

Abbildung 62

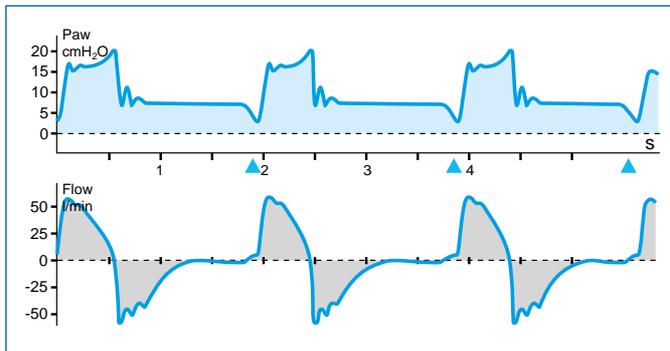


Abbildung 63

teraktion zwischen dem eingestellten Inspirationsdruck, der Druckanstiegszeit, den Atemanstrengungen des Patienten, der Compliance des Patienten und aus der Resistance des Atmungssystems. Der inspiratorische Peakflow sollte auf den Bedarf des Patienten abgestimmt sein, um für den Patienten angenehm zu sein und die Atemarbeit zu verringern. (Abbildung 59)

Die expiratorische Triggerempfindlichkeit

Bei der druckunterstützten Beatmung wird der Schwellenwert unter Verwendung eines Parameters, der manchmal als expiratorische Triggerempfindlichkeit (PSV Endflow) bezeichnet

wird, eingestellt. Die Einstellung wird als festgelegter Prozentsatz des inspiratorischen Peakflows kalibriert. Ein hoher Schwellenwert (hoher Prozentsatz) führt zu einer kurzen Insufflationszeit. Im Gegenzug führt ein niedriger Schwellenwert zu einer langen Insufflationszeit. Allerdings verändert sich die Inspirationszeit zufällig von Atemhub zu Atemhub, da der inspiratorische Peakflow sich von Atemhub zu Atemhub in Abhängigkeit von der Inspirationsanstrengung des Patienten verändern kann. Der Kliniker sollte die expiratorische Triggerempfindlichkeit so anpassen, dass sie mit der scheinbaren durchschnittlichen „neuralen Inspirationszeit“ übereinstimmt, um die Patient-Beatmungsgerät-Synchronie zu optimieren. (Abbildung 60)

Die optimale Einstellung der expiratorischen Triggerempfindlichkeit

Die optimale expiratorische Triggerempfindlichkeit ist abhängig von der Atemmechanik. Bei Patienten mit einer erhöhten Resistance und einer langen inspiratorischen Zeitkonstante, wird ein großer Prozentsatz der expiratorischen Triggerempfindlichkeit bevorzugt, um eine normale Insufflationszeit zu ermöglichen. Im Gegenzug wird bei Patienten mit einer niedrigen Compliance und einer kurzen inspiratorischen Zeitkonstante ein kleiner Prozentsatz der expiratorischen Triggerempfindlichkeit bevorzugt, um ausreichend Zeit für die Insufflation zu lassen. (Abbildung 61)

Verfrühtes Umschalten von Inspiration auf Expiration

Das Beatmungsgerät schaltet dann zu früh um, wenn der Flow vom Beatmungsgerät aufhört, während der Patient noch immer eine Inspirationsanstrengung unternimmt. Ein verfrühtes Umschalten verzerrt sowohl die Flow- als auch die Druckkurve am Anfang der Expiration. Auf der Flowkurve zeigt sich ein kleinerer expiratorischer Peakflow, gefolgt von einer ab-

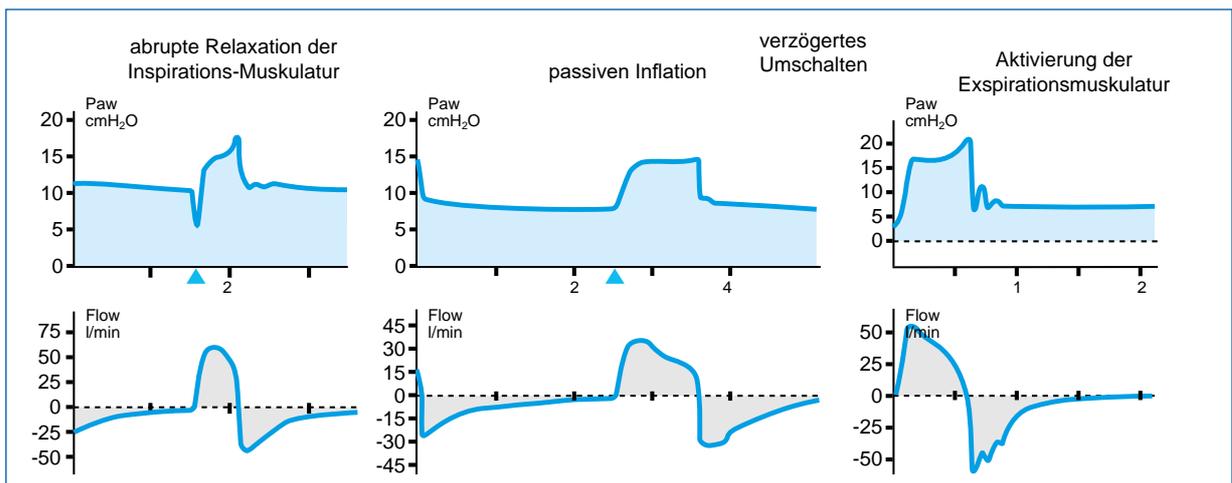


Abbildung 64

rupten initialen Umkehrung des Expirationsflows. Die Steigung des Expirationsflows wird stark in Richtung null ausgelenkt, was darauf hinweist, dass die Inspirationsanstrengung des Patienten verlängert ist. Der Druck fällt schnell vom Inspirationsdruck auf einen Wert, der kleiner als PEEP ist, ab und zeigt eine Konvexität nach oben, was auf eine Inspirationsanstrengung des Patienten hinweist. Das Fortbestehen der Inspirationsanstrengung des Patienten kann auch das Ergebnis einer schweren Doppel-Triggenung sein. (Abbildung 62)

Verzögertes Umschalten von Inspiration auf Expiration

Das Beatmungsgerät schaltet dann verzögert um, wenn der unterstützte Atemhub auch nach dem Ende der Inspirationsanstrengung des Patienten andauert. Ein verzögertes Umschalten verzerrt sowohl die Flow- als auch die Druckkurve am Ende der Insufflation. Auf der Flowkurve wird die Steigung in Richtung der Basislinie verzerrt, was auf eine abrupte Relaxation der Inspirationsmuskulatur oder eine Kontraktion der Expirationsmuskulatur hinweist. Gleichzeitig überschreitet die Druckkurve den Zielwert am Ende der Insufflation. (Abb. 63)

Verzögertes Umschalten von Inspiration auf Expiration und eine starke Inspirationsanstrengung

Sowohl ein verzögertes Umschalten von der Inspiration auf die Expiration als auch eine starke Inspirationsanstrengung erzeugen einen Druckanstieg am Ende der Insufflation. Die Ursache kann durch die Beobachtung der inspiratorischen Flowkurve ermittelt werden. Wenn die inspiratorische Flowkurve einen runden Verlauf hat, wurde der Druckanstieg wahrscheinlich durch die abrupte Relaxation der Inspirationsmuskulatur erzeugt. In diesem Fall kann die Erhöhung der Druckunterstützung wirksam sein. Wenn die inspiratorische Flowkurve langsamer als üblich exponentiell abfällt, ist das ein Hinweis auf das Ende einer Inspirationsanstrengung und den Anfang einer zweiten Phase der passiven Inflation. Im Gegenzug deutet eine Verzerrung der Steigung der inspiratorischen Flowkurve in Richtung der Basislinie auf eine Aktivierung der Expirationsmuskulatur hin. In den letzten beiden Fällen kann die Verkürzung der Insufflationszeit, indem eine höhere expiratorische Triggerempfindlichkeit eingestellt wird, die Patient-Beatmungsgerät-Synchronie verbessern. (Abbildung 64)

1.9 Loops

Im Gegensatz zur Kurvendarstellung stellt ein Loop zwei unterschiedliche Variablen dar, die gegeneinander aufgetragen sind.

- Atemwegsdruck zu Volumen
- Volumen zu Flow
- Flow zu Atemwegsdruck
- Atemwegsdruck zu Ösophagusdruck
- CO₂ zu Volumen

Ein Loop zeigt je die Werte eines Atemhubs.

Im Vergleich zu Kurven zeigen Loops:

- die Interaktion zwischen den Messwerten (z.B. CO₂ zu Volumen)
- zusätzliche Informationen über die Abhängigkeit des zweiten Messwertes (z.B. den Flow in Abhängigkeit des Drucks)
- zusätzliche Informationen über die Zeit

Je nach klinischen Fragestellungen können Loops unter laufender Beatmung oder als Ergebnis eines Manövers beurteilt werden.

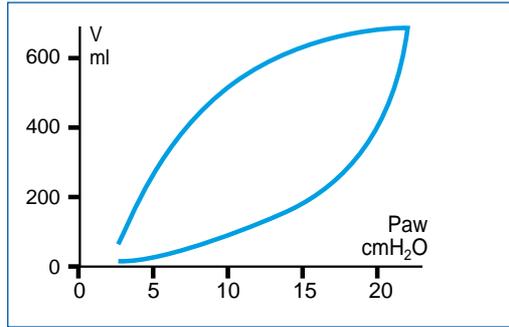
1.9.1 Beurteilung von Loops unter laufender Beatmung

1.9.2 Druck-Volumen-Loop

Der Druck-Volumen-Loop erlaubt die Beurteilung von:

- Atemwegsobstruktion
- Reaktion auf Bronchodilatoren
- Atemmechanik
- Leckagen
- Atemarbeit
- Trigger-Anstrengung
- Lungenüberblähung (bei gleichmäßigem Flow, besser als Lowflow-Manöver)

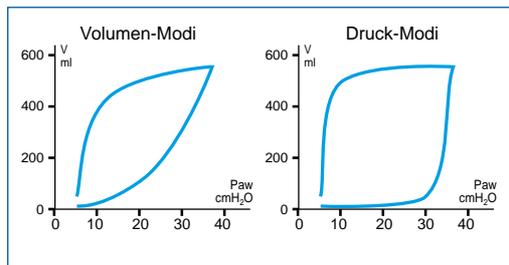
Abbildung 65



- Das Volumen wird auf der y-Achse dargestellt, der Druck auf der x-Achse.
- Die Inspirationskurve verläuft ansteigend, die Expirationskurve absteigend.
- Je nach Hersteller verlaufen spontane Atemhübe im Uhrzeigersinn und mandatorische Atemhübe gegen den Uhrzeigersinn.
- Das Ende des Loops liegt am eingestellten PEEP-Niveau. Ist kein PEEP eingestellt, liegt das Ende bei 0.
- Denkt man sich eine Linie durch die Mitte des Loops, stellt die Fläche rechts den inspiratorischen Widerstand und die Fläche links den expiratorischen Widerstand dar.

(Abbildung 65).

Abbildung 66

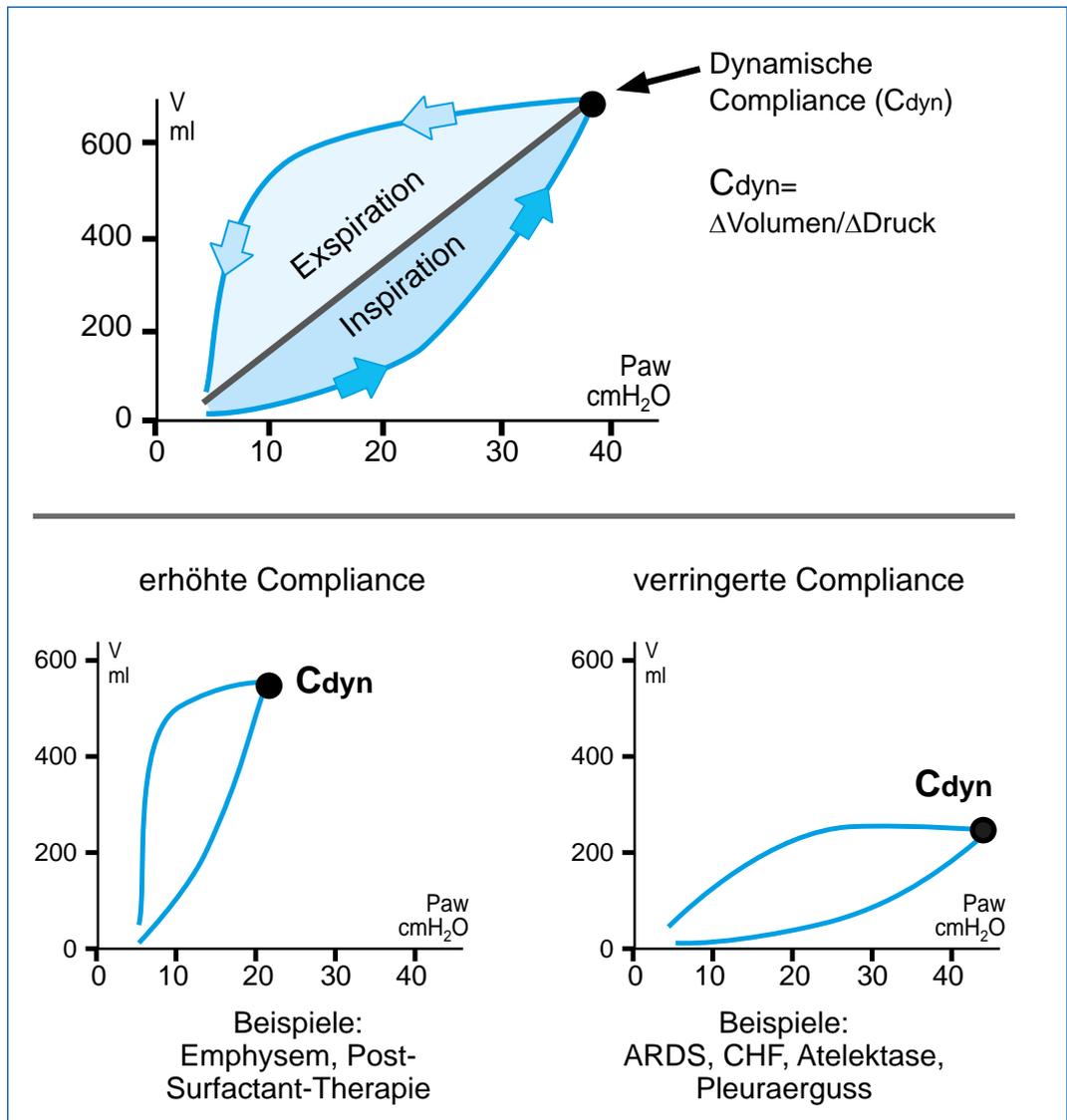


Die konkrete Darstellung des Druck-Volumen-Loops ist abhängig von dem eingestellten Modus mit den jeweiligen Parametern.

Bei **Volumen-Modi** hat der P/V-Loop im Normalfall etwa die Form eines Footballs.

Bei **Druck-Modi** hat der P/V-Loop etwa die Form eines Rechtecks. (Abbildung 66)

Abbildung 67



Wird ein PEEP hinzugefügt, beginnt der Loop am eingestellten PEEP-Niveau.

Der obere Teil des P/V-Loops stellt die dynamische Compliance dar (C_{dyn}). Die dynamische Compliance, also gemessene Compliance unter laufender Beatmung, ist das Maß für die Volumen- zu Druckveränderung (Δ Volumen/ Δ Druck). (Abbildung 67)

Bei druckkontrollierter Beatmungsmodi wird während der Inspiration ein eingestellter "konstanter" Druck erzeugt, wodurch ein Plateau auf der Druckkurve entsteht. Dadurch entsteht auch auf dem P/V-Loop ein Plateau. (Abbildung 68)

Triggert der Patient den Atemhub, ist am Anfang des Loops eine Art „gekreuzter Übergang“ in Form einer „Schwanzflosse“ zu sehen. Diese "Schwanzflosse" wird größer, wenn die Atemarbeit zunimmt. (Abbildung 69)

Erhöhter Widerstand

Nimmt der Atemwegswiderstand zu, wird der Loop weiter. Eine Erhöhung des expiratorischen Widerstands tritt im klinischen Alltag häufiger auf. (Abbildung 70)

Ursachen:

- Bronchospasmus
- Beatmungszugang wie Endotrachealtubus- oder Trachealkanüle (zu klein, geknickt, blockiert)
- zu hohe Flowrate
- Gleichzeitiger Einsatz von HME-Filter und aktivem Befeuchter
- Ungeeignete Einstellung für die Tubuskompensation oder für die proportionale Druckunterstützung
- Ansammlung von Sekreten
- Nasser oder blockierter Expirations- oder Geräteschutzfilter (z.B. nach Medikamentenvernebelung)
- Feuchtigkeit im HME-Filter

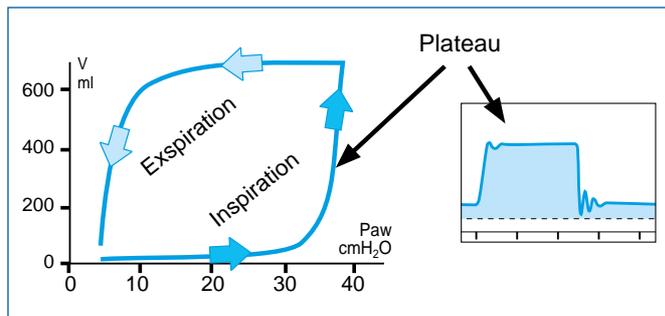


Abbildung 68

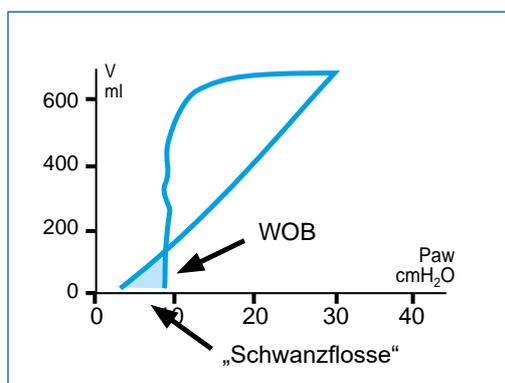


Abbildung 69

Feststellung auf der Grafik:

- Druck-Zeit-Diagramm: Erhöhung des PIP, aber das Plateau bleibt gleich
- Flow-Zeit-Diagramm: Die expiratorische Seite braucht länger, um die Basislinie zu erreichen.
- Volumen-Zeit-Diagramm: Die expiratorische Kurve braucht länger, um die Basislinie zu erreichen.
- Druck/Volume-Loop: Der Loop ist weiter. Eine Erhöhung des inspiratorischen Widerstands verursacht eine Wölbung nach rechts, eine Erhöhung des expiratorischen Widerstands verursacht eine Wölbung nach links.

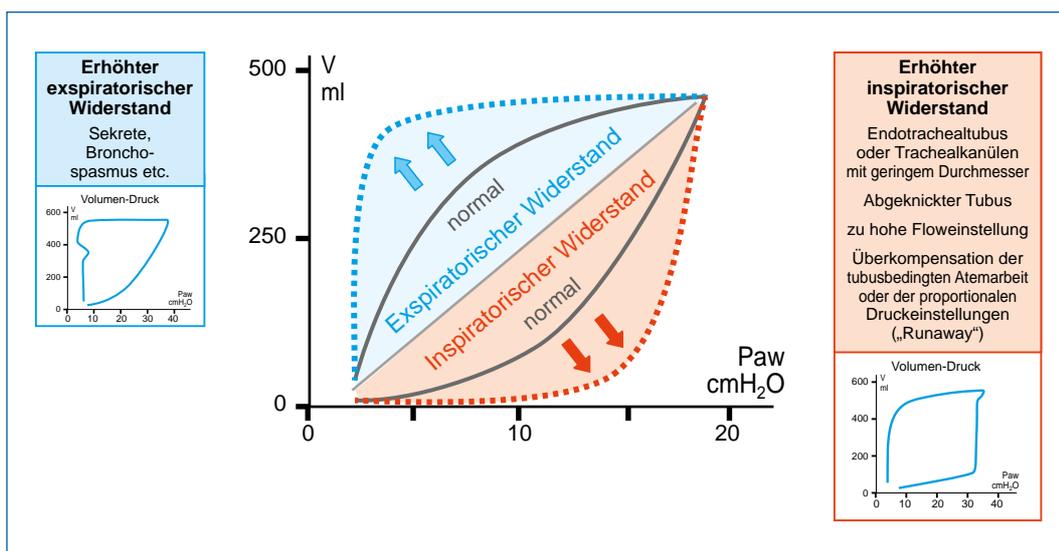
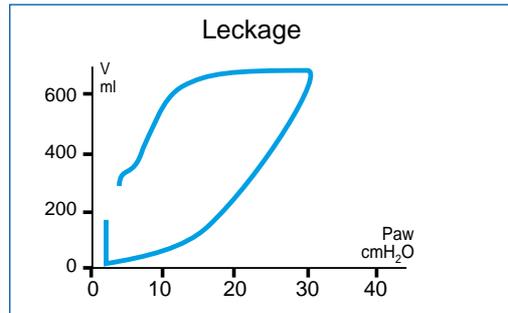


Abbildung 70

Abbildung 71



- Flow/Volumen-Loop: Verringerung des expiratorischen Flows, „Aushöhlung“ auf der expiratorischen Kurve

Beispielhafte Lösungsansätze (je nach klinischer Situation):

- Behandlung mit Bronchodilatoren, Absaugen des Patienten, Wasser ablaufen lassen. Wechsel des HME-Filters, Verwendung eines Beisskeils, Verringerung der Flowrate, Wechseln des Expirationsfilters, Kontrolle der Einstellung Tubuskompensation, Anpassung der Einstellung der proportionalen Druckunterstützung (Reduzierung Runaway)

Leckagen

Kehrt der expiratorische Teil des Loops nicht zur Basislinie zurück, so ist dies ein Hinweis auf eine Leckage. (Abbildung 71)

Ursachen:

- Expiratorische Leckage: Inadäquate oder unzureichende Blockung des Endotrachealtubus oder der Trachealkanüle, Thoraxdrainagenleckage, Bronchopleurale Fistel, Fehllage der Magensonde Trachea),

- Inspiratorische Leckage: lockere Anschlüsse, fehlerhafter Flowsensor, fehlende Verschlusskrone HME-Filter, fehlende oder lockere Temperatursonde bei aktiver Befeuchtung, Fehlfunktion des Beatmungsgeräts (falscher Zusammenbau)

Feststellung auf der Grafik:

- Volumen-Zeit-Diagramm: Expiratorische Seite der Kurve kehrt nicht zur Basislinie zurück
- Flow-Zeit-Diagramm: Verringerung des PEF
- Druck/Volume-Loop: Expiratorische Seite der Kurve kehrt nicht zur Basislinie zurück
- Flow/Volumen-Loop: Expiratorische Seite der Kurve kehrt nicht zur Basislinie zurück

Beispielhafte Lösungsansätze (je nach klinischer Situation):

- Ausschluss der aufgezählten Fehlerquellen
- Durchführung eines Leckagetests

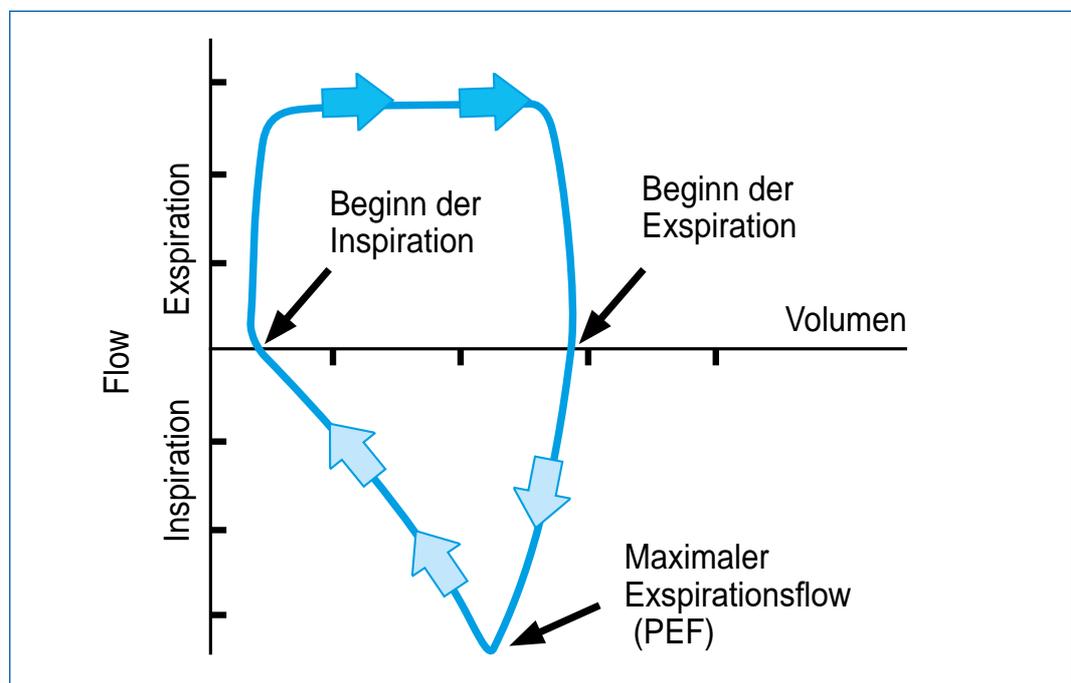
1.9.3 Flow-Volumen-Loop

Der Flow-Volumen-Loop kann verwendet werden, um folgende Aspekte zu beurteilen (Abbildung 72):

- „Air Trapping“ (=funktioneller PEEP)
- Atemwegsobstruktion
- Atemwegswiderstand
- Reaktion auf Bronchodilatoren
- Inspirations-/Expirationsflow
- Leckagen
- Wasser- oder Sekretansammlung
- Asynchronität

- Der Flow wird auf der y-Achse dargestellt, das Volumen auf der x-Achse.

Abbildung 72



- Die Flow-Volumen-Loops, die als Beatmungsgrafiken verwendet werden, sind die selben, die auch bei einer Lungenfunktionsprüfung (normalerweise verkehrt herum) verwendet werden.
- Die Inspiration ist über der Horizontalen, die Expiration unter ihr.
- Die Form des inspiratorischen Teils der Kurve stimmt mit der Flowkurve überein.
- Diese Loops sind bei spontanen Atemhüben eher rund.

Die Form des inspiratorischen Teils der Kurve stimmt mit der Flowkurve überein. (Abb. 73)

Obstruktion

Bei Erkrankungen, die eine Atemwegsobstruktion (Asthma) verursachen, ist der maximale Expirationsflow (PEF) niedriger. Außerdem hat der expiratorische Teil des Loops eine „Aushöhlung“. Die Aushöhlung bedeutet, dass

das Volumen aufgrund der Obstruktion langsamer ausgeatmet wird. (Abbildung 74)
 Viele Beatmungsgerätehersteller stellen den F/V-Loop „verkehrt herum“ dar. (Abb. 75)

„Air Trapping“

Tritt ein „Air Trapping“ oder eine Leckage auf, trifft sich der Loop nicht an dem Punkt, an dem die Inspiration beginnt und die Expiration endet. (Abbildung 76)

Ursachen:

- unzureichende Expirationszeit
- Früher Kollaps instabiler Alveolen/Atemwege während der Ausatemphase
- Feststellung auf der Grafik:
- Druck-Zeit-Diagramm: Bei der Durchführung eines expiratorischen Holds steigt die Kurve über die Basislinie.
- Flow-Zeit-Diagramm: Die expiratorische Flowkurve kehrt vor Beginn des nächsten

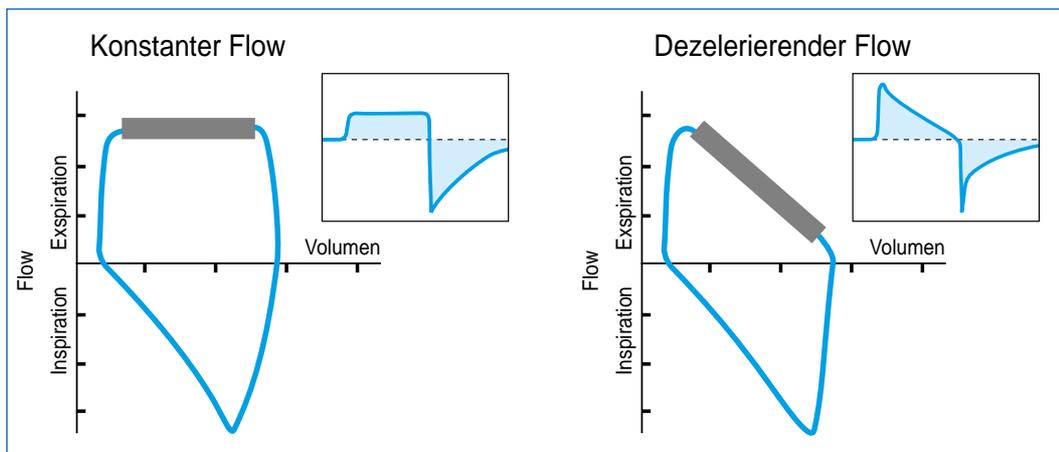


Abbildung 73

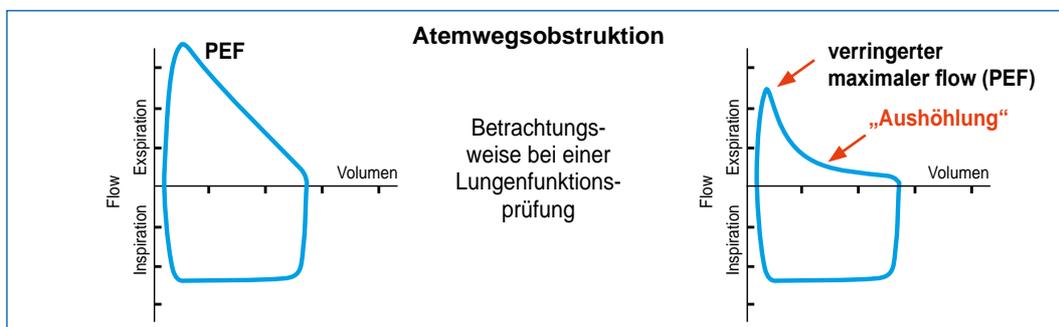


Abbildung 74

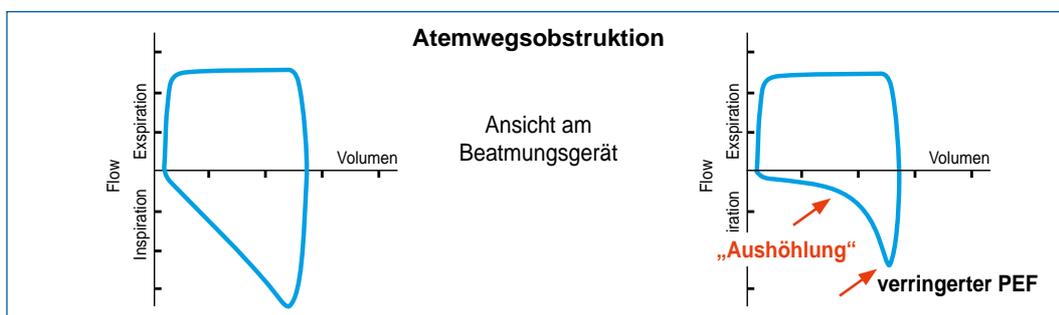


Abbildung 75

Abbildung 76

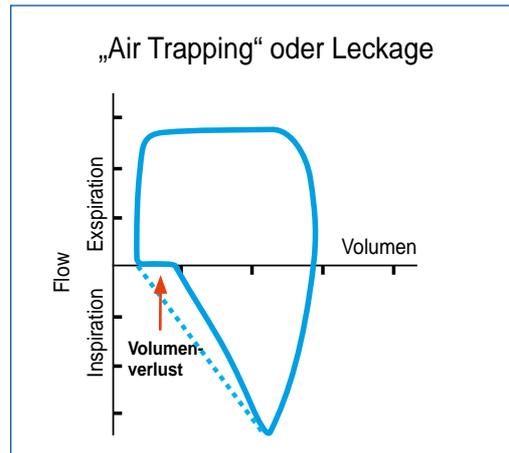


Abbildung 77

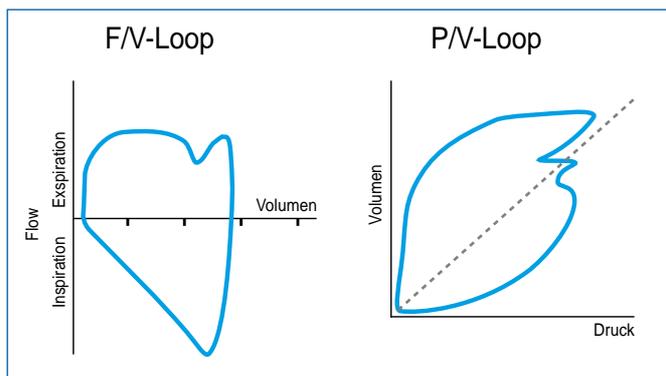
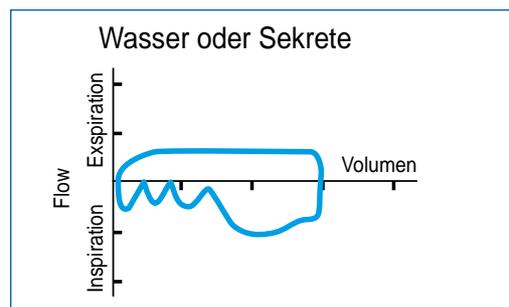


Abbildung 78

- Atemhubs nicht zur Basislinie zurück.
- Volumen-Zeit-Diagramm: Der expiratorische Teil kehrt nicht zur Basislinie zurück.
 - Flow/Volumen-Loop: Der Loop kehrt nicht vollständig zur Basislinie zurück.
 - Druck/Volumen-Loop: Der Loop kehrt nicht vollständig zur Basislinie zurück.
 - Beispielhafte Lösungsansätze (je nach klinischer Situation):
 - Behandlung mit Bronchodilatoren, Anpassung der Inspirationszeit, Erhöhung des Flows, Anpassung des PEEP

Wasser oder Sekrete

Sammeln sich Wasser oder Sekrete im Beatmungskreislauf an, ist ein zackiges, "sägezahniges" Muster zu sehen. (Abbildung 77)

Asynchronität

Eine „Delle“ oder eine unregelmäßig geformte Loop kann ein Hinweis auf eine Asynchronität sein. (Abbildung 78)

Ursachen:

- Luftmangel durch inadäquate Einstellung von Flow, Rampenzeiten oder Umfang der Druckunterstützung
- Funktioneller PEEP (=PEEPi)
- Neurologische Ursachen
- ungeeignete Triggereinstellung
- Ungeeigneter Beatmungsmodus

Feststellung auf der Grafik:

- Druck-Zeit-Diagramm: Patient versucht in der Mitte der Kurve zu inhalieren/exhalieren, wodurch eine Delle im Druck entsteht
- Flow-Zeit-Diagramm: Patient versucht in der Mitte der Kurve zu inhalieren/exhalieren, wodurch sprunghafte Flows/Dellen in der Kurve entstehen
- Druck/Volumen-Loop: Patient unternimmt eine Atemanstrengung, wodurch entweder auf der inspiratorischen oder der expiratorischen Seite Dellen entstehen
- Flow/Volumen-Loop: Patient unternimmt eine Atemanstrengung, wodurch im Loop entweder auf der inspiratorischen oder der expiratorischen Seite Dellen entstehen
- Beispielhafte Lösungsansätze (je nach klinischer Situation):
- Testweise Erhöhung der Flowrate, Verkürzung der Inspirationszeit (längere Expirationszeit, dadurch Reduzierung des funktionellen PEEP) oder Reduzierung der Rampenzeiten um die Anforderungen des Patienten („Luftnot“) besser zu erfüllen
- Änderung des Beatmungsmodus oder der Einstellung der Parameter

1.9.4 Beurteilung von Loops bei Unterbrechung der Beatmung (Manöver)

Der quasi-statische Druck-Volumen-Loop

Seit den 1940er Jahren gilt die Darstellung der quasi-statischen Druck-Volumen-Schleife als etablierte Methode zur Beschreibung der atemmechanischen Situation der Lunge. Dabei wird die Druck-Volumen-Kurve („P/V-Loop“) üblicherweise oberhalb eines Referenzvolumens aufgezeichnet, welches dem Volumen der funktionellen Residualkapazität entspricht, also dem Volumen, das nach normaler Expiration noch in der Lunge verbleibt; oder bei vorliegendem „air trapping“-Phänomen (z.B. bei COPD-Patienten) dem jeweils erreichten endexpiratorischen Volumen. Zwischenzeitlich gibt es umfangreiche Studien zum Stellenwert der Darstellung von P/V-Kurven zur Optimierung der Beatmungstherapie und deren Limitierungen.

Je nach Hersteller werden in der In- und Expiration entweder ein gleichmäßiger Flow angelegt und der Druck gemessen, oder ein gleichmäßiger Druck angelegt und der Flow bzw. das Volumen gemessen. Die Lunge wird also jeweils gleichmäßig gefüllt bzw. geleert wird. Durch die Unterbrechung der Beatmung und die gleichmäßige Befüllung der Lunge mit einem geringen gleichförmigen Flow (entspricht also einer quasi-statischen Situation) können die Auswirkungen des Flows bzw. möglicher Turbulenzen vernachlässigt werden. Somit werden nur noch die elastischen Eigenschaften des Atemsystems dargestellt. (Abbildung 79)

Die Steigung des P/V-Loops bei jedem Druckniveau entspricht der Compliance des Atmungssystems.

Der Flow bei der Aufzeichnung eines P/V-Loops

Zur Untersuchung der elastischen Eigenschaften des Atmungssystems sollten der Inflationsflow und der Deflationsflow kleiner als 4 l/min sein. Wenn der Flow größer ist, erzeugen die resistiven Komponenten eine Verschiebung des P/V-Loops nach rechts (hoher Druck). Vor der Interpretation des P/V-Loops sollte die Reliabilität des Loops überprüft werden, indem der Anwender sich den Flow-Druck-Loop anzeigen lässt. (Abbildung 80)

Der P/V-Loop bei einer normalen Lunge

Bei einer normalen Lunge, die vollständig belüftet ist, ist die Druck-Volumen-Relation am Anfang des Manövers linear. Das bedeutet, dass die Compliance während der Inflation konstant bleibt. Eine geringfügige Hysterese ist ersichtlich (die Fläche zwischen dem inflatorischen Teil und dem deflatorischen Teil des P/V-Loops). Diese Hysterese wird durch die viskoelastischen Eigenschaften der Gewebe verursacht. (Abbildung 81)

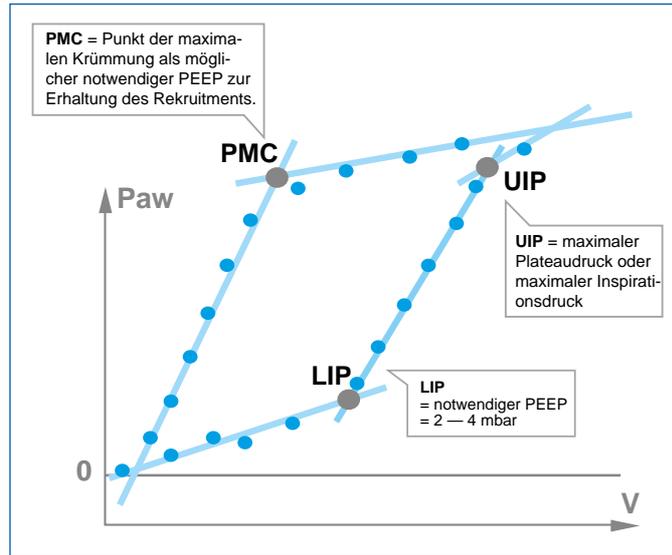


Abbildung 79

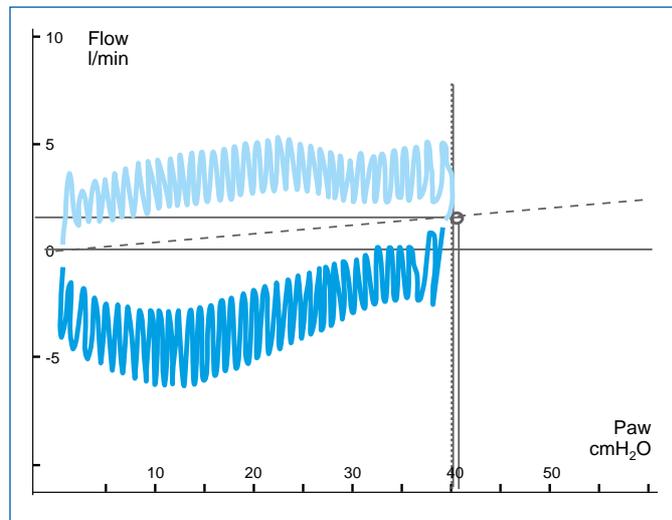


Abbildung 80

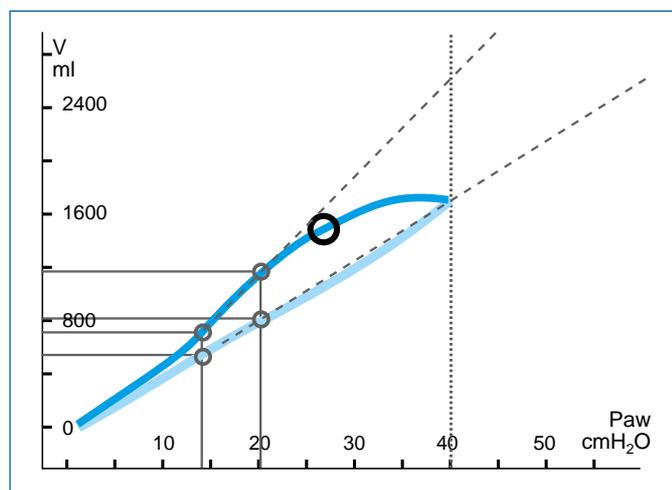


Abbildung 81

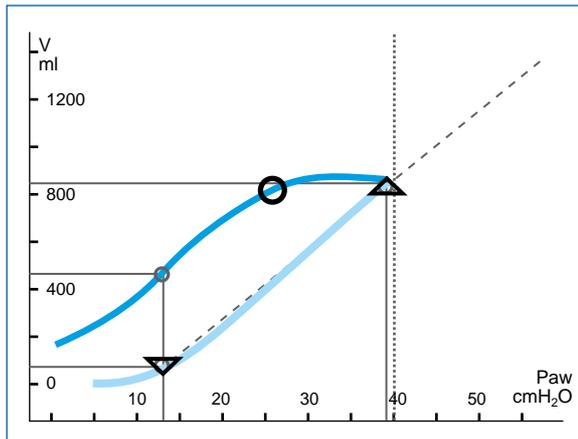


Abbildung 82

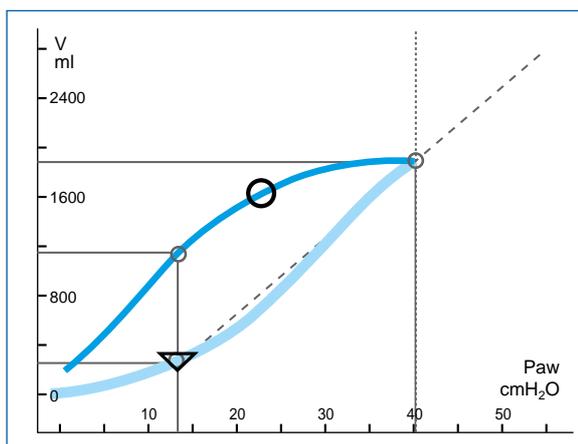


Abbildung 83

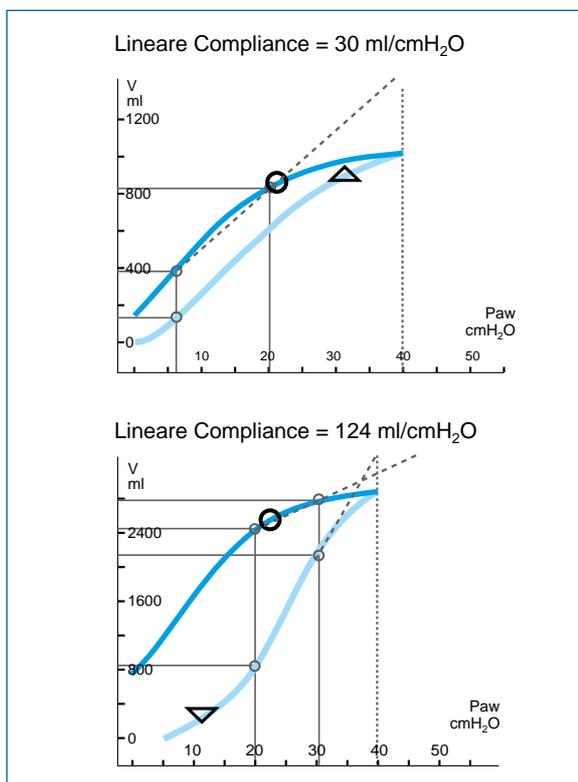


Abbildung 84

Der P/V-Loop bei ARDS

Bei Patienten mit ARDS im Frühstadium kann der Verlauf des P/V-Loops anders als bei Patienten mit normalen Lungen sein. Die Steigung des inflatorischen und des deflatorischen Teils des P/V-Loops ändert sich, was bedeutet, dass die Compliance des Atmungssystems bei verschiedenen Druckniveaus schwankt. Des Weiteren ist die Hysterese aufgrund der Rekrutierung, die während der Inflation stattfindet, und der Derekrutierung, die während der Deflation stattfindet, ausgeprägter als bei Patienten mit normalen Lungen. Dadurch kann der quasi-statische P/V-Loop verwendet werden, um das Rekrutierungspotential zu beurteilen und die Auswirkungen eines Rekrutierungsmanövers vorherzusagen. (Abbildung 82)

Die Veränderung der Steigung während der Inflation

Bei Patienten mit ARDS im Frühstadium findet die Rekrutierung während der Inflation statt. Am Anfang der Inflation ist die Steigung fast horizontal (niedrige Compliance), da das Gas die zum Teil kollabierte Lunge inflatiert. Die Compliance ist niedrig, da nur ein kleines Lungenvolumen belüftet wird („baby lung“). Folglich verändert sich die Steigung, was fälschlicherweise als unterer Wendepunkt bezeichnet wird. Eigentlich müsste die Veränderung der Steigung als Punkt, an dem der Loop „maximal gekrümmt“ ist oder an dem die „maximale Änderung der Compliance“ vorliegt, bezeichnet werden. Der Wendepunkt befindet sich an dem Punkt, an dem die Compliance aufhört anzusteigen und anfängt abzufallen, etwa in der Mitte der Kurve. Ab dem Punkt, an dem der Loop maximal gekrümmt ist, nimmt das Volumen bei selbem Druckanstieg stärker zu (langsam ansteigende Compliance). Dies wird durch die Rekrutierung der Lunge, durch die die kollabierten Alveolen wieder geöffnet werden, verursacht. Manchmal verändert sich die Steigung bei einem hohen Inflationsdruck noch einmal; dieser Punkt wird fälschlicherweise als oberer Wendepunkt bezeichnet. Tatsächlich ist dieser Punkt der obere Punkt des Loops, an dem der Loop maximal gekrümmt ist. Oberhalb von diesem Punkt werden kaum noch Alveolen rekrutiert und das Gas inflatiert nur noch die bereits belüftete Lunge.

Wenn der letzte Teil des Loops flacher wird, bedeutet dies, dass die Lunge überdehnt wird. Die maximale Rekrutierung findet somit in dem Druckbereich zwischen den beiden Punkten, an denen der Loop maximal gekrümmt ist, statt. (Abbildung 83)

Die lineare Compliance

Die lineare Compliance oder die mittlere Compliance ist die Compliance des Teils des inflato-

rischen Teils des P/V-Loops, in dem die Rekrutierung der Alveolen stattfindet, d.h. zwischen den zwei Steigungsänderungen. Umso vertikaler die Steigung, desto mehr Alveolen werden rekrutiert. Somit entspricht eine hohe lineare Compliance einem hohen Rekrutierungspotential. Die lineare Compliance unterscheidet sich von der statischen Compliance. Im Allgemeinen kann man sagen, dass ein hohes Rekrutierungspotential vorhanden ist, wenn die lineare Compliance zwei Mal so groß wie die statische Compliance ist. (Abbildung 84)

Phasen des P/V-Loops

Je nach einstellbaren Parametern für den P/V-Loop lässt sich das diagnostische Manöver typischerweise in vier einzelne Phase unterteilen: (Abbildung 85)

Die statische Druck-Volumen-Kurve bzw. ihr Verlauf erlaubt die Beurteilung der Funktionsfähigkeit der Lunge und des Thorax in einer quasi-statischen Situation. Das Manöver sowie die Messung der statischen Compliance können also nur bei fehlender Muskeleigenaktivität (keine Spontanatmung) korrekt durchgeführt werden. Dies erfordert vielfach tiefe Sedierung und gegebenenfalls eine kurzzeitige Muskelrelaxation.

Stellt sich während des Manövers eine Situation ein, welche eine korrekte Ermittlung der Drucksituation nicht erlaubt (einsetzende Spontanatmung, hohe Leckage, Erreichen der eingestellten Drucklimitierung ...) sollten die dargestellte Kurve verworfen bzw. die angezeigten Messwerte nicht verwertet werden.

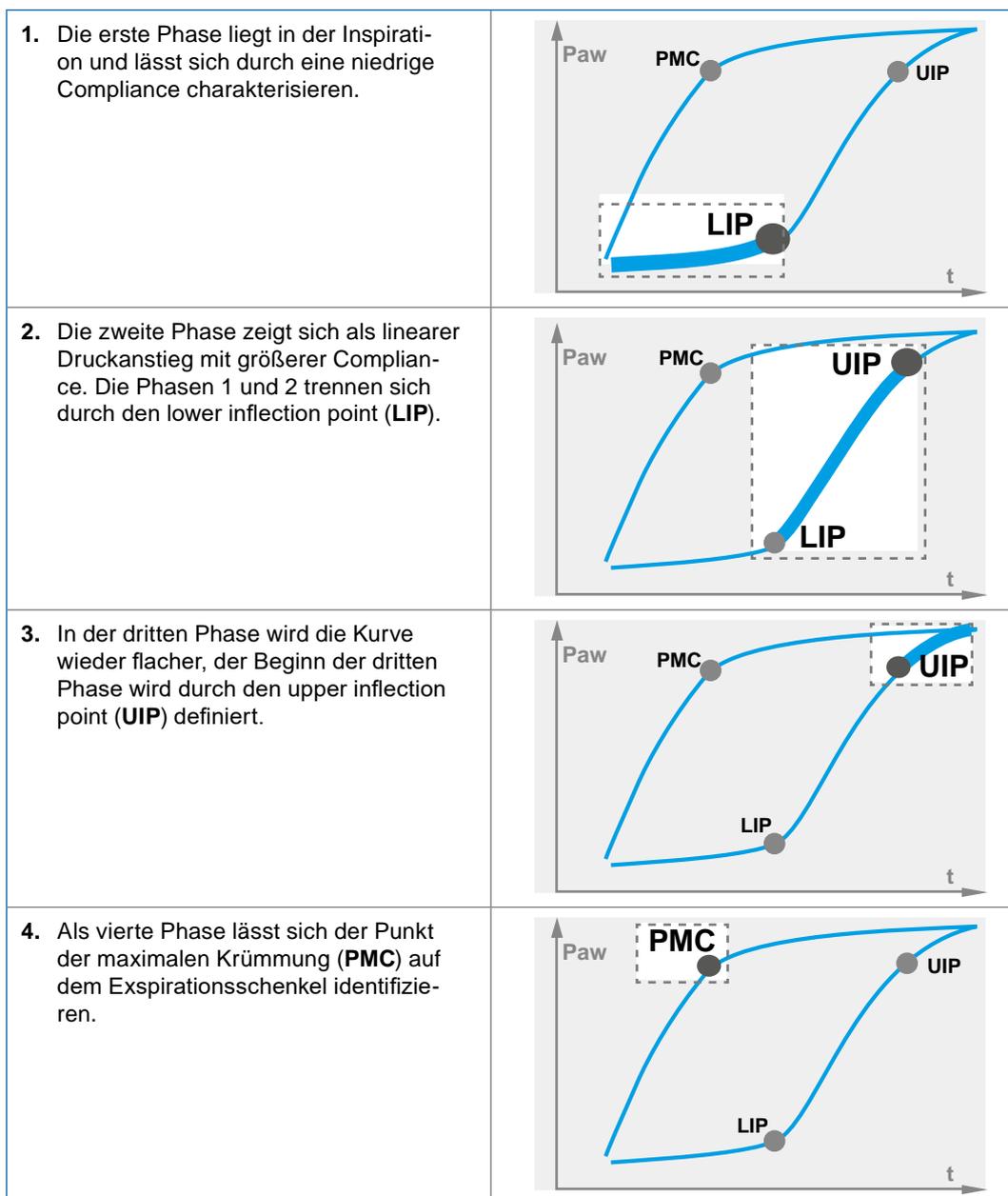


Abbildung 85

Bewertung des P/V-Loops

Die Validität der optisch erkennbaren oder numerisch ermittelten Inflektionspunkte ist unmittelbar abhängig von dem Umfang der Inhomogenität der Lunge:

LIP: Lower Inflection Point: Unterer Inflektionspunkt	Inspiration: Erster Punkt mit maximaler Krümmung der Druck-Volumen-Kurve, an dem der Lungenöffnungsdruck überschritten ist.
UIP: Upper Inflection Point: Oberer Inflektionspunkt	Inspiration: Zweiter Punkt mit maximaler Krümmung der Druck-Volumen-Kurve, an dem die Grenze der Lungendehnbarkeit erreicht ist.
C stat: Statische Compliance	Die statistische Compliance beschreibt die elastischen Eigenschaften von Lunge und Thorax, d.h. die Volumenänderung pro Druckänderung in einer quasi-statischen Situation. Unter kontrollierter Beatmung entspricht die statische Compliance dem Verhältnis von Atemhubvolumen zur Differenz zwischen in- und expiratorischem Atemdruck.
PMC: Point of maximum curvature	Expiration: Punkt der maximalen Krümmung als möglicher notwendiger PEEP zur Erhaltung des Rekrutments.

Interpretationsbeispiele:

PEEP-Einstellung anhand des unteren Inflektionspunktes: LIP	LIP = notwendiger PEEP = 2 — 4 mbar
Begrenzung des Plateaudruckes und des maximalen Volumen anhand des oberen Inflektionspunktes: UIP	UIP = maximaler Plateaudruck oder maximaler Inspirationsdruck
PEEP-Einstellung anhand des Punktes der maximalen Curvature: PMC	PMC = notwendiger PEEP
Stressindex C20/C : Der C20/C-Index setzt die letzten 20 % der Compliance ins Verhältnis zur Gesamtcompliance, ermittelt mit dem PEEPfinder-Manöver	C20/C kleiner als 0,8 kann auf eine Überdehnung der Lunge hinweisen.

Zusätzlich gibt die optische Beurteilung des P/V-Tools auch Hinweise auf eine endinspiratorische Überdehnung. Der Druck erhöht sich weiterhin bei keiner oder nur minimaler Veränderung des Volumens. Dadurch entsteht ein „Vogelschnabel“. Anders gesagt verschlechtert sich die Compliance („Rechtsverschiebung“) bei weiterer Applikation des Tidalvolumens. (Abbildung 86)

Moderne Intensivbeatmungsgeräte erfassen diese endinspiratorische Überdehnung auch numerisch über einen Stressindex „C20/C -Index“: (Abbildung 87)

Dieser „Überdehnungsindex“ wird in der Inspiration berechnet und ergibt sich aus dem Compliance-Verhältnis der letzten 20 % der statischen Compliance zur gemessenen Compliance zwischen P Low und P Top. Ist der Index kleiner als 0,8 so kann dies auf eine Überdehnung der Lunge hinweisen.

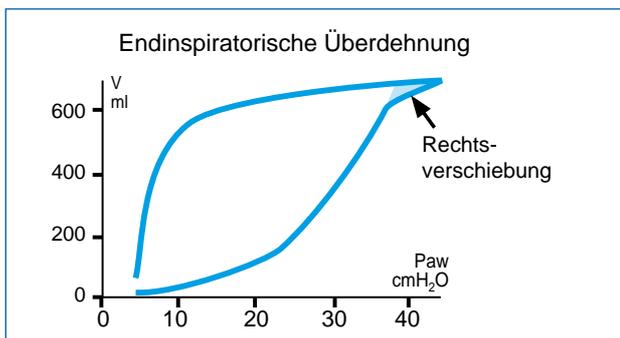


Abbildung 86

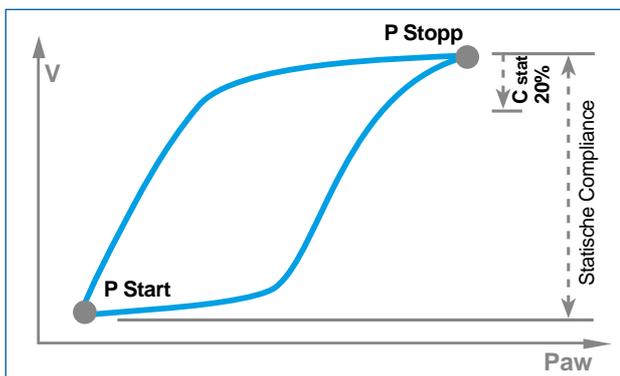


Abbildung 87

1.10 Ösophageales Beatmungsmonitoring

Eine lungenprotektive Beatmung reduziert beatmungsassoziierte Komplikationen. Insbesondere das ventilatorassoziierte Lungenversagen (VALI/VILI) und die ventilatorassoziierte Pneumonie sind mit einer hohen Letalität verbunden. Die Erkenntnisse der letzten Jahre zeigen, dass eine lungenprotektive Beatmung nur über die regelmäßige Anpassung der Ventilatoreinstellungen an die individuelle Lungenfunktion erfolgen kann.

Die Adaption der Beatmungstherapie auf Grundlage der Messung des Ösophagusdruckes ist eine einfache, wenig invasive und valide Methode, die nur die Anlage einer modifizierten Magensonde erfordert. Dabei liefert die Ösophagusdruckmessung (Peso) als Surrogatparameter für den Pleuradruck Informationen über Druckveränderungen im Brustraum zwischen der Lunge und der Brustwand. Die Druckveränderungen in diesem Bereich sind von dem elastischen und dem resistiven Widerstand der Brustwand sowie der Wirkung der Atemmuskeln abhängig. Sie werden aber nicht direkt durch die mechanischen Eigenschaften der Lunge beeinflusst (Abbildung 88: Peso als Surrogatparameter für den Pleuradruck).

Die transpulmonale Drucksituation, als Differenz von Alveolar und Pleuraldruck, ist für das Ausmaß der mechanischen Stressbelastung auf die Alveolen und damit für die beatmungsassoziierte Lungenschädigung verantwortlich. Der am Ventilator eingestellte inspiratorische Plateaudruck spielt eine untergeordnete Rolle.

Der transpulmonale Druck (TPP) wird zu unterschiedlichen Zeitpunkten erfasst und bewertet:

- zum endexpiratorischen Zeitpunkt, also ohne Volumenbelastung:
 $PEEP - \text{Peso} = \text{TPP}_{\text{exp}}$
- zum endinspiratorischen Zeitpunkt, also mit Volumenbelastung:
 $\text{Plateau} - \text{Peso} = \text{TPP}_{\text{insp}}$ (Abbildung 89)

Die Bestimmung des TPP liefert fortlaufend Informationen über die mechanische Druck- und Volumenbelastung der Lunge und ermöglicht es, das Beatmungsregime lungenprotektiv kontinuierlich zu adaptieren.

Während die Einsatzmöglichkeiten der Ösophagusdruckmessung in der Beatmungsmedizin zunehmend Gegenstand jüngerer Veröffentlichung ist, zeigen sich in der Praxis noch vielfach Unsicherheiten in Zusammenhang mit der konkreten Umsetzung der PESO-Messung im klinischen Alltag.

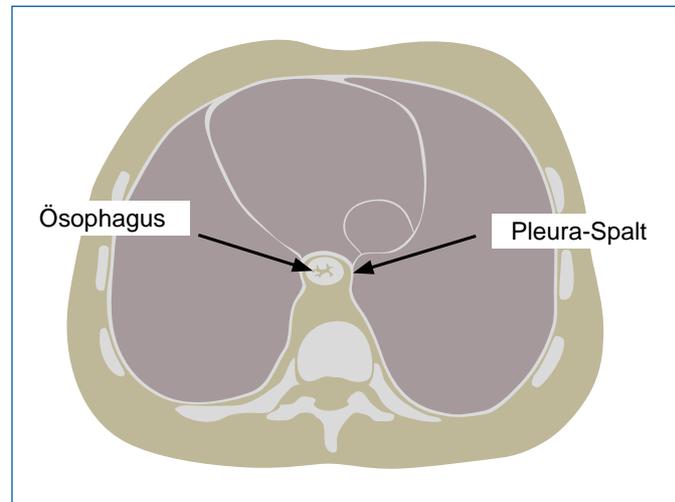


Abbildung 88

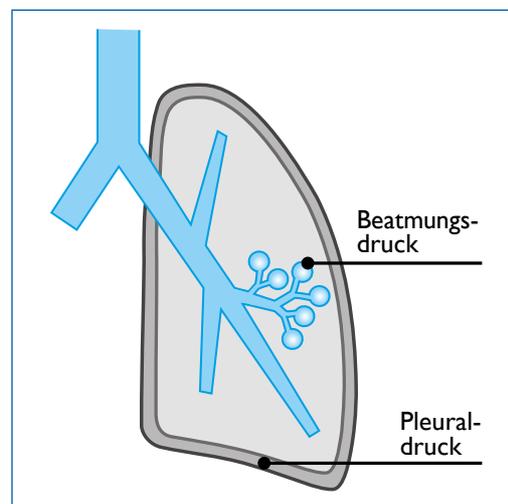


Abbildung 89: Fortlaufende Beurteilung der endexpiratorischen und endinspiratorischen Druckdifferenz

1.10.1 Die Historie der ösophagealen Druckmessung

Bereits 1878 publizierte Luciani in einer ersten Studie, dass sich Schwankungen des Brustwanddrucks auf den Ösophagusdruck auswirken. Auf der Suche nach einer alternativen Methode zur Bestimmung des intrathorakalen Drucks haben Otis et al. gezeigt, dass ein erhöhter venöser Druck mit dem erhöhten pulmonalen Druck korreliert. Hierzu wurde ein Katheter in die V. cubitalis eingeführt. Die Validität dieser Technik war jedoch aus heutiger Sicht mehr als fragwürdig. Buytendijk erbrachte 1949 den Nachweis, dass der Ösophagusdruck anstelle des Pleuraldrucks verwendet werden kann. Aufbauend darauf zeigten 1952 Dornhorst und Leathart, dass Veränderungen des Pleuraldrucks und des Ösophagusdrucks ähnlich waren und zur Beurteilung der Atemmechanik genutzt werden können. In den Folgejahren konnte die Arbeitsgruppe um Cherniack diesen Zusammenhang bestätigen, jedoch zeigten sich die absoluten Druckwerte in der Pleurahöhle vielfach negativer als im Ösophagus. Diese Ergebnisse zeigten, dass die Ösophagusdruckmessung (Peso) als Surrogatparameter für den Pleuraldruck herangezogen werden kann.

Peso-Messungen haben unsere Kenntnisse bezüglich der mechanischen Eigenschaften der Lunge, der Brustwand und des gesamten Atemapparates beträchtlich erweitert. Außerdem haben Ösophagusdruckmessungen (und davon abgeleitete Parameter wie die Atemarbeit) unser Verständnis der pathophysiologischen Mechanismen der akuten respiratorischen Insuffizienz und des Weaning erweitert.

Im Zuge weiterer Studien wurden unterschiedliche Katheter mit bzw. ohne verschiedenen Flüssigkeiten bzw. Gasmische sowie ver-

schiedene Ballonausprägungen ausgetestet und verglichen. Zumeist wurde einfach ein Druckaufnehmer der arteriellen Druckmessung mit dem jeweiligen PESO-Katheter verbunden, zum richtigen Zeitpunkt abgelesen, die Werte mühsam auf Millibar umgerechnet und mit den abgelesenen Beatmungsdrücken verrechnet. Nicht zuletzt aufgrund dieses Aufwandes wurde das PESO-Monitoring schwerpunktmäßig auf dem Gebiet der Forschung verwendet und hat nur langsam den Einzug in den Klinikalltag gefunden.

Aufgrund jüngster Studien, die den Nutzen der Ösophagusdruckmessungen bei der Beatmung während des akuten Lungenversagens, bei der Optimierung der Interaktion zwischen Patient und Beatmungsgerät und bei der Entwöhnung zeigten, wurden der Stellenwert, sowie die Einsatzmöglichkeiten der Peso-Messung erneut bestätigt. Der zunehmende Einsatz auf Intensivstationen ist nur multifaktoriell zu erklären. Neben der zunehmenden Verfügbarkeit von geeigneten Intensivventilatoren mit zusätzlichen Druckports und speziellen Algorithmen zur Berechnung der Indizes und Messwerte, sind zwischenzeitlich geeignete industriell gefertigte Ballonkatheter verfügbar und konnten Unsicherheiten bei der Umsetzung geklärt werden.

1.10.2 Das bettseitige PESO-Monitoring

Die häufigste Methode zur Messung des Ösophagusdrucks erfolgt durch einen luftgefüllten Latexballonkatheter, der mit einem Druckaufnehmersystem verbunden ist (Abbildung 90). Der Ösophagus ist ein Muskelschlauch im Brustkorb mit einem Durchmesser von ca. 4 cm und einer Länge von ca. 25 cm. Er ist normalerweise kollabiert und mit anderen mediastinalen Strukturen durch Bindegewebe und

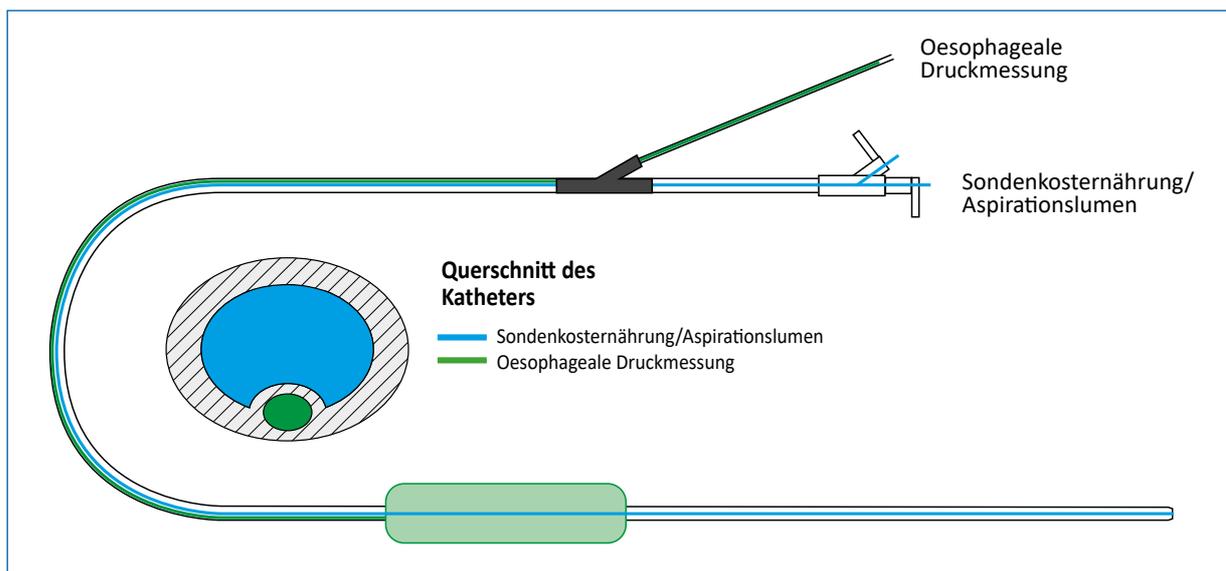


Abbildung 90: Aufbau und Anschlüsse der modifizierten Magensonde zur Peso-Messung

kleine Muskeln verbunden. An den Enden befinden sich funktionelle Schließmuskeln. Die Schwankungen des Ösophagusdrucks können intrinsischer oder extrinsischer Natur sein. Extrinsische Drücke entstehen im Brustkorb. Dem gegenüber handelt es sich bei intrinsischem Drücken im Wesentlichen um Tonusveränderungen oder Spasmen. Die Arbeitsgruppe um Mead hat kurze und lange Ösophagusballons miteinander verglichen und beobachtet, dass der lange Ballon bei Änderungen der Position im Ösophagus geringfügigere Druckschwankungen zeigte. Andere Autoren konnten diese Ergebnisse bestätigen. Es zeigte sich jedoch auch, dass die besten Ergebnisse bei einer Messung im mittleren Ösophagusdrittel erzielt wurden. Gleichzeitig zeichnete sich ab, dass die Messergebnisse nicht signifikant durch Veränderungen der Körperposition beeinflusst werden.

Petit und Milic-Emili haben festgestellt, dass die spezifische Elastance des Ösophagus nicht einheitlich und im unteren Drittel geringer ist und nach kranial progressiv ansteigt. Der histologische Unterschied von Muskeln in verschiedenen Ösophagusregionen (quergestreifte Muskeln im oberen Drittel, glatte Muskeln am unteren Ende und eine gemischte Muskulatur im mittleren Drittel) mit entsprechenden Unterschieden bei der Muskelaktivität könnten die verschiedenen elastischen Eigenschaften erklären.

Die Autoren leiten daraus ab, dass aufgrund der Unterschiede bei der spezifischen Elastance entlang der Ösophaguswand der Unterschied zwischen dem intrathorakalen und dem intraösophagealen Druck von der Position des Ballons abhängt und geringer sein wird, wenn er im unteren Drittel platziert wird, wo er sich weiter ausdehnen kann. In dieser Studie wurden in Rückenlage häufiger peristaltische Wellen beobachtet. Wenn jedoch ein breiterer und längerer Cuff verwendet wurde, waren die Auswirkungen der peristaltischen Wellen auf den Ösophagusdruck wesentlich geringer. Die Hypothese, dass die Körperposition die Zuverlässigkeit der Ösophagusdruckmessung in Bezug auf den Pleuradruck beeinflussen könnte, hat einige Autoren veranlasst, mehrere Studien durchzuführen. Beispielsweise hatten Ferris et al. sechs erwachsene Patienten unter Spontanatmung untersucht und dabei den Ösophagusdruck mithilfe eines im unteren Drittel des Ösophagus platzierten Ballons in verschiedenen Körperpositionen gemessen. Dabei konnte beobachtet werden, dass die in Bauch- und Seitenlage gemessenen Ösophagusdruckwerte dem Wert in aufrechter Positionen ähnlich waren. In Rückenlage war der Ösophagusdruck jedoch erheblich höher, was zu der Annahme führt, dass dieser Anstieg mit dem Ösophagusdruck zusammenhängt, der aufgrund der Schwerkraft durch das Herz und die großen Gefäße ausgeübt wird.

1.10.3 Einführung und Lagekontrolle des Peso-Katheters

Nach dem Entleeren wird der Ballon des Ösophaguskatheters mit einem Dreiwegehahn gesichert und entlang des Führungsdrahtes ein geeignetes Gleitmittel appliziert. Wenn sich der Patient idealtypisch in leichter Oberkörperhochlage befindet, wird der Katheter durch die Nase eingeführt. Der leere Ballonkatheter wird in den Magen vorgeschoben und anschließend stufenweise mit Luft gefüllt. Der distale Teil des Katheters muss mit einem Druckaufnehmer verbunden sein, der üblicherweise an dem entsprechenden Anschluss des PESO-Monitors oder des Beatmungsgeräts angeschlossen wurde. Eine positive Druckauslenkung während einer spontanen Inspiration weist im Allgemeinen darauf hin, dass sich der Ballon im Magen befindet, vorausgesetzt, es liegt keine Zwerchfelllähmung vor.

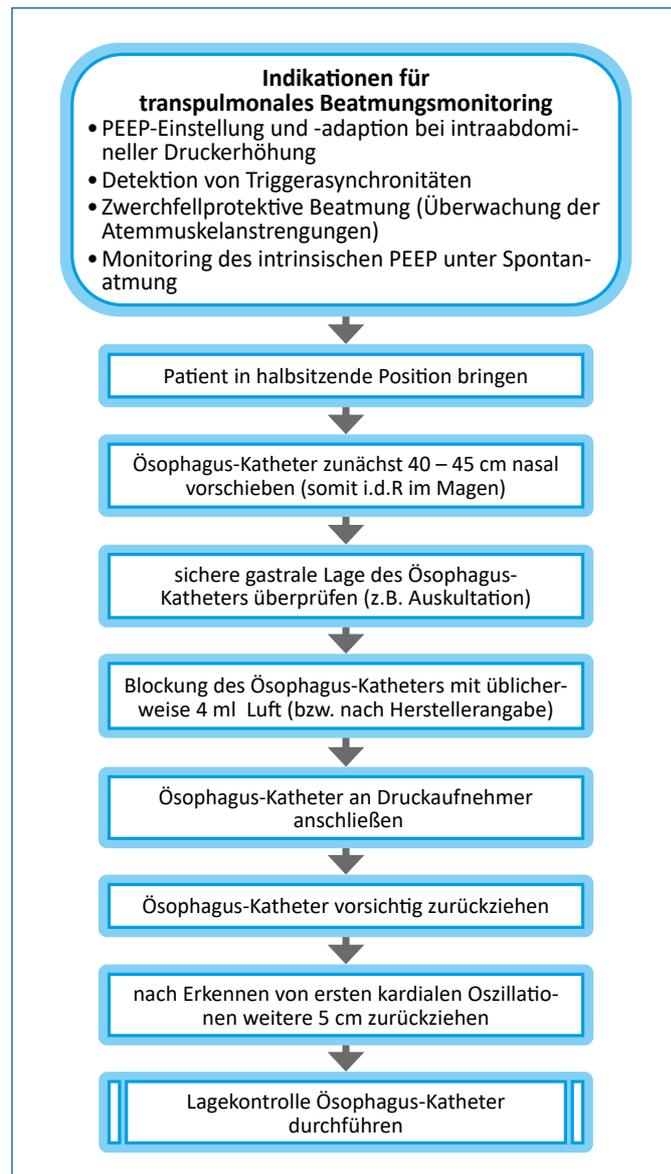


Abb. 91: SOP zum Legen des Peso-Katheters