



Kurven und Loops in der Beatmung

Frank Rittner

Martin Döring

Kurven und Loops in der Beatmung

Frank Rittner

Martin Döring

WICHTIGER HINWEIS

Alle Rechte, insbesondere das Recht der Vervielfältigung und Verbreitung, behält sich die Drägerwerk AG & Co. KGaA vor. Ohne schriftliche Genehmigung durch die Drägerwerk AG & Co. KGaA darf kein Teil des Werkes in irgendeiner Form mit mechanischen, elektronischen oder fotografischen Mitteln reproduziert oder gespeichert werden.

INHALT

01 Beatmungsmuster		06
Eine kurvenreiche Darstellung	1.1 Druck-Zeit-Diagramm	07
	1.2 Flow-Zeit-Diagramm	11
	1.3 Volumen-Zeit-Diagramme	14
	1.4 Interpretation von Beatmungsmustern	17
02 Loops		23
Eine runde Sache	2.1 PV-Loops	23
	2.1.1 Der statische PV-Loop	23
	2.1.2 PV-Loops unter Beatmung (dynamisch)	25
	2.1.3 Unter volumenkontrollierter Beatmung mit konstantem Flow	28
	2.1.4 PV-Loops vor und hinter dem Tubus	36
	2.2 Loops – Was es sonst noch gibt	40
	2.2.1 Flow-Volumen-Loop	40
03 Trends		42
Der Blick zurück	3.1 Dokumentation eines Weaningprozesses	43
	3.2 Lungenparameter mittels Spitzen- und Plateaudruck	45
04 Kapnographie		46
Da stimmt doch was nicht	4.1 Das physiologische Kapnogramm	48
	4.2 Interpretation von Kapnogrammen	50
05 Literatur		58

1. Beatmungsmuster

Eine kurvenreiche Darstellung

Der zeitliche Verlauf von Druck, Flow und Volumen wird gleichermaßen von den Eigenschaften und Einstellungen des Beatmungsgerätes wie den atemmechanischen Eigenschaften der Lunge bestimmt.

Alle Beatmungsgeräte der Evita-Familie gestatten die grafische Darstellung des zeitlichen Verlaufs des Beatmungsdruckes und des Atemgasstromes. Evita 4, Evita-Screen und die PC-Software EvitaView bieten die Möglichkeit der zusätzlichen Darstellung des zeitlichen Verlaufs des Beatmungsvolumens. Es können zwei bzw. drei Kurven gleichzeitig auf dem Bildschirm abgebildet werden. Besonders die zeitgleiche Darstellung von Druck, Flow und Volumen erleichtert die Erkennung von system- oder lungenabhängigen Veränderungen. Der zeitliche Verlauf von Druck, Flow und Volumen wird gleichermaßen von den Eigenschaften und Einstellungen des Beatmungsgerätes wie den atemmechanischen Eigenschaften der Lunge bestimmt.

Ein Atemzyklus setzt sich aus Inspirationszeit und Expirationszeit zusammen. Beide Zeiten beinhalten im Normalfall eine Flow-Phase und eine flowlose Pausen-Phase. In der Inspirationzeit wird während der flowlosen Zeit kein Volumen in die Lunge verschoben.

1.1 Druck-Zeit-Diagramm

Im Druck-Zeit-Diagramm wird der zeitliche Verlauf des Atemwegsdruckes dargestellt. Der Druck wird in mbar (bzw. in cmH_2O), die Zeit in Sekunden angegeben.

Bei vorgegebenem Volumen (volumenkontrollierte Beatmung) und konstantem Flow ist der Atemwegsdruck abhängig vom Alveolardruck und von der Summe aller Atemwegswiderstände. Einfluß haben geräte- und lungenspezifische Resistance- und Compliancewerte. Da diese Werte geräteseitig konstant sind, gestattet das Druck-Zeit-Diagramm Rückschlüsse auf den Lungenstatus und seine Veränderung.

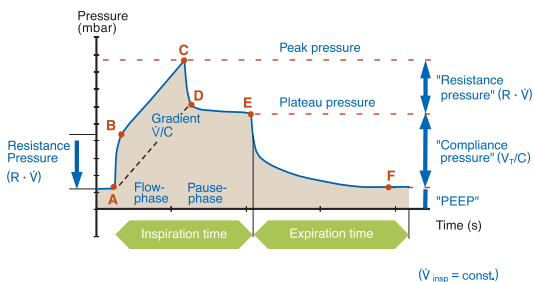


Abb. 1: Druck-Zeit-Diagramm bei volumenkontrollierter konstant-flow Beatmung

Resistance = Atemwegswiderstand

Compliance = Dehnbarkeit des Gesamtsystems
(Lunge, Schläuche usw.)

Zu Beginn der Inspiration steigt der Druck zwischen den Punkten A und B aufgrund der Widerstände im System stark an. Die Höhe des Druckes im Knickpunkt B entspricht dem Produkt aus Resistance R und Flow (\dot{V}).

$$\Delta p = R \cdot \dot{V}$$

Dieser Zusammenhang gilt, wie auch die nachfolgenden Ausführungen, nur wenn kein intrinsischer Peep vorliegt. Je höher der Flow \dot{V} gewählt wird bzw. je höher die Gesamtresistance R ist, desto höher ist der Druckanstieg bis zum Punkt B. Ein kleiner Inspirationsflow und kleine Resistancewerte führen zu einem geringen Druck im Punkt B.

Die Höhe des Plateaudruckes wird durch die Compliance und das Tidalvolumen bestimmt.

Von Punkt B steigt der Druck linear an, bis er den Spitzendruck im Punkt C erreicht hat. Die Steigung der Druckkurve ist abhängig vom Inspirationsflow und der Gesamtcompliance C.

$$\Delta p / \Delta t = \dot{V} / C$$

Am Punkt C hat das Beatmungsgerät das eingestellte Tidalvolumen appliziert, und es wird kein weiterer Flow geliefert ($\dot{V} = 0$). Dadurch sinkt der Druck p schnell auf den Plateaudruck ab. Dieser Druckabfall entspricht dem durch die Resistance verursachten Druckanstieg zu Beginn der Inspiration. Die Basislinie zwischen den Punkten A und D verläuft parallel zur Strecke B – C.

Im weiteren Verlauf kann der Druck leicht absinken (Punkte D bis E). Die Wiedereröffnung von Lungenbereichen (Lung recruitment) und Undichtigkeiten im System (Leckagen) sind die möglichen Ursachen hierfür. Die Höhe des Plateaudruckes wird durch die Compliance und das

Tidalvolumen bestimmt. Die Differenz aus Plateaudruck (E) und dem endexpiratorischen Druck F (PEEP) ergibt sich aus dem Quotienten aus verabreichtem Volumen V_T (Tidalvolumen) und der Compliance C.

$$\Delta P = P_{\text{plat}} - \text{PEEP}$$

Mit der umgestellten Formel läßt sich sehr gut die effektive Compliance berechnen.

$$C = V_T / \Delta p$$

Während der Plateauzeit wird kein Volumen in die Lunge verschoben. Der Inspirationsflow ist gleich Null. Wie schon erwähnt erfolgt aufgrund unterschiedlicher Zeitkonstanten eine Volumenverschiebung und damit ein Druckausgleich zwischen differenten Lungenkompartimenten.

Im Punkt E beginnt die Expiration. Die Expiration ist ein passiver Vorgang. Die elastischen Rückstellkräfte des Thorax drücken die Luft gegen den atmosphärischen Druck aus der Lunge. Die Druckänderung wird durch das Produkt aus dem Ausatemwiderstand R des Beatmungsgerätes und dem Expirationsflow \dot{V}_{exp} bestimmt.

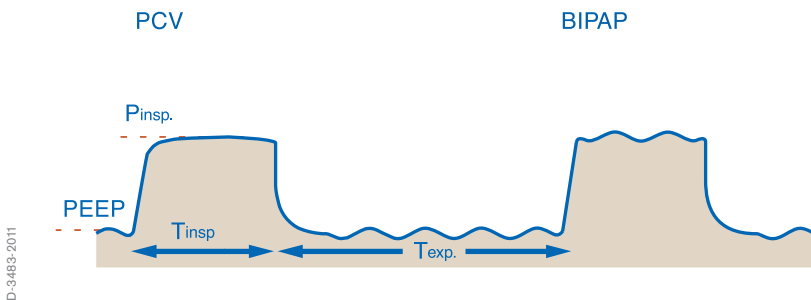
$$\Delta p = R * \dot{V}_{\text{exp}}$$

Der Druck erreicht nach der vollständigen Ausatmung wieder das endexpiratorische Niveau F (PEEP).

DRUCKORIENTIERT

Bei der druckorientierten Beatmung (z.B. PCV/BIPAP) ergibt sich ein deutlich anderer Druckverlauf.

Abb. 2: Druck-Zeit-Diagramm bei volumenkontrollierter Beatmung



Der Druck steigt vom unteren Druckniveau (Umgebungsdruck bzw. PEEP) rasch auf den Wert des oberen Druckniveaus $p_{\text{insp.}}$ an und bleibt über die am Beatmungsgerät eingestellte Inspirationszeit $T_{\text{insp.}}$ konstant. Der Druckabfall in der Expirationsphase entspricht dem Verlauf bei der volumenorientierten Beatmung, da die Expiration im Normalfall, wie schon erwähnt, ein passiver Vorgang ist. Bis zur nächsten Inspiration bleibt der Druck auf dem niedrigen Druckniveau PEEP.

Da der Druck bei druckorientierten Beatmungsmodi wie z.B. BIPAP voreingestellt und geregelt wird, zeigen Druck-Zeit-Diagramme keine oder nur schlecht erkennbare Veränderungen infolge Änderungen von Resistance und Compliance des Gesamtsystems.

Grundsätzlich muß darauf verwiesen werden, daß die dargestellten Druckkurven den Verlauf des im Beatmungsgerät gemessenen Druckes widerspiegeln. Die in der Lunge wirklich auftretenden Drücke können nur unter Berücksichtigung aller Einflußfaktoren abgeschätzt und beurteilt werden.

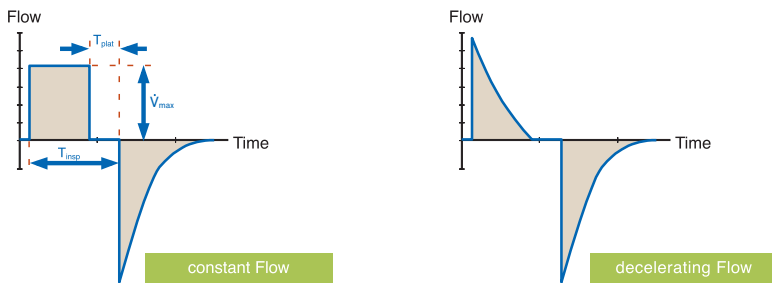
Der Flowverlauf in der Expirationsphase ermöglicht Rückschlüsse auf Gesamtresistance und -compliance der Lunge und des Systems.

1.2 Flow-Zeit-Diagramm

Im Flow-Zeit-Diagramm wird der zeitliche Verlauf des inspiratorischen und expiratorischen Flows \dot{V}_{insp} bzw. \dot{V}_{exp} dargestellt. Der Flow wird in L/min, die Zeit in Sekunden angegeben. Das verschobene Volumen ergibt sich aus der Integration des Flows \dot{V} über die Zeit und entspricht daher dem Flächeninhalt unter der Flowkurve. Während der Inspiration wird der Verlauf der Flowkurve durch das am Beatmungsgerät eingestellte Beatmungsmuster bestimmt oder zumindest stark beeinflußt. Nur der Flowverlauf in der Expirationsphase ermöglicht Rückschlüsse auf Gesamtresistance und -compliance der Lunge und des Systems.

Bei der Beatmungsgerätsteuerung haben sich im klinischen Alltag als Grundformen der Konstant-Flow und der dezelerierende Flow durchgesetzt. Es konnte bisher nicht gezeigt werden, daß mit anderen Flowformen besondere therapeutische Erfolge erzielt werden.

Abb. 3: Flow-Zeit-Diagramm



D-3484-2011

Beim Konstantflow bleibt der Volumenstrom während der Inspirationszeit über die gesamte Zeit der Flow-Phase konstant. Mit Beginn der Inspiration steigt der Flow-Wert sehr schnell auf den am Beatmungsgerät eingestellten Wert an und bleibt dann konstant bis das ebenfalls am Beatmungsgerät eingestellte Tidalvolumen V_T verabreicht wurde (entspricht der Rechteckfläche unter der Kurve). Mit Beginn der Pausen-Zeit (Plateauzeit) geht der Flow sehr schnell auf Null zurück. Am Ende der Pausen-Zeit setzt der Expirationsflow ein, dessen Verlauf nur von Widerständen im Beatmungssystem und den Lungen- und Atemwegsparametern bestimmt wird. Konstantflow ist ein typisches Merkmal für eine klassische volumenorientierte Beatmungsform.

Beim dezelerierenden Flow nimmt der Flow nach Erreichen eines initial hohen Anfangswertes ständig ab. Im Normalfall geht der Flow im Laufe der Inspirationszeit bis auf Null zurück. Der dezelerierende Flow ist typisch für einen druckorientierten Beatmungsmodus.

Die Druckdifferenz zwischen dem Druck in der Lunge (Alveolen) und dem vom Beatmungsgerät konstant gehaltenen Druck im Atemsystem ist die treibende Kraft für den Flow.

Mit steigendem Füllvolumen in der Lunge, steigt auch der Druck in der Lunge. Die Druckdifferenz und damit der Flow nimmt somit während der Inspiration kontinuierlich ab. Am Ende sind der Druck in der Lunge und im Atemsystem gleich groß und es fließt daher kein Flow mehr.

Ist am Ende die Inspiration und am Ende der Expiration die Bedingung $\text{Flow} = 0$ gegeben, so kann auch im druckorientierten Beatmungsverfahren unter Kenntnis des vom Beatmungsgerätes gemessenen V_T die Compliance errechnet werden.

Am Ende sind der Druck in der Lunge und im Atemsystem gleich groß und es fließt daher kein Flow mehr.

$$C = V_T / \Delta P$$

$$\text{mit } \Delta P = P_{\text{Insp}} - \text{PEEP}$$

1.3 Volumen-Zeit-Diagramm

Im Volumen-Zeit-Diagramm wird der zeitliche Verlauf des inspiratorisch und expiratorisch verschobenen Volumens dargestellt. Das Volumen wird üblicherweise in ml, die Zeit in Sekunden angegeben.

Während der inspiratorischen Flow-Phase nimmt das Volumen kontinuierlich zu. Bleibt in der Flow-Pause (Plateauzeit) konstant, da kein weiteres Volumen in die Lunge verschoben wird. Dieser maximale

Volumenwert ist ein Maß für das verschobene Tidalvolumen (Atemhubvolumen) und gibt nicht das Gesamtvolumen der Lunge an. Die funktionelle Residualkapazität (FRC) bleibt unberücksichtigt. In der Expirationszeit nimmt durch die passive Ausatmung das verschobene Volumen ab. Die Zusammenhänge zwischen Druck, Flow und Volumen lassen sich besonders gut bei gleichzeitiger Darstellung erkennen.

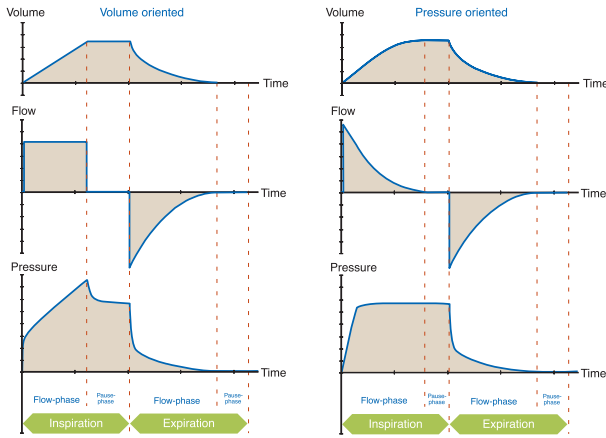
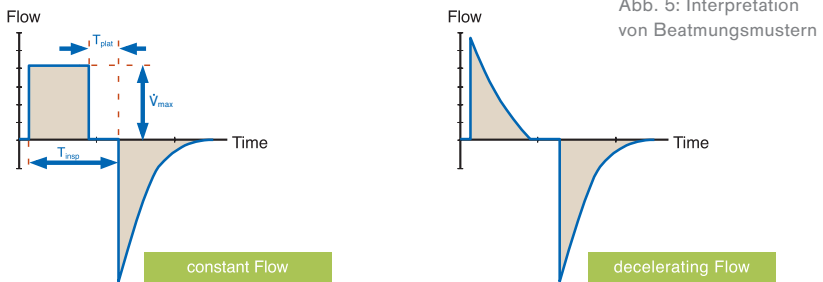


Abb. 4: Druck-, Flow-, und Volumendiagramm bei volumenorientierter und druckorientierter Beatmung



D-3485-2011

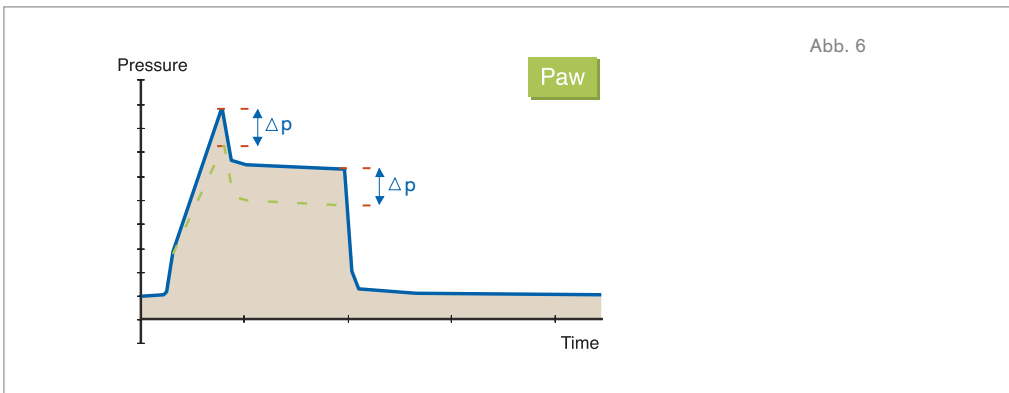
VERÄNDERUNG DER COMPLIANCE

Bei Veränderung der Compliance ändern sich der Plateau- und Spitzendruck um den gleichen Wert der Druckdifferenz Δp .

größer werdende Compliance – Plateau- und Spitzendruck sinken

kleiner werdende Compliance – Plateau- und Spitzendruck steigen

1.4 Interpretation von Beatmungsmustern



VERÄNDERUNG DES INSP. ATEMWEGSWIDERSTANDES

Bei Veränderung des inspiratorischen Atemwegswiderstandes ändert sich der Spitzendruck, der Plateaudruck bleibt gleich.

größer werdender Widerstand – Spitzendruck steigt

kleiner werdender Widerstand – Spitzendruck sinkt

Der expiratorische Lungenwiderstand kann nicht an der Druckkurve erkannt werden, weil hierzu die Kenntnis des Alveolardruckes notwendig wäre. Rückschlüsse hierüber können aber aus der expiratorischen Flowkurve gezogen werden. (Siehe ›Flowkurve bei erhöhten Expirationswiderständen‹)

Der expiratorische Lungenwiderstand kann nicht an der Druckkurve erkannt werden, weil hierzu die Kenntnis des Alveolardruckes notwendig wäre.

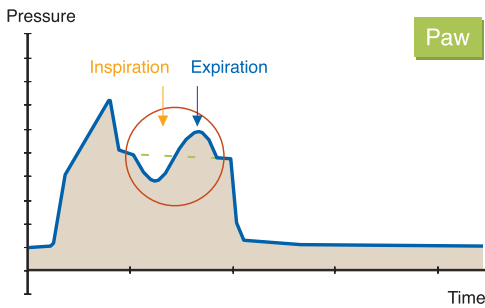


Abb. 7

D-34869-2011

SPONTANATMUNG

Der Patient versucht während eines maschinellen Beatmungshubes spontan zu atmen. Er ›fightet‹ (kämpft) gegen das Gerät an.

Eine Verkürzung der Inspirationszeit oder besser der Wechsel zu einem Beatmungsmode, der auch während eines mandatorischen Hubes die ungehinderte Spontanatmung des Patienten ermöglicht, sollte in Erwägung gezogen werden. Geeignet wären z. B. BIPAP oder AutoFlow®.

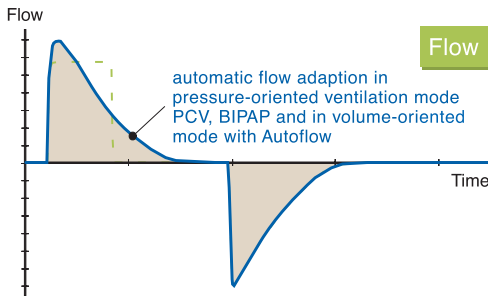


Abb. 8

DIE ANPASSUNG DER FLOWKURVE

In volumenkontrollierten Beatmungsformen führt das Zuschalten von AutoFlow zu einer automatischen Flowanpassung mit dem Ziel das eingestellte Tidalvolumen bei niedrigst möglichem Atemwegsdruck zu applizieren. Der für volumenorientierte Beatmungsverfahren typische Konstantflow (Rechteck) wird dabei in eine dezelerierende Flowform umgewandelt. Das Tidalvolumen bleibt dabei auch bei sich ändernder Compliance der Patientenlunge konstant.

Eine Drucklimitierung bei konstantem Tidalvolumen läßt sich bei Dräger Beatmungsgeräten auch mit der P_{\max} -Einstellung erzielen. Bei Veränderung der Compliance des Patienten muß dieser Einstellwert aber gegebenenfalls nachgeführt werden.

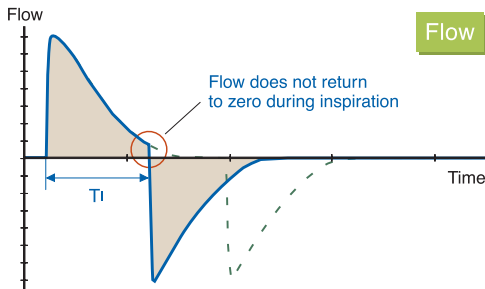
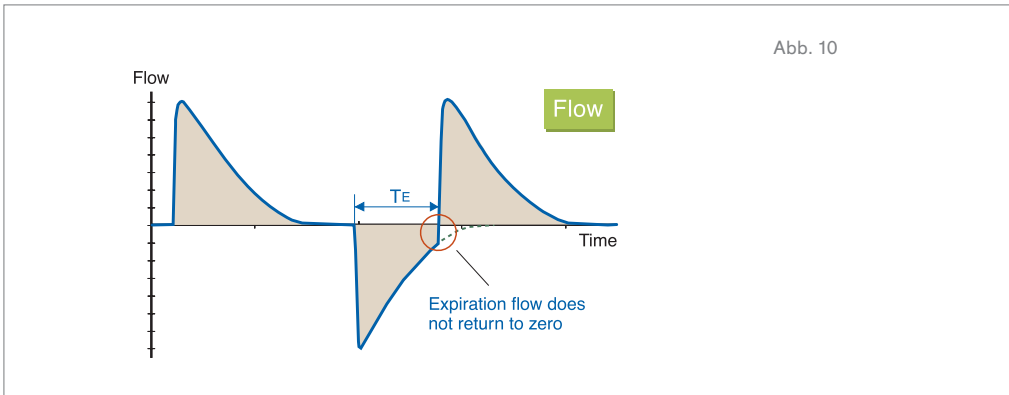


Abb. 9

DIE FLOWKURVE BEI ZU KLEINER INSPIRATIONSZEIT

Wenn der Flow während der Inspirationszeit nicht auf Null zurückgeht so ist das ein Zeichen dafür, daß die Inspirationszeit nicht ausreicht, um das mit dem eingestellten Druck erreichbare Volumen zu applizieren.



DIE FLOWKURVE BEI ZU KLEINER EXPIRATIONSZEIT

Wenn der Flow während der Expirationszeit nicht auf Null zurückgeht, reicht die Expirationszeit nicht für eine vollständige Expiration. Das ist ein Kennzeichen für das Vorliegen eines Intrinsic PEEP.

Dadurch entsteht bei volumenkontrollierter Beatmung eine Erhöhung des Lungendrucks. In Evita Beatmungsgeräten ist eine direkte Messung des Intrinsic PEEP und des am Ende der Expiration noch nicht ausgeatmeten Volumens (trapped volume) möglich. Ein Intrinsic PEEP kann erhebliche Auswirkungen auf den Gasaustausch und die pulmonale Blutzirkulation haben.

In einigen Anwendungen wird ein intrinsic Peep aber auch gezielt angestrebt (Inverse Ratio Ventilation IRV) da dieser sich unter Umständen nur in bestimmten gewünschten Bereichen der Lunge ausbildet. Ein am Beatmungsgerät eingestellter Peep wirkt hingegen auf die ganze Lunge.

In Evita Beatmungsgeräten ist eine direkte Messung des Intrinsic PEEP und des am Ende der Expiration noch nicht ausgeatmeten Volumens (trapped volume) möglich.

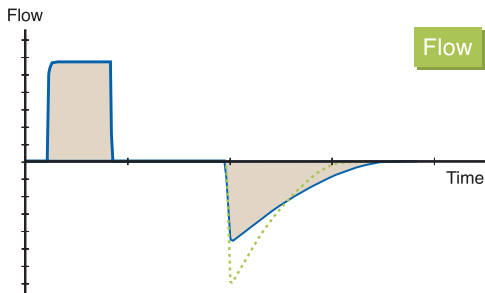


Abb. 11

FLOWKURVE BEI ERHÖHTEN EXPIRATIONSWIDERSTÄNDEN

Eine flacher verlaufende Kurve des Expirationsflows ist ein Zeichen für angestiegene Expirationswiderstände. Diese können z. B. von feucht gewordenen oder durch Verneblung zugesetzte expiratorische Filter hervorgerufen werden. Es kann dabei zu einer erheblichen Verlängerung der Expirationszeit und einer Abweichung vom eingestellten PEEP-Wert kommen.

2. Loops

Eine runde Sache

2.1 PV-Loops

2.1.1 DER STATISCHE PV-LOOP (KLASSISCHE)

Die statische PV-Loop (Druck-Volumen Kurve) wird mit der »Supersyringe«-Methode ermittelt [1]. Der statische PV-Loop wird vorrangig bei wissenschaftlichen Arbeiten benutzt. Die meisten Erkenntnisse zum PV-Loop basieren daher auch auf dieser Methode. Wichtigstes Kennzeichen dieses PV-Loops ist, daß die einzelnen Messpunkte (Druck/Volumen) bei der Bedingung Atemgasfluss = 0 aufgenommen werden. Mit einer überdimensionalen Spritze (Supersyringe) wird dabei das Volumen in der Lunge schrittweise erhöht. Einige Sekunden nach jedem Volumenschritt wird der sich ergebende Druck gemessen [2]. Durch Verbinden der einzelnen Messpunkte entsteht der eigentliche PV-Loop.

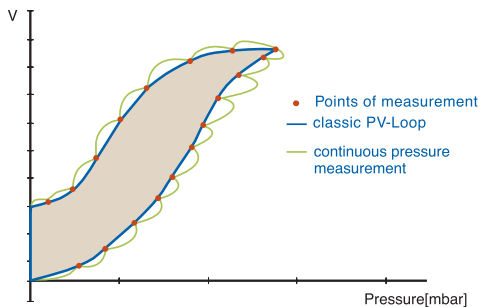
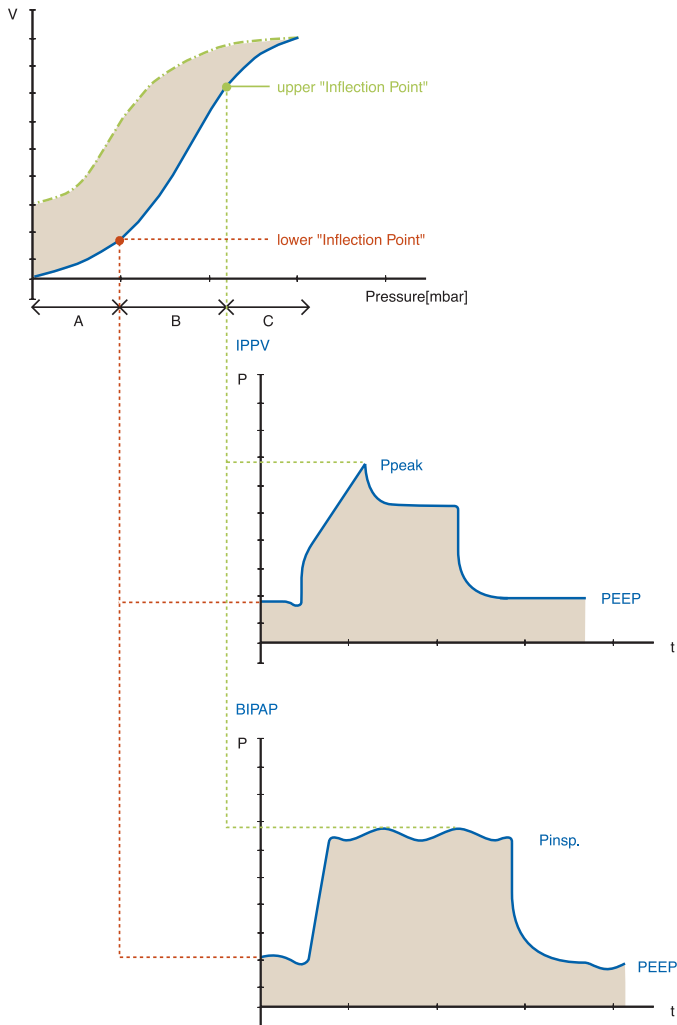


Abb. 12: Mit der Supersyringe Methode aufgenommener PV-Loop

Abb. 13



PV-Loop mit oberem und unterem Inflection point.
Wahl der Beatmungsdrücke.

Das Verhältnis von Volumen zu Druck gibt die Compliance wieder ($C = \Delta V / \Delta P$). Somit zeigt der PV-Loop den Complianceverlauf bei steigenden Volumina. Aus dem PV-Loop lassen sich der untere und obere ›Inflection point‹ (Knickpunkt) entnehmen. Der Volumenmeßwert geht bei dieser Methode expiratorisch nicht wieder auf Null zurück. Die Ursachen hierfür sind bisher nicht endgültig geklärt. Meßfehler und der Sauerstoffverbrauch während der Messung sind aber mit ausschlaggebend [3].

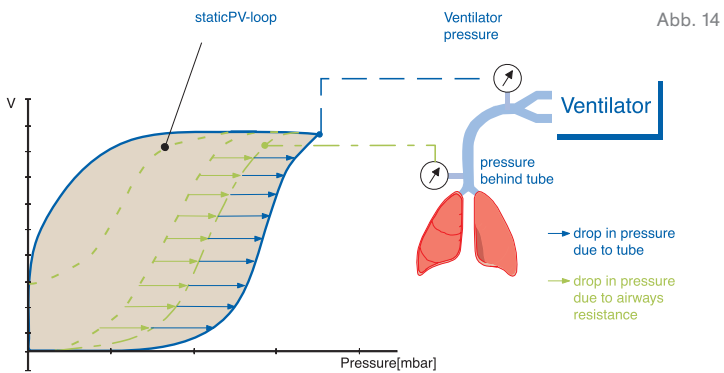
Im unteren Bereich (A) steigt der Druck pro Volumenschritt besonders stark an und steigt erst nach Überschreiten eines Lungenöffnungsdrucks (unterer Inflection point) linear weiter (B). Kommt die Lunge an die Grenzen ihrer Dehnbarkeit wird der Druckanstieg pro Volumenschritt wieder größer (oberer Inflection point) (C).

Nach allgemeiner Lehrmeinung sollte die Beatmung nach Möglichkeit im linearen Compliancebereich (B) erfolgen, da durch das Kolabieren und Wiederöffnen einzelner Lungenbereiche gefährliche Scherkräfte entstehen. Dabei kann der untere Inflection point durch Einstellen eines PEEP überwunden werden. Die Beatmungsvolumen (bei IPPV, SIMV) bzw. die Inspirationsdrücke (bei BIPAP, PCV) müssen dann so gewählt werden, dass der obere Inflection point nicht überschritten wird.

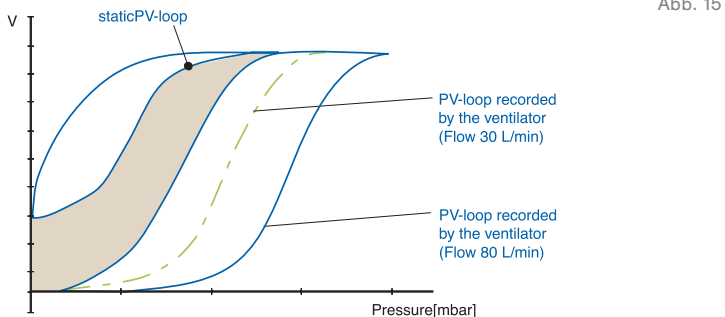
2.1.2 PV-LOOPS UNTER BEATMUNG (DYNAMISCH)

PV-Loops, die während der Beatmung erzeugt werden erfüllen nicht die Bedingung, daß zum Zeitpunkt der einzelnen Meßwerte der Atemgasfluß = 0 ist.

Der Atemgasfluß erzeugt an den zwangsläufig existierenden Widerständen (Tubus, Atemwege etc.) einen zusätzlichen Druckgradienten.



Deswegen gibt der dynamische PV-Loop den Complianceverlauf nicht mehr unverfälscht wieder. Je größer dabei der inspiratorische Atemgasfluß ist, desto größer ist der zusätzliche Druckgradient und damit die Verfälschung.



Da die Beatmungsgeräte mit Beginn der Expiration das Ausatemventil auf Umgebungsdruck oder eingestellten PEEP öffnen, fällt auch der Druck des PV-Loops in der Expirationsphase fast unmittelbar auf diesen Wert. Beim statischen PV-Loop wird hingegen auch wieder schrittweise entlastet. Für den unter kontrollierter Beatmung aufgenommenen PV-Loop kann man grundsätzlich sagen, dass je langsamer die Lunge gefüllt wird, desto besser spiegelt die Anstiegsflanke den Complianceverlauf wieder.

In Beatmungsformen mit dezelerierendem Flow (BIPAP, PCV etc.) können keine Aussagen über den Complianceverlauf der Lunge aus dem PV-Loop gezogen werden.

Einige Studien und Veröffentlichungen zeigen, daß der unter laufender Beatmung aufgenommene PV-Loop gut mit denen von Standardverfahren korrelieren solange der inspiratorische Flow konstant ist [4]. Die Studien basieren auf der Annahme, daß bei konstantem Flow auch die Druckabfälle an den inspiratorischen Widerständen konstant sind, und somit die Anstiegssteilheit des inspiratorischen Loops nur noch die elastischen Widerstände von Thorax und Lunge widerspiegelt. Unter dieser Bedingung bekommt der vom Beatmungsgerät aufgezeichnete PV-Loop zwar einen Offset (Verschiebung der ansteigenden Flanke), behält ansonsten aber seine Form, aus welcher die eigentlichen Rückschlüsse über die Compliance gezogen werden.

Damit wird auch klar, daß in Beatmungsformen mit dezelerierendem Flow (BIPAP, PCV etc.) keine Aussagen über den Complianceverlauf der Lunge aus dem PV-Loop gezogen werden können.

Interpretation von PV-Loops unter Beatmung.

2.1.3 UNTER VOLUMENKONTROLLIERTER BEATMUNG MIT KONSTANTEM FLOW

Während der Inspiration wird die Lunge mit einem vorgewähltem konstantem Gasfluß gefüllt. Der Druck im Atemsystem steigt dabei allmählich an. Der Druck in der Lunge steigt im gleichen Maße an und erreicht am Ende der Inspiration den gleichen Druckwert wie im Atemsystem (Plateaudruck).

Während der Expiration öffnet das Beatmungsgerät das Ausatemventil soweit, daß der eingestellte PEEP aufrecht gehalten wird. Durch die nun in seiner Richtung geänderte Druckdifferenz (Druck in der Lunge größer als der PEEP Druck) fließt das Atemgas nun aus der Lunge und das Lungenvolumen sinkt langsam ab. Deshalb verlaufen PV-Loops unter kontrollierte Beatmung entgegen dem Uhrzeigersinn.

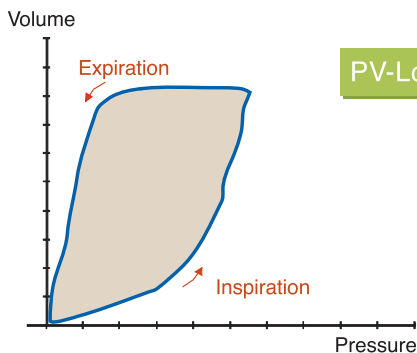
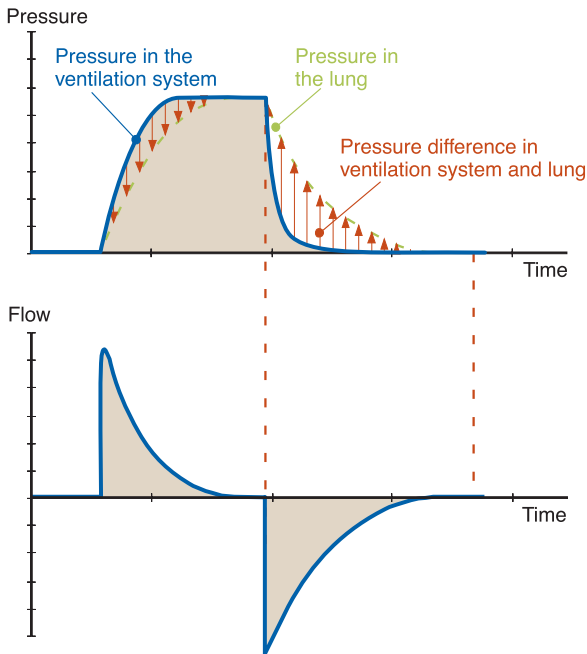


Abb. 16



UNTER DRUCKKONTROLLIERTER BEATMUNG (DEZELERIERENDER FLOW)

Auch unter druckkontrollierter Beatmung verlaufen die PV-Loops entgegen dem Uhrzeigersinn. Die Lunge wird allerdings nicht mit einem gleichbleibendem Gasfluß gefüllt. Mit Beginn der Inspiration erzeugt das Beatmungsgerät einen gegenüber der Lunge erhöhten Druck im Beatmungssystem, welcher während der gesamten Inspiration vom Beatmungsgerät konstant gehalten wird. Durch diesen Druckunterschied fließt Luft in die Lunge und das Lungenvolumen erhöht sich langsam. Mit steigendem Lungenvolumen steigt auch der Druck in der Lunge und die Druckdifferenz zwischen Lungendruck und Druck im Atemsystem wird zunehmend kleiner.

Da die Druckdifferenz auf Grund der physikalischen Gesetze die Größe des sich ergebenden Atemflow bestimmt, wird der Atemflow während der Inspiration immer kleiner und es ergibt sich ein dezelerierender Flow. Der Druck im Atemsystem wird während der gesamten Inspiration vom Beatmungsgerät konstant gehalten, dadurch ist der PV-Loop unter druckkontrollierter Beatmung mehr oder weniger kastenförmig.

Compliancegerade (A – B) in druckkontrollierter Beatmung, wenn Flow = 0 am Ende der Inspiration und der Expiration.

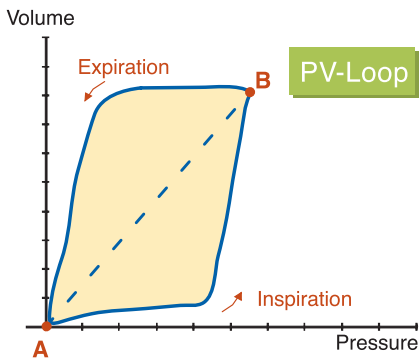
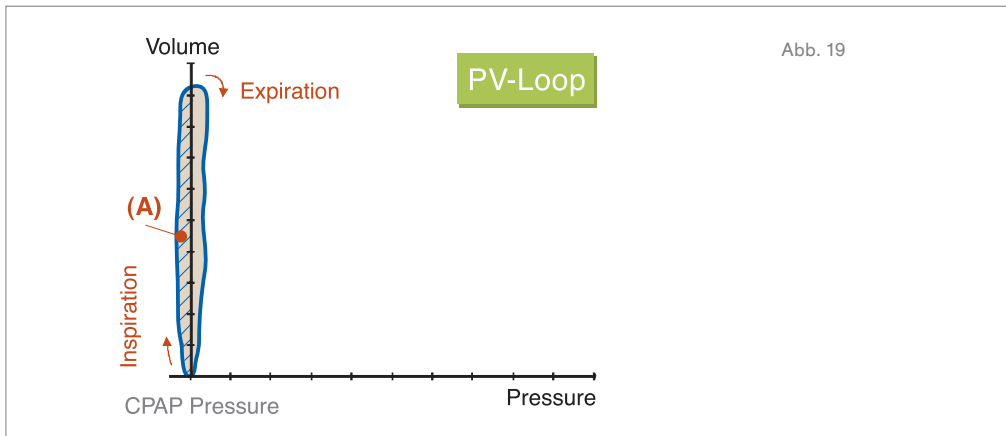


Abb. 18

Es ist nicht möglich aus diesem Loopverlauf auf den Complianceverlauf der Lunge zu schließen. Wenn am Ende der Inspiration der Atemgasfluß gleich Null ist, ist die Steigung der Verbindung zwischen dem Nulldurchgang (A) und dem Punkt am Ende der Inspiration (B) aber ein Maß für die dynamische Compliance. Voraussetzung hierfür ist aber, daß der Flow sowohl am Ende der Inspiration als auch am Ende der Expiration Null ist.

UNTER CPAP SPONTANATMUNG

Unter Spontanatmung verlaufen die PV-Loops im Uhrzeigersinn. Der Patient bringt bei seiner Einatembemühung einen Unterdruck in der Lunge auf. Dieser Unterdruck macht sich auch im Atemsystem bemerkbar, wo der Druck vom Beatmungsgerät gemessen wird.

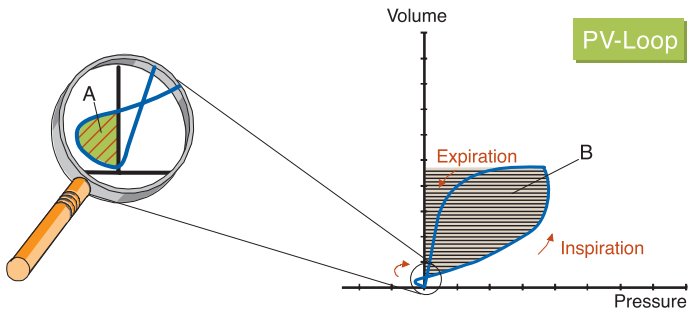


Das Beatmungsgerät versucht immer soviel Atemgas zum Patienten zu liefern, daß der eingestellte CPAP Druck konstant gehalten wird. Eine kleine negative Abweichung ist jedoch prinzipbedingt. Die Fläche links von einer gedachten Vertikalen Achse (A) am eingestellten CPAP Druck ist daher ein Maß für die vom Patienten gegen die Inspiartionswiderstände des Beatmungsgerätes aufgebrauchte Arbeit.

PV-LOOP IN CPAP MIT ASB

Das besondere Kennzeichen einer mit der Einatembemühung des Patienten synchronisierten Atemunterstützung (ASB, SIMV etc.) ist eine kleine Schleife knapp über dem Nullpunkt. Der Patient erzeugt zunächst wieder einen Unterdruck in der Lunge. Nach überschreiten der Triggerschwelle erzeugt das Beatmungsgerät dann aber einen positiven Druck im Atemsystem. Die Fläche die links von der vertikalen Achse durch die kleine Schleife eingeschlossen (A) wird ist ein Maß für die vom Patienten zu leistende Triggerarbeit. Die Fläche rechts von der Achse (B) entspricht der vom Beatmungsgerät zur Unterstützung geleisteten Arbeit, sofern der Patient nur triggert, aber nicht wirklich mitatmet.

Abb. 20



D-3502-2011

PV-LOOPS BEI COMPLIANCE VERÄNDERUNG

Mit sinkender Compliance, also unelastischer werdender Lunge und ansonsten unveränderten Einstellungen am Beatmungsgerät, verläuft der PV-Loops unter Volumenkontrollierter Beatmung zunehmend flacher. Die Veränderung der Steilheit im Inspirationschenkel des PV-Loops ist proportional zur Änderung der Lungencompliance.

Die Veränderung der Steilheit im Inspirationschenkel des PV-Loops ist proportional zur Änderung der Lungencompliance.

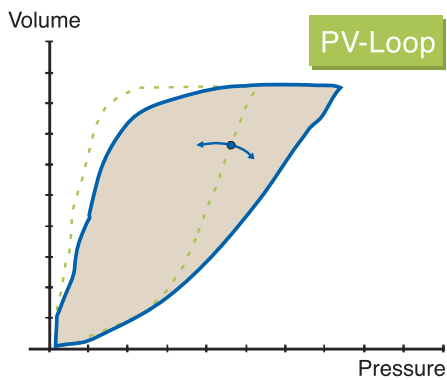


Abb. 21

PV-LOOPS BEI RESISTANCE VERÄNDERUNG

Bei einer Veränderung der Resistance unter Konstant-Flow Beatmung bleibt die Steilheit des rechten Loopschenkels unverändert verschiebt sich aber in seiner absoluten Lage.

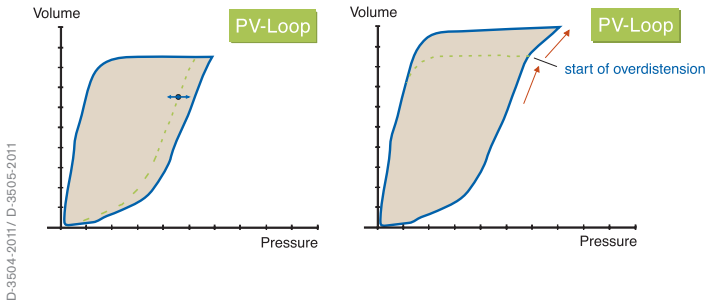


Abb. 22 (links):
PV-Loops bei
Resistance
Veränderung

Abb. 23 (rechts):
PV-Loop im
Bereich einer
Überdehnung

PV-LOOP IM BEREICH EINER ÜBERDEHNUNG

Wird unter konstant Flow Beatmung im oberen Bereich des Inspirations-schenkels ein flacher werdender Verlauf beobachtet, so könnte dies auf eine Überdehnung von Lungenbereichen hindeuten. Siehe auch Kapitel ›Der statische PV-Loop‹.

Je schmaler die Fläche links der vertikalen Achse ist desto geringer ist die zusätzliche Atemarbeit, die der Patient gegen die Inspirationswiderstände des Beatmungsgerät aufbringen muss.

PV-LOOP UNTER ASB

Wenn der Patient unter ASB Unterstützung ausschließlich den Triggerimpuls aufbringt, anschließend aber nicht weiter mitatmet, so wird ausschließlich das Volumen erreicht welches dem eingestellten Unterstützungsdruck bei der momentanen Lungencompliance entspricht. Bringt der Patient aber während der ganzen Unterstützungsphase eine Einatembemühung auf, so kann er größere Volumina einatmen. Der Unterstützungsdruck bleibt dabei unverändert. Eine Veränderung in der Höhe des PV-Loops ist somit ein Maß für die Stärke der Einatembemühung des Patienten.

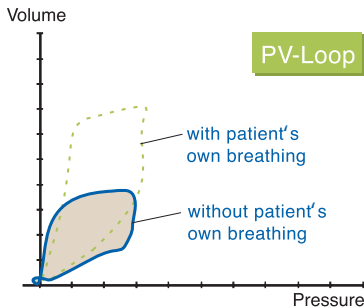


Abb. 24

Ein Patient wird nur dann zur eigenen Atemanstrengung angeregt, wenn das durch die eingestellte Druckunterstützung (ohne Eigenatmung) erreichbare Tidalvolumen kleiner ist als der individuelle Bedarf des Patienten. Der eingestellte Unterstützungsdruck sollte andererseits aber auch mindestens die künstlichen Atemwegswiderstände (Tubus) kompensieren (siehe auch Kapitel ›PV-Loop vor und hinter dem Tubus‹).

2.1.4 PV-LOOPS VOR UND HINTER DEM TUBUS

Der vom Beatmungsgerät meßbare PV-Loop zeigt nur die halbe Wahrheit. Wie bereits im Abschnitt »dynamischer PV-Loop« beschrieben, entstehen hinter dem Druckmeßort des Beatmungsgerätes (Y-Stück) weitere Druckabfälle z.B. am Tubus und den physiologischen Atemwegen.

PV-LOOP BEI CPAP VOR UND HINTER DEM TUBUS

Der von Beatmungsgeräten angezeigte PV-Loop, weist unter reiner Spontanatmung eines Patienten auf einem erhöhten Druckniveau (CPAP) einen schlanken Loop auf. Je schmaler die Fläche links der vertikalen Achse ist desto geringer ist die zusätzliche Atemarbeit, die der Patient gegen die Inspirationswiderstände des Beatmungsgerät aufbringen muss. Die Fläche rechts von der Achse wird dagegen nur von den Ausatemwiderständen des Beatmungsgerätes bestimmt. Die gesamte vom Loop eingeschlossene Fläche ist somit auch ein Maß für die Qualität des Beatmungsgerätes. Dabei ist zu beachten, daß für einen direkten Vergleich von Beatmungsgeräten für alle Beatmungsgeräte das gleiche Messsystem benutzt werden sollte, da die Spezifikationen der verschiedener Systeme erheblich voneinander abweichen können. Weiter muss berücksichtigt werden, daß einige Beatmungsgeräte einen kleinen zusätzlichen Unterstützungsdruck (ca. 3 mbar) auch dann applizieren, wenn kein Unterstützungsdruck eingestellt ist. Ein direkter Vergleich ist dann nicht mehr möglich.

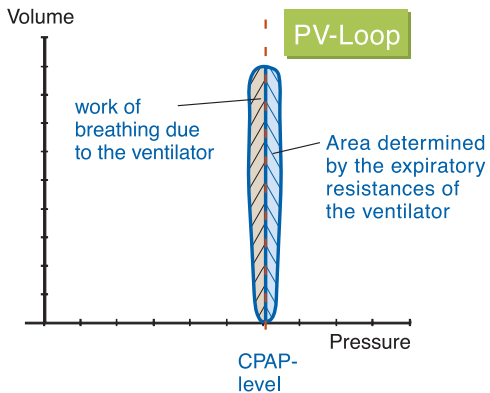


Abb. 25

Die Auffassung, ein schlanker PV-Loop sei gleichbedeutend mit einer geringen Atemarbeit für den Patienten, ist nicht in jedem Fall richtig. Der Vergleich mit einem gleichzeitig hinter dem Tubus aufgenommenen Loop zeigt, daß dieser eine deutlich größere Fläche aufweist. Der Patient muss bedingt durch den vergleichsweise kleinen Durchmesser des Tubus erheblich mehr Atemarbeit leisten.

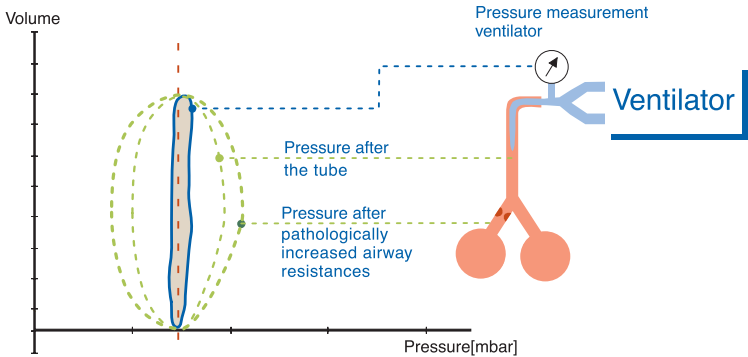


Abb. 26

Je kleiner der Tubusdurchmesser desto größer ist die vom Patienten gegen den Tubus aufzubringende Atemarbeit [5], was sich am unterschiedlichen Flächeninhalt der hinter dem Tubus aufgenommenen Loops zeigt. Ein hinter den möglicherweise krankhaft erhöhten Widerständen der Atemwege aufgenommen PV-Loop würde eine noch größere Fläche aufweisen.

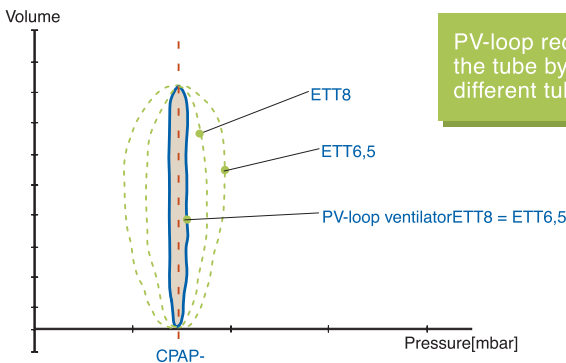
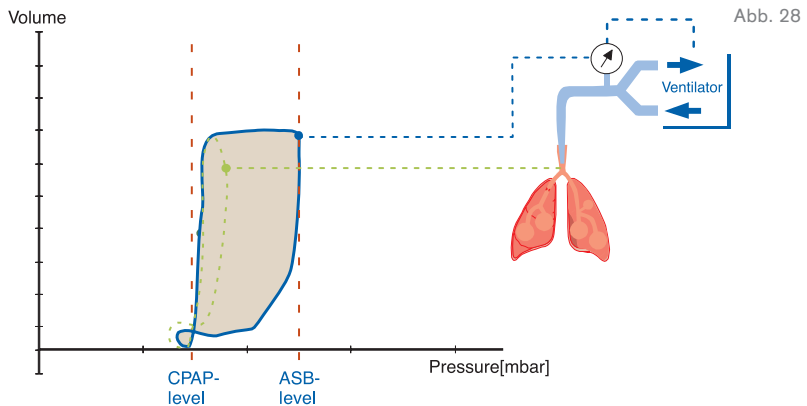


Abb. 27

PV-loop recorded after the tube by use of different tube diameters

ABHILFE DURCH ASB

Die technisch oder krankhaft bedingt erhöhten Widerstände in den Atemwegen führen also zu einer erhöhten Atemarbeit für den Patienten. Durch die Einstellung einer ASB Druckunterstützung (Assisted Spontaneous Breathing) wird in der Regel versucht diese Atemwegswiderstände zu kompensieren. Der Vergleich mit den unter CPAP aufgenommenen Loops zeigt das mit ASB auch die Fläche des hinter dem Tubus aufgenommenen Loops verringert werden kann.



Liegt der Inspirationsschenkel des Loops genau auf der vertikalen Linie des CPAP Einstellwertes, so wird gerade eben der Tubuswiderstand kompensiert. Liegt der Inspirationsschenkel rechts von der CPAP Linie, so wird über die Kompensation des Tubuswiderstandes hinaus unterstützt, es werden also gegebenenfalls krankhaft bedingte Widerstände in den dahinterliegenden Atemwegen kompensiert. Bei unzureichendem Unterstützungsdruck und forcierter Einatmung des Patienten kann es aber trotzdem zu einem negativen Druck hinter dem Tubus kommen.

Leider steht der PV-Loop hinter dem Tubus in der Regel nicht zur Verfügung. Eine Druckmessung an der Tubusspitze ist unter anderem durch Ansammlung von Sekret und Mukus etc. sehr fehleranfällig. Eine fehlerbehaftete Messung könnte dann leicht zu Fehlinterpretationen führen. Es wird aber von Seiten der Forschung an verschiedenen Lösungen gearbeitet, um hier eine Verbesserung zu erzielen.

Vorläufig bleibt nur ein Abschätzen bzw. herantasten an den optimalen ASB Unterstützungsdruck der Atemwegswiderstände soweit therapeutisch erforderlich kompensiert.

2.2 Loops – Was es sonst noch gibt

Neben Druck-Volumen (PV) Loops sind noch andere Parameterkombinationen möglich. Einige hiervon finden in der Pulmologie Anwendung, sind aber in der Intensivmedizin nicht sehr verbreitet. Einige Diagnoseverfahren benötigen die Kooperation des Patienten.

2.2.1 FLOW-VOLUMEN LOOP

Der Flow-Volumen Loop wird gelegentlich genutzt, um Informationen über den Atemwegswiderstand, den Zeitpunkt für eine sinnvolle Absaugung und die Reaktion auf eine Bronchialtherapie zu gewinnen.

Erhöhte Ausatemwiderstände durch Sputum etc. können bei vielen Patienten an einem sägezahnförmigen Loop erkannt werden. Eine Verbesserung der Atemwegswiderstände zum Beispiel durch Absaugung kann dann entsprechend durch einen glatter verlaufenden Loop überprüft werden. [6]

Bei Patienten mit obstruktiven Erkrankungen wird sich eine veränderte Form des expiratorischen Loopschenkels erst zeigen, wenn der eingestellte Peep größer ist als der intrinsische Peep. Das Ausbleiben einer Veränderung in der Loopform muß aber nicht unbedingt mit einer Flowlimitierung zusammenhängen. [7]

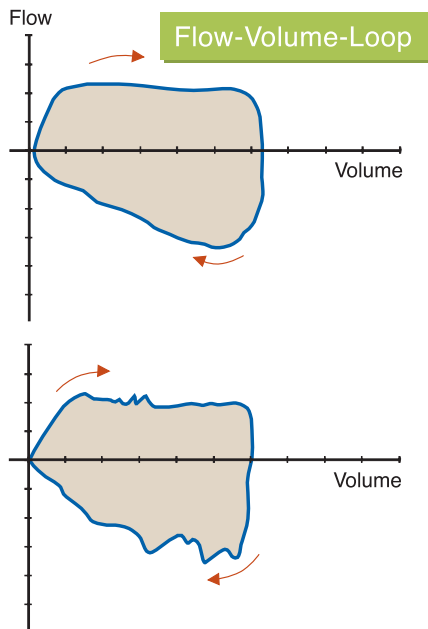


Abb. 29

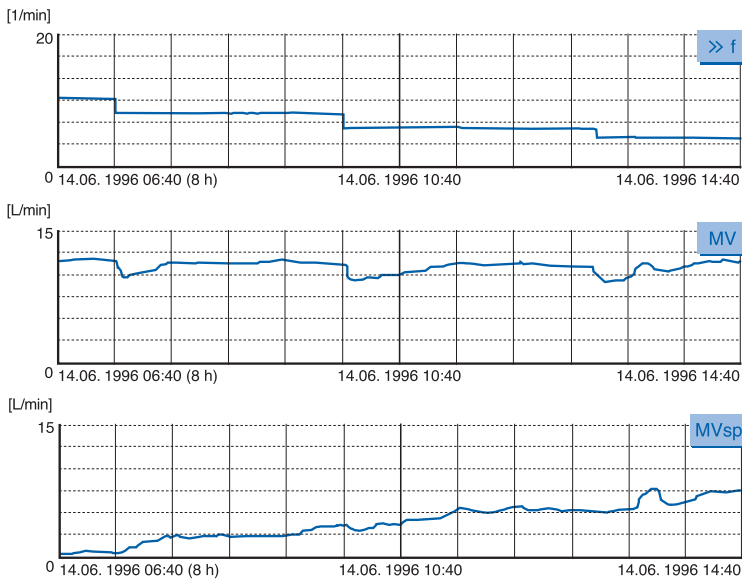
3. Trends

Der Blick zurück

Grafische Trenddarstellungen erlauben die nachträgliche Beurteilung von Vorgängen unter Beatmung. Der Verlauf von kontinuierlich gemessenen Werten wird dabei grafisch dargestellt. Die Trenddarstellung kann für unterschiedliche Anwendungsfälle interessant sein. Für die einzelnen Anwendungen sind unterschiedliche Betrachtungszeiträume wünschenswert. Um den Verlauf eines Weaningprozesses zu beurteilen wird man beispielsweise mehrere Tage bis zu Wochen in einem Diagramm darstellen wollen, während man bei der Betrachtung eines plötzlichen Ereignisses eine möglichst große Auflösung des Diagramms wünscht.

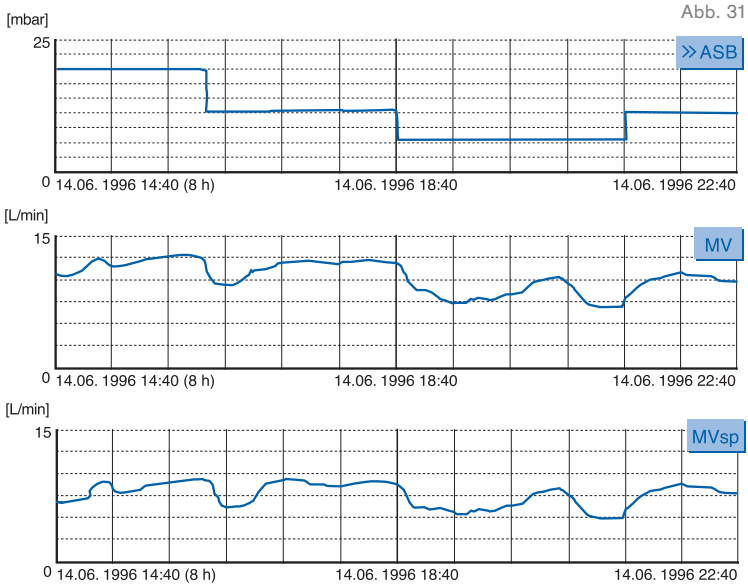
Die Anwendungsbereiche für Trenddarstellungen in der Beatmung sind auf Grund der vielfältigen Kombinationsmöglichkeiten der einzelnen Parameter sehr weit gefächert. Es sollen hier nur einige Beispiele gegeben werden, die als Anregung für weitere Anwendungen zu verstehen sind.

Abb. 30



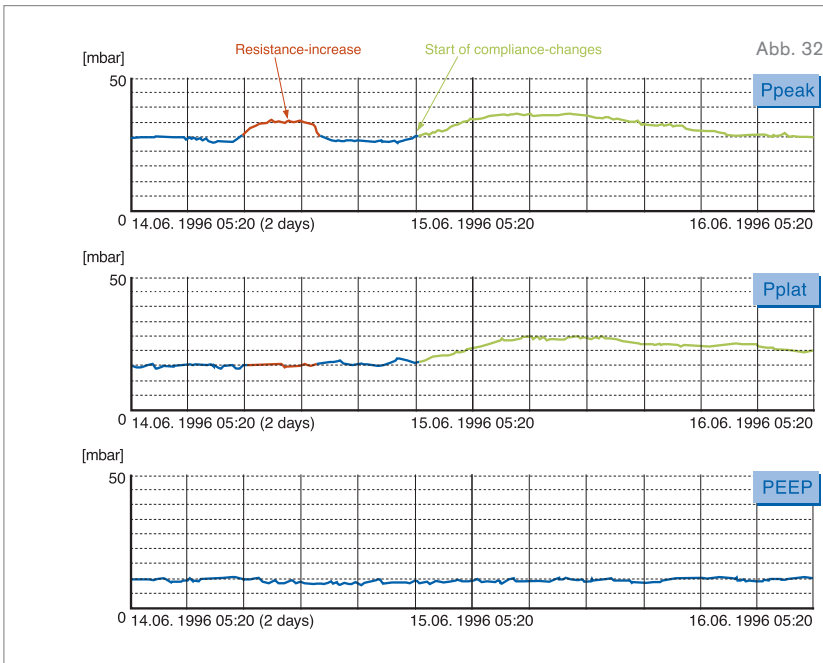
3.1 Dokumentation eines Weaningprozesses

Im oben gezeigten Trendverlauf ist zu erkennen, wie schrittweise die SIMV-Frequenz erniedrigt wurde. Nach jeder Frequenzreduzierung kam es zu einem Einbruch im Minutenvolumen (MV) der aber nach kurzer Zeit wieder durch das vom Patienten spontan geatmete MV (MVspont.) ausgeglichen wurde.



D-3514-2011

In der zweiten Trenddarstellung kann der weitere Weaningverlauf und seine Auswirkungen betrachtet werden. Ab einer bestimmten IMV-Frequenz wurde diese konstant gehalten und nur noch die Druckunterstützung reduziert. Zunächst wurden diese Reduktionen auch von dem Patienten kompensiert, im späteren Verlauf ist aber eine bleibende Verringerung des MV zu erkennen worauf die maschinelle Unterstützung wieder verstärkt wurde.



3.2 Lungenparameter mittels Spitzen- & Plateaudruck

Wie bereits im Kapitel »Kurven« dargestellt, erlauben die Veränderungen von Spitzendruck und Plateaudruck Aussagen über die Atemwegwiderstände (Resistance) und die Lungendehnbarkeit (Compliance). Die Trenddarstellung dieser beiden Parameter ist somit auch ein Trend von R und C. Erhöht sich unter Volumenkontrollierter Beatmung ohne Drucklimitierung der Spitzendruck (P_{peak}) bei gleichbleibendem Plateaudruck (P_{plat}), so ist dies ein Zeichen für eine Erhöhung der Atemwegwiderstände. Ursachen könnten u. a. eine Verengung der Atemwege durch Sekret, auf Grund mangelnder Absaugung sein. Erhöhen sich sowohl der Spitzendruck (P_{peak}) als auch der Plateaudruck (P_{plat}), so ist dies kennzeichnend für eine kleiner werdende Compliance.

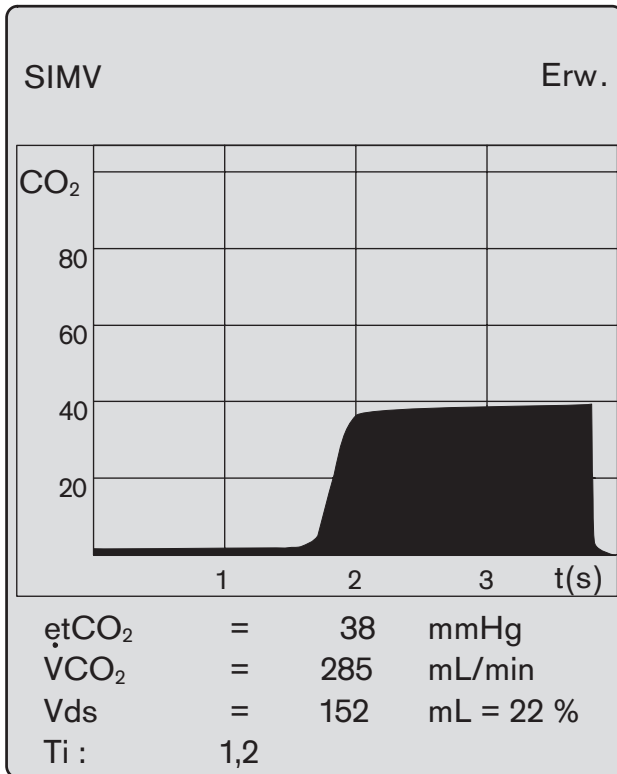
4. Kapnographie

Da stimmt doch was nicht

Modernes Patientenmonitoring erlaubt die Erfassung, Anzeige und Verarbeitung der verschiedensten Daten. Entsprechend der gewählten Parameter und der Erfahrung des Betrachters gestatten verschiedenste Beatmungsgrößen und deren Darstellung in Echtzeitkurven Rückschlüsse auf den Patientenstatus und den Therapieerfolg.

Capnogramme, als grafische Darstellung des CO_2 - Partialdrucks über einen Atemzyklus oder als Trenddarstellung des endtidalen CO_2 -Partialdrucks über einen längeren Zeitraum, weisen in vielen Fällen darauf hin, dass da irgend etwas nicht stimmt. Der Grund für ein unphysiologisches Capnogramm kann aber überall auf dem Weg des CO_2 durch den menschlichen Organismus zu finden sein. Im Fall der Beatmung kommen dann noch weitere apparative Einflußfaktoren hinzu. Die komplexe Abhängigkeit der CO_2 -Konzentration von Stoffwechsel, Kreislaufparametern, Gasaustausch und Belüftung der Lunge und den Einstellungen des Beatmungsgerätes ermöglicht eine gleichzeitige Überwachung dieser Funktionen und eine frühzeitige Erkennung von Störungen. Die Patientensicherheit kann mit Hilfe einer CO_2 -Messung entscheidend verbessert werden. Die Ursachen für ein unphysiologisches Capnogramm sind andererseits oft so vielschichtig, daß eine Interpretation schwierig gestaltet.

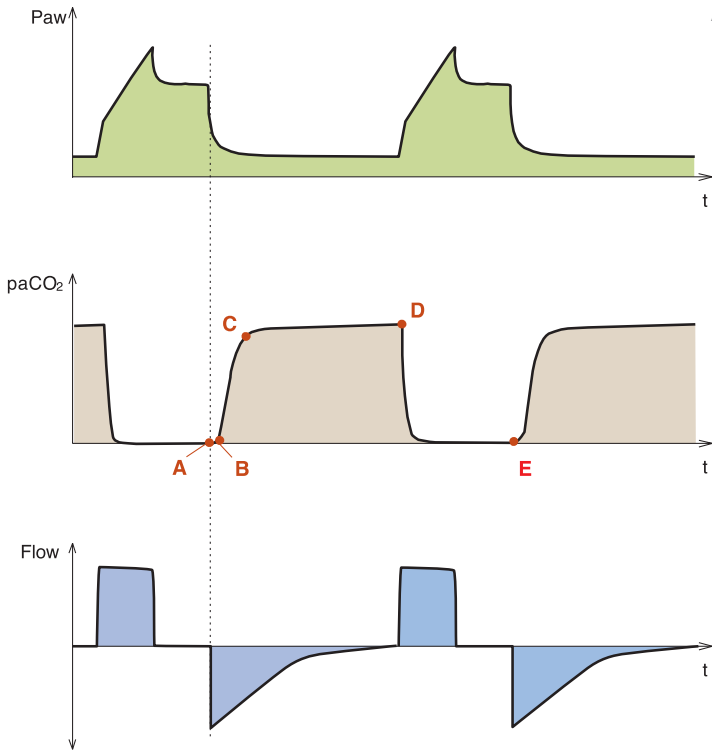
Die CO_2 -Messung erlaubt häufig, Probleme frühzeitig zu erkennen, die dann aber mit anderen Mitteln noch weiter diagnostiziert werden müssen. Die Beatmungsgeräte der Evita-Familie ermöglichen mit Hilfe eines patientennahen Hauptstromsensors die Messung des CO_2 -Partialdrucks während der In- und Expirationsphase, was die Darstellung des Verlaufs in Echtzeitkurven und die Ermittlung des anatomischen Totraums und der CO_2 -Produktion ermöglicht. Der gemessene endtidale CO_2 -Partialdruck wird angezeigt und kann in der Trenddarstellung über einen längeren Zeitraum in seinem Verlauf rückverfolgt werden.



Auf den folgenden Seiten finden sie neben einem physiologischen Capnogramm eine Auswahl von abweichenden CO_2 -Kurvenformen und Trenddarstellungen mit einer kurzen Interpretation und Beispielen für mögliche Ursachen.

4.1 Das physiologische Kapnogramm

- A – B:** Entleerung des oberen Totraumvolumens der Atemwege
Die CO_2 -Konzentration auf diesem Kurvenabschnitt ist Null, denn es handelt sich um die erste Phase der Expiration, in der Luft aus hohen Atemwegen analysiert wird, die nicht an dem Gasaustausch teilgenommen hat.
- B – C:** Gas aus dem unteren Totraumvolumens und Alveolen
Die CO_2 -Konzentration steigt fortlaufend, da die analysierte Luft zum Teil aus den oberen Atemwegen und zum Teil aus den CO_2 -reichen Alveolen kommt.
- C – D:** alveoläres Gas
Diese Phase wird mit dem Begriff ‚alveoläres Plateau‘ angegeben. Das Ansteigen der Kurve ist sehr langsam. Die analysierte Luft kommt zum größten Teil aus dem Alveolarraum.
- D:** endtidaler CO_2 -Partialdruck
Stellt die Höchstkonzentration an expiriertem CO_2 dar und wird endexpiratorisch erreicht. Dieser Punkt wird mit dem Begriff End-tidal CO_2 (et CO_2) angegeben und stellt den letzten Luftanteil dar, der am Gasaustausch im Alveolenbereich teilgenommen hat. Er ist somit unter bestimmten Voraussetzungen ein zuverlässiger Index des CO_2 -Partialdrucks des arteriellen Bluts.
- Normalwerte für die endtidale CO_2 -Konzentration ca. 5,0 – 5,3 %, 5,1 – 5,3 kPa bzw. 38 – 40 mmHg
- D – E:** Inspiration
Die CO_2 -Konzentration nimmt schnell ab, da mit Beginn der Inspiration frisches Gas ohne CO_2 in die Atemwege eindringt.



4.2 Interpretationen von Kapnogrammen

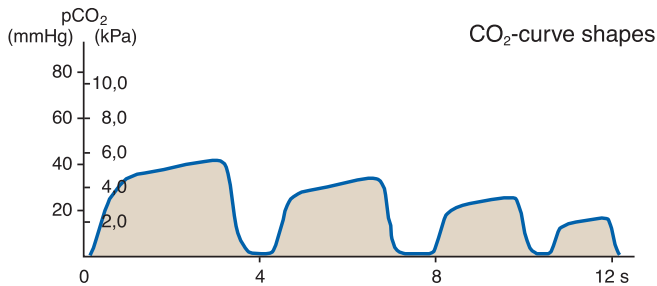
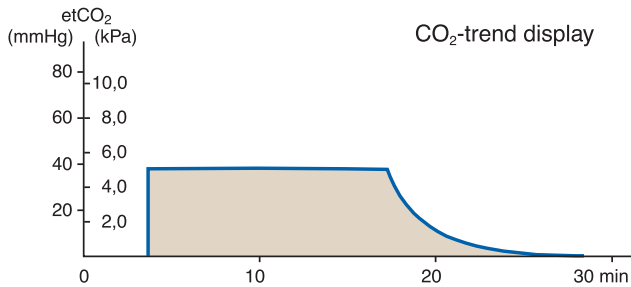


Abb. 35

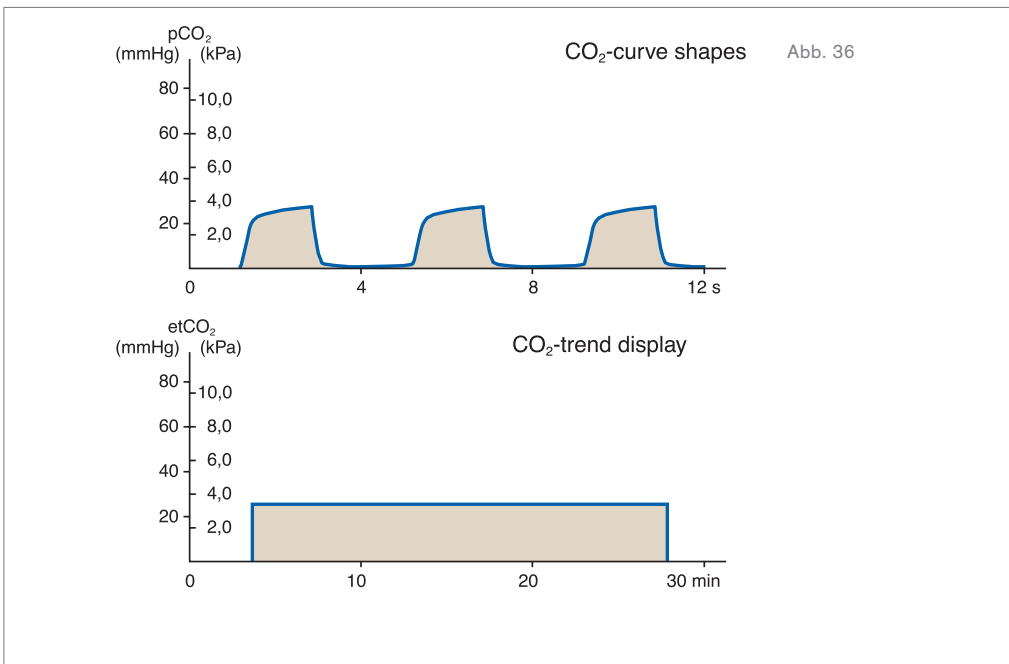


D-4663-2011

Exponentieller Abfall des pCO₂

Mögliche Ursachen:

- Cardiopulmonaler Bypass
- Herzstillstand
- pulmonale Embolie
- hoher Blutverlust
- schlagartiger Abfall des Blutdrucks



Konstant erniedrigter pCO₂

Mögliche Ursachen:

- Hyperventilation durch zu hohes Minutenvolumen
- niedrige Körpertemperatur
- nach Schock

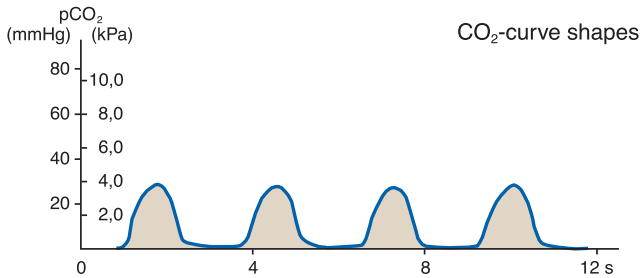
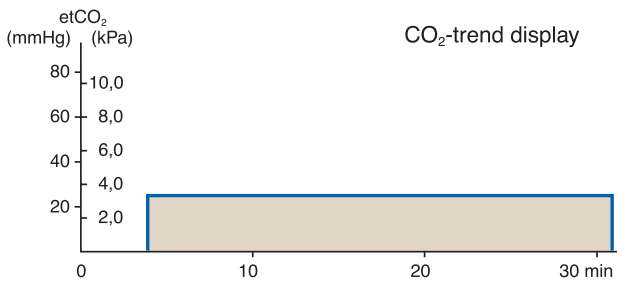


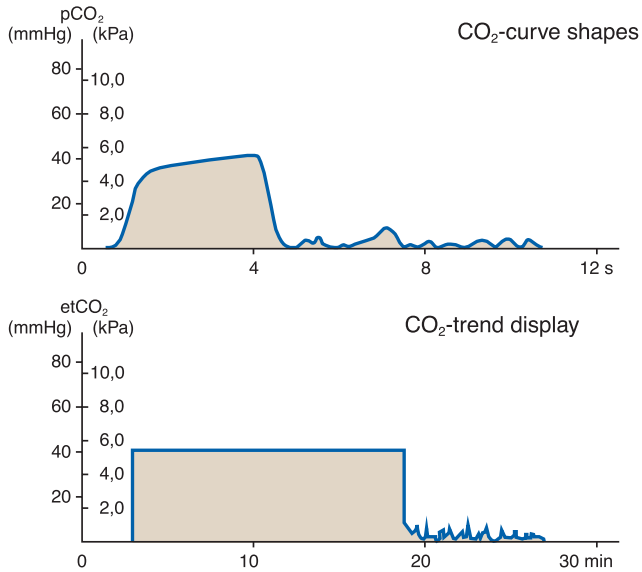
Abb. 37



Gleichmäßig niedriger pCO₂ ohne Plateau

Mögliche Ursachen:

- unvollständige Alveolare Entlüftung
- COPD
- Verschluss der oberen Atemwege
- Teilverschluss des Tubus



Plötzlicher Abfall des pCO₂ auf etwa Null

Mögliche Ursachen:

- akzidentelle Extubation
- vollständiger Atemwegsverschluss
- Diskonnektion
- Ösophagusintubation (Abfall nach 1 – 2 Tidalvolumen)

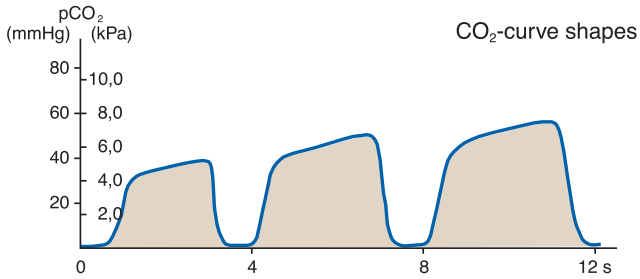
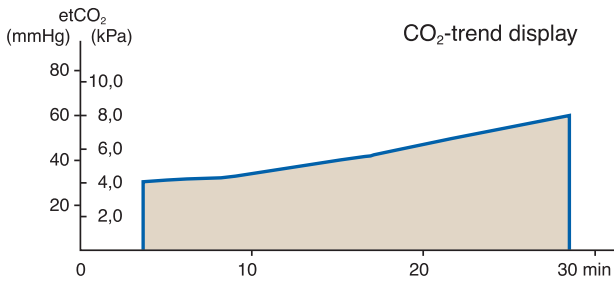


Abb. 39

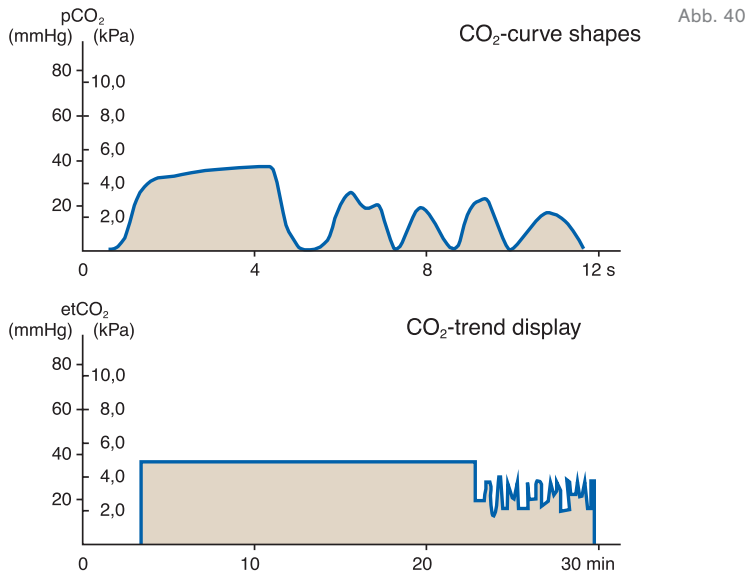


D-4667-2011

Gradueller Anstieg des pCO₂

Mögliche Ursachen:

- Erhöhung des Stoffwechsels und der Körpertemperatur
- (bei AMV = konst.)
- Beginnende Hypoventilation
- Abnahme der effektiven Alveolarventilation



Plötzlicher Abfall des pCO₂, aber noch über Null

Mögliche Ursachen:

- Leckagen im Schlauchsystem (Tubus)
- partieller Atemwegsverschluss
- Tubus in hypopharynx

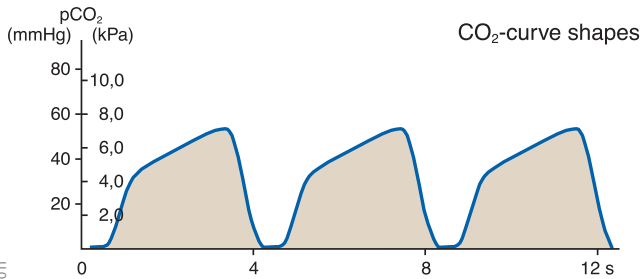


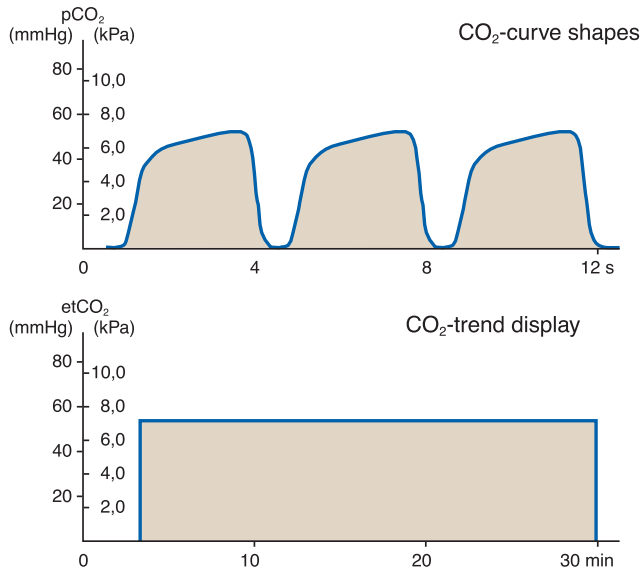
Abb. 41

D-4669-2011

Schrägstellung des pCO₂ – Plateaus

Mögliche Ursachen:

- Asthma
- Ventilatorische Verteilungsstörungen (asynchrone Entleerung)
- asthmatic bronchitis



Konstant erhöhter pCO₂

Mögliche Ursachen:

- Atemdepression durch Medikamente
- Metabolische Alkalose (respiratorische Kompensation)
- unzureichende Minutenventilation

5. Literatur

- [1] A. Nahum, Use of Pressure and Flow Waveforms to Monitor Mechanically Ventilated Patients, Yearbook of Intensive Care and Emergency Medicine 1995, 89-114

- [2] Sydow M., Burchardi H., Zinserling J., Ische H., Crozier Th.A., Weyland W. Improved determination of static compliance ...; Intensive Care Med (1991) 17:108-114

- [3] Sydow M., Burchardi H., Zinserling J., Ische H., Crozier Th.A., Weyland W. Improved determination of static compliance ...; Intensive Care Med (1991) 17:108-114

- [4] Marco Raniere, Rocco Giuliani, Tommaso Fiore, Michele Dambrosio, Joseph Milic-Emili. Volume-Pressure Curve of the Respiratory System Predicts Effects of PEEP in ARDS: ›Occlusion‹ versus ›Constant Flow‹ Technique. Am J Respir Crit Care Med.; Vol 149. pp 19-27, 1994

- [5] Michael Shapiro, MD; R. Keith Wilson, MD; Gregorio Casar, MD; Kim Bloom, MD; Robert B. Teague, MD. Work of breathing through different sized endotracheal tubes. Critical Care Medicine, Vol. 14, No. 12 [6] Jurban A, Tobin MJ (1994) Use of Flow-Volume curves in detecting secretions in ventilator dependent patients. Am J Respir Crit Care Med 150:766-769

- [7] A. Nahum, Use of Pressure and Flow Waveforms to Monitor Mechanically Ventilated Patients, Yearbook of Intensive Care and Emergency Medicine 1995, 89-114

UNTERNEHMENSZENTRALE

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

www.draeger.com

Hersteller:

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

Ihren Ansprechpartner vor
Ort finden Sie unter:
www.draeger.com/kontakt



DEUTSCHLAND

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

ÖSTERREICH

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

SCHWEIZ

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