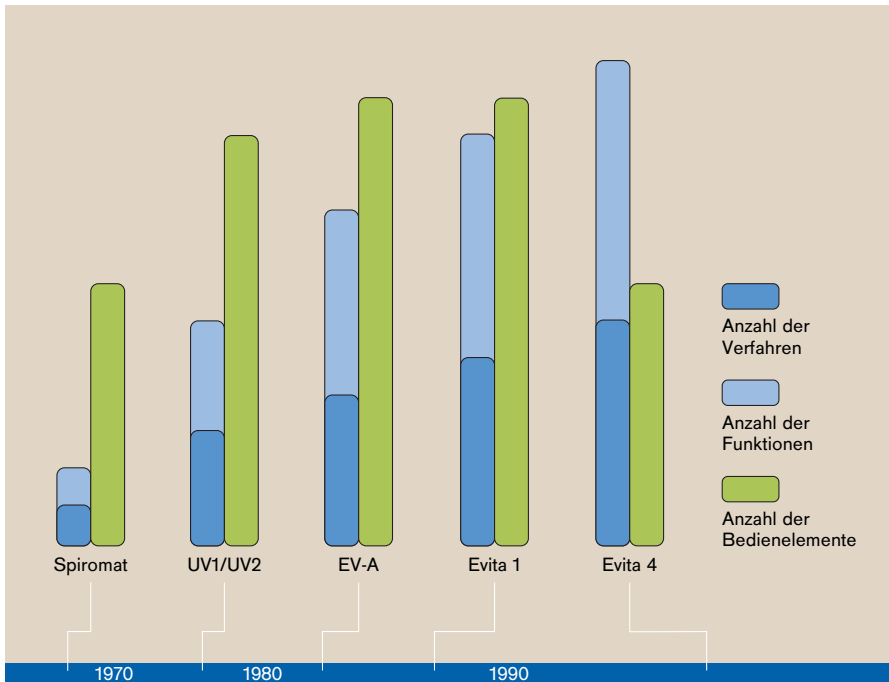
Leistungsumfang und Bedienung

Nach den Beatmungsverfahren und dem Monitoring soll abschließend das Bedienkonzept in seiner geschichtlichen Entwicklung untersucht werden. Im Gegensatz zu den Beatmungsverfahren und dem Beatmungsmonitoring hat sich das Bedienkonzept der Beatmungsgeräte erst sehr spät entwickelt: Die Bedienelemente waren zunächst mehr willkürlich angeordnet und wenig an den Anwender angepasst.

Die ersten Beatmungsgeräte waren aufgrund ihres geringen Leistungsumfanges noch einfach zu bedienen. Mit zunehmendem Leistungsumfang wuchs jedoch die Anzahl der Bedienelemente. Die Grafik zeigt für verschiedene Geräte die Anzahl der Bedienelemente und den Leistungsumfang.

In der Grafik gelten folgende Vereinfachungen: Der Leistungsumfang eines Beatmungsgerätes setzt sich aus der Summe von Beatmungsverfahren und sonstigen Funktionen zusammen. Bei der Anzahl der Bedienelemente werden nur die Drehknöpfe berücksichtigt. Nach diesem Schema hatte ein Spiromat lediglich ein Beatmungsverfahren und mit dem Seufzer nur eine sonstige Funktion. Das Ganze war über sechs Drehknöpfe noch recht einfach zu bedienen. Der UV-2 konnte bereits drei Beatmungsverfahren und drei Zusatzfunktionen: neben dem Seufzer die einstellbare O₂-Konzentration und die Druckbegrenzung. Die Bedienung wurde mit nunmehr elf Drehknöpfen schon recht kompliziert.

In den folgenden Gerätegenerationen fand man Wege, um das Bedienkonzept zu vereinfachen. So belegte man in der EV-A einzelne Drehknöpfe mit zwei Funktionen, damit die Anzahl der Drehknöpfe nicht weiter stieg. Die Vereinfachungen erwiesen sich jedoch meist als „kosmetische“ Maßnahmen: Das Bedienkonzept sah vordergründig einfach aus – tatsächlich aber wurde die Bedienung komplizierter.



Die Entwicklung des Leistungsumfanges und der Bedienelemente der Beatmungsgeräte. Weitere Erläuterungen siehe Text

Unter dem Aspekt Bedienung stellte sich die Entwicklung der Beatmung somit anders dar als unter den Gesichtspunkten Verfahren und Monitoring: Sie war hier nicht nur durch Fortschritte, sondern auch durch diverse Rückschritte geprägt. Die Geräte waren letztendlich nur noch mit erheblichem Schulungsaufwand sicher bedienbar. Dieser Negativtrend wurde erst durch die Evita 4 und die EvitaXL unterbrochen. Mit einer neuen Technologie wurde dort erstmals die Anzahl der gleichzeitig sichtbaren Bedienelemente reduziert und trotzdem der Leistungsumfang erhöht.

Leistung stark, Bedienung einfach – ein Widerspruch?

Natürlich gab es neben den umseitig beschriebenen Rückschritten in der Entwicklung des Bedienkonzeptes auch bemerkenswerte Fortschritte, wie die Einführung des zentralen Bildschirmes als Kontrollinstrument für die vorgenommenen Einstellungen.

Ein weiterer Fortschritt war die Einführung einer Benutzerführung mit Schutzeinrichtungen. So erkannte die EV-A bereits 1982 automatisch einen zu hoch eingestellten Beatmungsdruck oder ein ungewöhnliches Atemzeitverhältnis. Durch Leuchtanzeigen an den entsprechenden Bedienelementen und Meldungen auf dem Bildschirm wurden dem Therapeuten nicht nur Warnungen gegeben, sondern auch gleich Maßnahmen zur Abhilfe vorgeschlagen.

Damit war die Bedienung schon teilweise zielführend, und man erreichte gewissermaßen im Dialog mit dem Gerät sein Ergebnis. Beispielsweise wies das Gerät den Anwender beim Atemzeitverhältnis auf potentiell gefährliche Einstellungen hin. Die Unterstützung die ein Gerät in der Einstellung der Parameter anbietet, nennt man Bedienerführung.

Ein Gerät mit guter Bedienerführung wird zunehmend selbsterklärend. Das Bedienkonzept solcher Geräte, das nach dem Erlernen von Grundelementen aus sich heraus verständlich ist, bezeichnet man als intuitiv. Eine intuitive Bedienung wurde erstmalig 1995 mit der Evita 4 unter Einsatz einer neuen Technologie realisiert und mit der EvitaXL im Jahre 2002 weiterentwickelt. Die Bedienelemente sind dabei bis auf wenige häufig benutzte Funktionen über einen Bildschirm zugänglich. Mit dieser so genannten Touch-Screen-Technologie ergeben sich zwei entscheidende Vorteile.

Ein erster Vorteil ist die zielführende Bedienung, da grundsätzlich nur diejenigen Bedienelemente dargestellt werden, die zum aktuellen Zeitpunkt auch wirklich bedienbar sind. Damit verringert sich ihre Anzahl. Als Beispiel dient hier die Einstellung der Beatmungsparameter in zwei verschiedenen Beatmungsverfahren. Während das eine Verfahren noch neun Parameter benötigt, reichen bei einem anderen bereits vier.



Bildschirm-Bedienelemente der Evita 4. Weitere Erläuterungen siehe Text

Wird gerade keine Einstellung vorgenommen, dann können alle Bedienelemente im Hintergrund verschwinden, und der Bildschirm wird zum reinen Beatmungsmonitor.

Der zweite Vorteil lässt sich aus Erkenntnissen anderer Arbeitsplätze ableiten. Aus Untersuchungen mit Verkehrspiloten weiß man, dass die Wahrnehmungsfähigkeit unter Stress abnimmt. Die Cockpits moderner Verkehrsflugzeuge haben deshalb weniger Instrumente und Bedienelemente als ihre Vorgänger. Setzt man diese Erkenntnisse auf einen Arbeitsplatz an einem Beatmungsgerät um, dann gewinnt das neue Bedienkonzept auch unter Sicherheitsaspekten Vorteile.

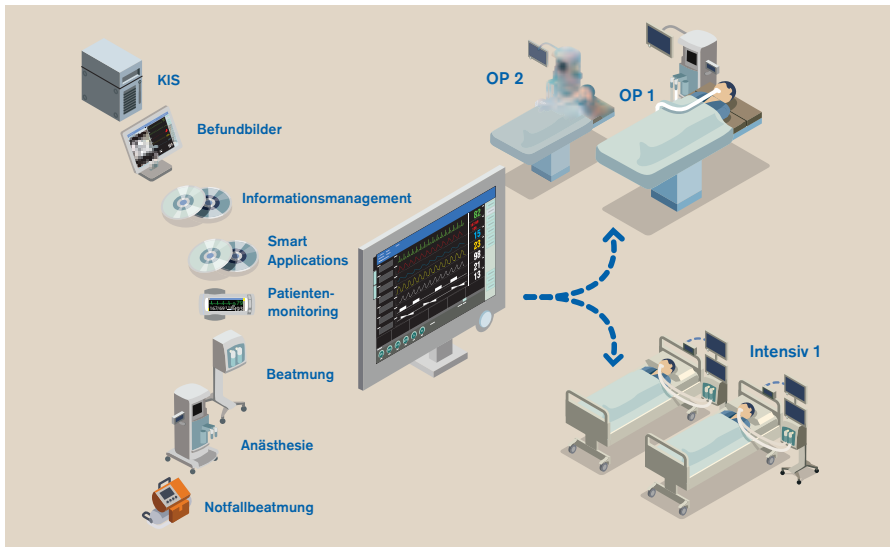
Bedienung einheitlich – eine Vision?

Neben der Notwendigkeit zur Vereinfachung der Bedienung eines Beatmungsgerätes steht die Forderung der Vereinheitlichung der Bedienung innerhalb der Akutmedizin. Eine Vereinheitlichung der Bedienkonzepte begann bei Dräger Anfang der Neunzigerjahre mit der Einführung eines zentralen Drehknopfes in Verbindung mit einer Menübedienung.

Dieses einheitliche Bedienkonzept wurde sukzessive in allen Bereichen der Akutmedizin umgesetzt: Eingeführt wurde es in der Anästhesie mit dem Narkosegerät Cicero, wurde wie bereits beschrieben 1995 mit der Evita 4 in die Intensivbeatmung eingeführt, fand dann im Bereich der Wärmetherapie im Jahr 2000 seine erste Umsetzung mit dem Inkubator Caleo und kam im Jahre 2003 schließlich mit dem Oxylog® 3000 in die Notfallmedizin. Im Laufe der Zeit wurden die Bedienkonzepte immer mehr einander angeglichen. Mit der Einführung des Narkosegerätes Zeus und der EvitaXL hatte man im Jahre 2003 im OP und auf der Intensivstation bereits ein weitgehend harmonisiertes Bedienkonzept mit einer Reihe von homologen Bedienelementen.

Trotz weitgehender Annäherung der Bedienkonzepte wurde jedoch immer noch jedes einzelne Gerät für sich bedient und das bringt grundsätzlich zwei Nachteile: Zunächst ist da das bereits in der Diagnostik beschriebene Problem der Redundanz auch bei den Bedieneinheiten innerhalb der Arbeitsplätze in der Akutmedizin. Wenn es in der Intensivtherapie die drei Modalitäten Beatmung, Infusionstherapie und Überwachung gibt, dann bedarf es zu deren Bedienung nicht notwendigerweise dreier Bedieneinheiten – sinnvoller und einfacher wären vielleicht nur zwei. Ein Fortschritt wäre somit die Bedienung aller Modalitäten mit nur einem oder zwei Universal-Bedieneinheiten mit gleicher Struktur und gleicher Hardware.

Ein System, das die beiden oben genannten Probleme lösen könnte, müsste eine Integration der Module in einem bisher nicht gekannten Maße verwirklichen. Es müsste nicht nur den Datentransfer vom Modul zur Zentrale gewährleisten, sondern es sollte auch den Datentransfer zur Steuerung der Module von der Zentrale aus ermöglichen. Erste Erfahrungen mit einem derartigen so genannten bidirektionalen Datentransfer sammelte Dräger bereits mit der Evita 4 seit 1995 – dort allerdings noch begrenzt auf das Beatmungsgerät mit seinem separaten Bedienteil.



Infinity Acute Care System. Einheitliche Bedienung über das Medical Cockpit in allen Bereichen der Akutmedizin

Ein System, in dem alle Modalitäten einmal zentral über Bedieneinheiten mit homologer Struktur bedient werden können, wird das Infinity Acute Care System bieten. Dort werden künftig in der Zentrale des Medical Cockpits über die Bedieneinheiten C500 oder C700 nicht nur das Beatmungsmodul V500, sondern alle weiteren Modalitäten gesteuert.

Vom Beatmungsgerät zum Beatmungsmodul

In den ersten hundert Jahren ihrer Geschichte hat sich die maschinelle Beatmung durch technischen und medizinischen Fortschritt von einer kurzfristigen Notfallmaßnahme zu einem komplexen Bereich innerhalb der Akutmedizin entwickelt. Therapie, Diagnostik und Bedienkonzept eines modernen Beatmungsgerätes sind leistungsfähig, spezifisch auf verschiedenen Einsatzbereiche optimiert und sie sind innovativ: Es wird in der konventionellen maschinellen Beatmung auf absehbare Zeit noch viel Neues mit klinisch relevantem Nutzen geben.

Das konventionelle Beatmungsgerät nimmt dabei naturgemäß primär die Probleme der Beatmung in Angriff, aber diese sind nur ein Teilbereich der Intensivmedizin. Den ersten Ansatz zu einer ganzheitlichen Lösung auf der Intensivstation präsentierte Dräger bereits Mitte der achtziger Jahre mit der Entwicklung eines integrierten Systems bestehend aus Infusions- und Spritzenpumpen, Beatmungs- und Überwachungsmodulen und einem zentralen Computer. Das System wurde unter dem Namen Carena 1988 vorgestellt und fand in der klinischen Fachliteratur ein großes Interesse (18). Zeitgleich wurde in der Anästhesie der integrierte Arbeitsplatz Cicero vorgestellt.

Ziel bei der Entwicklung der Carena war es, die einzelnen Geräte der Intensivstation in eine kompakte Geräteeinheit zu integrieren, die Anzeigen nach medizinischen Gesichtspunkten zu organisieren, die Bedienung auf einem zentralen Bildschirm zusammenzufassen und die Anzeigen auf das notwendige Minimum zu reduzieren. Die Carena hatte bereits eine Vernetzung der Komponenten in einem so genannten Local Area Network (LAN) und eine Datenverarbeitung in einem zentralen Rechner, dem so genannten Data

Manager. Die Messwertdaten wurden in sinnvollen Gruppen zusammengefasst und so präsentiert, dass auf einen Blick eine Abweichung aus dem Normbereich erkannt werden konnte. Außerdem verfügte die Carena über ein zentrales Alarmmanagement.



Datenpräsentation der Carena



Carena. Integriertes Arbeitsplatzkonzept in der Intensivmedizin

Im Gegensatz zum Anästhesie-Arbeitsplatzkonzept Cicero erfuhr die Carena jedoch keine kommerzielle Verbreitung. Ein Grund dafür mag gewesen sein, dass für die einzelnen Teilbereiche wie z.B. Beatmung und Überwachung verschiedene Hersteller beteiligt waren. Beim Cicero waren die Anästhesiemitteldosierung, Beatmung und Überwachung bereits Eigenentwicklungen aus dem Hause Dräger. Dort hatte man also nicht nur die Kompetenz für das Gesamtsystem, sondern auch die Kompetenz für die Teilbereiche, und das scheint wohl eine zwingende Voraussetzung für den Erfolg derartiger Systeme zu sein.

Vom Modul zum System Akutmedizin

Sowohl Carena als auch Cicero waren geschlossene Arbeitsplatzkonzepte. Die einzelnen Arbeitsplätze waren aber in Wirklichkeit nicht isoliert, sondern vielmehr waren sie Teilbereiche eines Ganzen, der Akutmedizin. Innerhalb der Teilbereiche der Akutmedizin finden gleiche oder ähnliche Prozesse wie Überwachung und Beatmung statt und es arbeiten dort oft die selben Menschen.

Die Akutmedizin begleitet eine Prozesskette, die sich anschaulich mit dem Weg eines Patienten im Verlauf seiner Behandlung darstellen lässt. In einem vereinfachten Beispiel beginnt sie mit der Erstversorgung und der Aufnahme des Patienten im Krankenhaus. Nach einer allgemeinen Diagnostik schließt sich möglicherweise ein chirurgischer Eingriff an, wobei die Prozesskette den OP und den Aufwachraum durchläuft. Darauf folgt die Behandlung auf der Intensivstation oder der Überwachungsstation, bevor der Patient nach weiterem Aufenthalt auf der Pflegestation entlassen wird.

Durchläuft diese Prozesskette nun verschiedene Abschnitte mit starren Abteilungsgrenzen, dann treten allgemein diejenigen Probleme auf, die im Einzelnen bereits auf den vorherigen Seiten für die Beatmung beschrieben wurden und an deren Lösung sich die Carena und Cicero bereits versuchten, ohne dabei jedoch die Grenzen der Arbeitsplätze zu überschreiten. Da ist zum einen die fehlende Standardisierung und das lückenhafte oder unübersichtliche Informationsangebot. Hinzu kommen Engpässe und Wartezeiten beim Durchlaufen der Abschnitte. Möglicherweise haben die Abschnitte eine unterschiedliche Gestaltung des Arbeitsplatzes, und wenn die Abschnitte räumlich weit voneinander getrennt sind, dann ergeben sich die spezifischen Probleme des Patiententransportes.

Es stellt sich nun wiederum die Frage, die bereits für die Zukunft des konventionellen Beatmungsgerätes gestellt wurde: Können die konventionellen Geräte und die Arbeitsplatzkonzepte innerhalb der gesamten Akutmedizin soweit optimiert werden, dass sie standardisiert in der Bedienung sind und ein standardisiertes Informationsangebot zur Diagnose bieten, dass sie ergonomisch angeordnet werden können und dass sie das Risiko des Transportes minimieren? Und die Antwort ist wiederum: Ja – mit großem Aufwand.



Bereiche der Akutmedizin: Operationssaal



Bereiche der Akutmedizin: Intensivstation

Der größere Aufwand der Anpassung stellt sich dabei nicht nur in der Entwicklung der Geräte, der Mehraufwand zeigt sich auch in deren täglichen Einsatz. Und der Aufwand zeigt sich in Kosten: zum einen in Investitionskosten und zum anderen in Personalkosten.

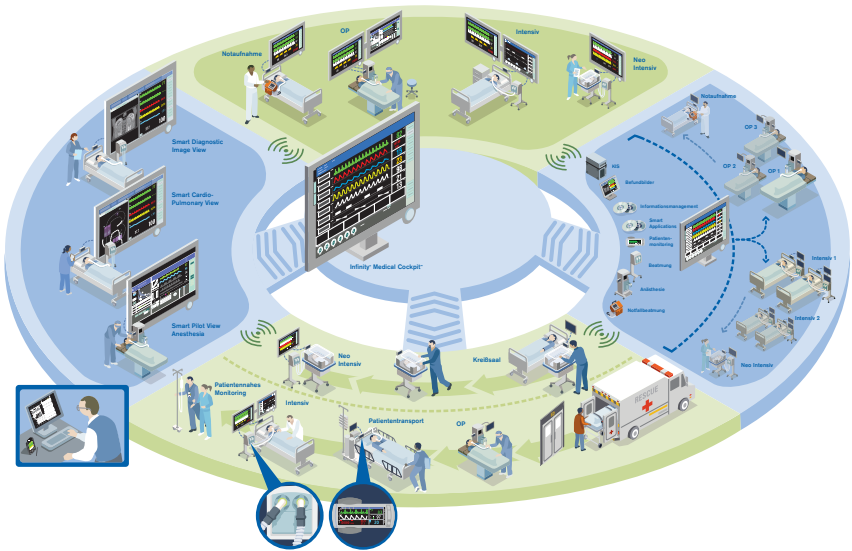
Akutmedizin als Ganzes gesehen – Infinity® Acute Care System™

Das erste System, das sich nicht nur auf einzelne Modalitäten oder einzelne Arbeitsplätze innerhalb der Akutmedizin konzentriert, sondern einen Schritt weiter geht und die gesamte Akutmedizin umfassen wird, ist das 2006 vorgestellte Infinity Acute Care System (ACS). Die wesentlichen Leistungsmerkmale dieses Systems werden Integration, Standardisierung, Mobilität und zielführende Information sein.

Die Integration wird über alle Arbeitsplätze der Akutmedizin hinweg mit dem Medical Cockpit erreicht werden können. In dieser zentralen Bedieneinheit werden Anzeige- und Kontrollfunktionen von Patientenmonitoren, Therapieeinheiten und dem Krankenhaus-Informationssystem vereint sein. Dort werden künftig Vitalparameter und Therapieverläufe verfolgt sowie Befundbilder analysiert und zwar zentral – auf einem einzigen Monitor. Die Standardisierung innerhalb der Akutmedizin wird künftig auf verschiedenen Ebenen erreicht: Das Medical Cockpit vereinheitlicht die Bedienung der einzelnen Modalitäten, und Daten werden in einem einheitlichen Erscheinungsbild präsentiert. Im gesamten System werden standardisierte Komponenten und ein standardisiertes System-Zubehör eingesetzt.

Die Mobilität wird künftig durch kontinuierliche Datenerfassung mit einem ununterbrochenen Datentransfer zur Überwachungszentrale von Infinity ACS gewährleistet. Mobile Beatmungseinheiten werden für eine kontinuierliche Versorgung des Patienten sorgen, und sie werden dabei das transportbedingte Risiko minimieren. Parametereinstellungen werden beim Gerätewechsel automatisch übernommen. Die Daten werden in zweckdienlichen Darstellungen und Bildern, den so genannten Smart Views, präsentiert. Der Patientenzustand wird dabei schnell und intuitiv erkannt werden – aus den Daten wird zielführende Information.

Neben den beschriebenen Leistungsmerkmalen wird sich Infinity ACS grundsätzlich von allen vorherigen Ansätzen unterscheiden: es wird kein starres System sein, sondern es wird sich durch modulare Komponenten beliebig an die jeweiligen Anforderungen anpassen lassen. Und es wird mit den Anforderungen wachsen können – es wird skalierbar sein.



Infinity Acute Care System. Kontinuierliche Patientenversorgung über Abteilungsgrenzen hinweg. Standardisierter Versorgungsprozess ohne Unterbrechungen

Mit Einführung des Infinity ACS hundert Jahre nach dem ersten Pulmotor stellt sich nun die Frage nach dem zweiten Jahrhundert der Beatmung. Hier zeigt sich der Beginn einer neuen Ära. Das Konzept der konventionellen Beatmung mit dem klassischen Beatmungsgerät wird eine Alternative bekommen mit der Integration der Beatmung in ein System, welches die gesamte Akutmedizin grundsätzlich verändern kann.

Das zweite Jahrhundert der maschinellen Beatmung wird sicherlich weitere Fortschritte in der Therapie und Überwachung bringen und die Entwicklungen der ersten hundert Jahre fortsetzen. In einem Gesichtspunkt jedoch beginnt die Geschichte wiederum mit der „Stunde Null“, so wie damals mit dem Ur-Pulmotor: Die Geschichte der neuen Akutmedizin, bei der die Standardisierung, Harmonisierung und Integration von Überwachung und Therapie allerhöchste Priorität haben, hat gerade erst begonnen.

Literaturverzeichnis

- 1 Bahns E. (1995) BIPAP – Zwei Schritte nach vorn in der Intensivbeatmung. Dräger, Lübeck.
- 2 Baum M., Benzer H. (1993) Einsatz von Atemhilfen.
In: Benzer H., Burchardi H., Larsen R., Suter P.M. (Hrsg.),
Lehrbuch der Anaesthesiologie und Intensivmedizin. 405 – 437.
- 3 Baum M., Benzer H., Putensen Ch., Koller W., Putz G.(1989)
Biphasic Positive Airway Pressure (BIPAP) – eine neue Form der
augmentierenden Beatmung. Anaesthesist 38: 452 – 458.
- 4 Burchardi H. (1993), Pathophysiologie der respiratorischen Störungen.
In: Benzer H., Burchardi H., Larsen R., Suter P.M. (Hrsg.),
Lehrbuch der Anaesthesiologie und Intensivmedizin. 335 – 349.
- 5 Colice G.L. (1994) Historical perspective on the development of mechanical
ventilation. In: Tobin M.J. (Hrsg.), Principles and practice of mechanical
ventilation. 1 – 35.
- 6 Dönhardt A. (1984) Beatmung mit der Eisernen Lunge.
In: Lawin P., Peter K., Scherer R. (Hrsg.), Maschinelle Beatmung
gestern – heute – morgen. 20 – 27.
- 7 Dräger H. (1917) Das Werden des Pulmotors,
Drägerhefte Nr. 57/58. 495 – 496.
- 8 Dräger H. Lebenserinnerungen von Heinrich Dräger , Alfred Jansen,
Hamburg (Erstdruck 1914).
- 9 Freytag K. (1970) Dräger Beatmungsgeräte. Drägerhefte Nr. 281 13 – 26.
- 10 Fürniß H. (1984) Vom Dräger Poliomaten zum Spiromaten.
In: Lawin P., Peter K., Scherer R. (Hrsg.), Maschinelle Beatmung
gestern – heute – morgen. 28 – 43.
- 11 Fürniß H. Hollmann F. (1955) Der Pulmotor in neuer Form,
Drägerhefte Nr. 227.4867 – 4872.
- 12 Haase-Lampe W. (1923) Die Pulmotor-Frage im Reichsgesundheitswesen
Drägerhefte Nr. 91.919 – 921.

- 13 Haase-Lampe W. (1924) Der Pulmotorstreit, Drägerhefte Nr. 99.1019 – 1022.
- 14 Haase-Lampe W. (1929) Pulmotor-Streit. Pulmotor-Nachrichten Nr. 1, Beilage der Drägerhefte.
- 15 Haase-Lampe W. (1930) Merkwürdige Wiederbelebungsfolge. Pulmotor-Nachrichten Nr. 4, Beilage der Drägerhefte.
- 16 Haase-Lampe W., Thiel K. (1946) Pulmotor – Sauerstoff-Wiederbelebungs-
maschine für künstliche Beatmung, Antäus, Lübeck.
- 17 Hörmann Ch., Baum M., Putensen Ch., Mutz N. J., Benzer H. (1994) Biphase Positive Airway Pressure (BIPAP) – ein neuer augmentierender Beatmungsmode. *European Journal of Anaesthesiology* 11: 37 – 42.
- 18 Lawin, P. Opderbecke H.W. (1994) Organisation der Intensivmedizin. In: Lawin, P. (Hrsg.) *Praxis der Intensivbehandlung* S. 15 – 63.
- 19 Lellouche F, Mancebo J, Joliet P, Roeseler J, Schortgen F, Dojat M, Cabello B, Bouadma L, Rodriguez P, Maggiore S, Reynaert M, Mersmann S and Brochard L. (2006) *Am J Respir Crit Care Med* 174: 894–900.
- 20 Putensen C, Mutz NJ, Putensen-Himmer G, 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.
- 21 Rozé J.C. Krüger T. (1997) Pressure Support Ventilation – eine neue getriggerte Beatmungsform für Neonaten. Dräger, Lübeck.
- 22 Schröder H. (1913) Die Pulmotor-Organisation. Drägerhefte Nr. 15.140.
- 23 Schröder H. (1914) Dräger-Baby-Pulmotor. Drägerhefte Nr. 19.172.
- 24 Younes M. (1994) Proportional assist ventilation (PAV). In: Tobin M.J. (Hrsg.), *Principles and practice of mechanical ventilation*. 349 - 369.

Der Autor



Dr. Ernst Bahns, Jahrgang 1951, ist Physiologe und seit zwanzig Jahren bei Dräger tätig. Heute arbeitet er im Marketing des Unternehmensbereichs Medical. Zu den Schwerpunkten seiner Tätigkeit zählen die Aus- und Weiterbildung von Kunden und Mitarbeitern. Er verfasste bereits mehrere Beiträge zur klinischen Anwendung und Geschichte der Beatmung.

HAUPTSITZ

Dräger Medical AG & Co. KG
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 Deutschland GmbH
Moislinger Allee 53–55
23558 Lübeck
Tel +49 180 52 41 318*
Fax +49 451 88 27 20 02
dsc@draeger.com

* Inland: EUR 0,14/min

ÖSTERREICH

Dräger Medical Austria GmbH
Perfektastrasse 67
1230 Wien
Tel +43 16 09 04-0
Fax +43 16 99 45 97
business-support.austria@draeger.com

SCHWEIZ

Dräger Medical Schweiz AG
Waldeggstrasse 38
3097 Liebfeld-Bern
Tel +41 31 978 74 74
Fax +41 31 978 74 01
info@draeger.ch