

Interpretation von Beatmungskurven in der Anästhesie

Angelika Rigutto

NDS HF Anästhesiepflege

Kurs H17

Spital Davos, Kantonsspital Chur, Institut für Anästhesiologie

Datum: 25.04.2019

Zusammenfassung

Das Beatmungsmonitoring liefert uns mit der heutigen Technologie so viele Informationen wie noch nie in der Geschichte der Anästhesiebeatmungsgeräte. Die Strategien zur Beatmung haben sich auch in der Anästhesie weiterentwickelt und sich an die immer kränkeren Patienten angepasst. Um dieser Entwicklung gerecht zu werden, muss der Fokus eines Anästhesieteams vermehrt auf den Beatmungskurven liegen.

Um das Beatmungsmonitoring zu verstehen, zu interpretieren und Konsequenzen daraus abzuleiten, benötigt es ein Wissen über die Atemphysiologie, die Atemmechanik, den Atemzyklus, die Beatmungsmodi, die Parameter und die respiratorischen Grössen.

Die graphischen Darstellungen der Beatmungskurven beinhalten das Druck-Zeit-Diagramm, das Flow-Zeit-Diagramm und das Kapnogramm. Weiter können die Loops als wichtige Interpretationshilfe dazu genommen werden. Aus den interpretierten Beatmungskurven können Einstellungen verändert oder optimiert werden. Zusätzlich können Rückschlüsse auf den pulmonalen Zustand des Patienten geschlossen werden.

Je nach dem, was für ein Beatmungsmodus gewählt wird, hat dies Auswirkungen auf die Beatmungskurven und deren Interpretation. Die Beobachtungsschwerpunkte bei den Kurven und Loops müssen dem Interpreten bekannt sein. Wie auch die Art der Operationen, Vorerkrankungen und der Verlauf der Beatmung und Beatmungskurven. Eine Interpretation erfordert viel Wissen, Praxisübung und muss ganzheitlich betrachtet werden.

Diese Arbeit richtet sich an Fachpersonen, die ihr Beatmungswissen vertiefen möchten. Die physiologischen Normwerte, die Beatmungsparameter und das Beatmungsbooklet sind im Anhang ersichtlich.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung 1

 1.1 Ausgangslage 1

 1.2 Fragestellung 1

 1.3 Abgrenzung..... 1

2 Theoretische Grundlagen 2

 2.1 Atemmechanik, Atemdrücke und Beatmung 2

 2.2 Atemzyklus 2

 2.3 Beatmungsmodi in der Anästhesie 4

 2.4 Messverfahren des Beatmungsmonitorings..... 4

 2.5 Respiratorische Grössen 5

 2.6 Druck-Zeit-Diagramm..... 5

 2.7 Flow-Zeit-Diagramm 6

 2.8 Druck-Volumen-Loop..... 7

 2.9 Flow-Volumen-Loop 8

 2.10 Kapnogramm 8

3 Interpretation der Beatmungskurven 9

 3.1 Druck-Zeit-Diagramm..... 9

 3.1.1 Beobachtungsschwerpunkte 9

 3.1.2 Veränderungen und deren Aussagekraft 9

 3.2 Flow-Zeit-Diagramm 10

 3.2.1 Beobachtungsschwerpunkte 10

 3.2.2 Veränderungen und deren Aussagekraft 11

 3.3 Druck-Volumen-Loop..... 11

 3.3.1 Beobachtungsschwerpunkte 11

 3.3.2 Veränderungen und deren Aussagekraft 12

 3.4 Flow-Volumen-Loop 13

 3.4.1 Beobachtungsschwerpunkte 13

 3.4.2 Veränderungen und deren Aussagekraft 13

 3.5 Kapnogramm 14

 3.5.1 Beobachtungsschwerpunkte 14

 3.5.2 Veränderungen und deren Aussagekraft 14

4 Praxistransfer 15

 4.1 Erkenntnisse für die perioperative pulmonale Situation in der Praxis..... 15

 4.2 Konsequenzen für die Beatmungseinstellungen in der Praxis 16

 4.3 Persönliche Erkenntnisse und Konsequenzen für die Praxis..... 17

5 Physiologische Normwerte..... III

6 Beatmungsparameter in der Anästhesie III

7 Beatmungsbooklet V

- Literaturverzeichnis
- Abbildungsverzeichnis
- Anhang
- Selbständigkeitserklärung
- Veröffentlichung und Verfügungsrecht

1 Einleitung

1.1 Ausgangslage

105 Jahre, nachdem Heinrich Dräger 1907 das Patent für den Ur-Pulmotor erhalten hat, kommt das Anästhesie-Beatmungsgerät Perseus auf den Markt, das heute in Chur im Operationssaal steht. Die technische Entwicklung der Beatmungsgeräte hat im vergangenen Jahrhundert eine enorme Entwicklung erfahren: Die heutigen Beatmungsgeräte in einem Operationssaal sind vergleichbar mit den Geräten auf einer Intensivstation. Nicht nur das Innenleben dieser Geräte hat sich weiterentwickelt, auch die Aussenfront inklusive Bildschirm. Das Beatmungsmonitoring liefert eine Vielzahl an Informationen, die anhand von Zahlen und Kurven dargestellt werden. Diese beinhalten unter anderem die CO₂-Kurve, Druckkurve und Flowkurve.

Die maschinelle Beatmung ist eine invasive Massnahme in die Physiologie des Körpers. Zum Thema lungenprotektive Beatmung wurden viele Studien durchgeführt und Empfehlungen herausgegeben. Trotzdem ist – aus meiner Sicht – das Beatmungsmonitoring das am wenigsten beachtete Tool in der Anästhesie. Die Interpretation des Beatmungsmonitoring findet häufig nur statt, wenn ein offensichtliches pulmonales Problem besteht. Eine vertiefte Auseinandersetzung mit den Beatmungskurven (auch bei pulmonal gesunden Patienten) ist eine Notwendigkeit, um die Anästhesiequalität zu optimieren. Ich möchte diese Arbeit nutzen, um mein Wissen hinsichtlich der Beatmungskurven und der daraus folgenden Konsequenzen zu vertiefen. Dieses Wissen soll mir dazu dienen, in der Praxis die Beatmungseinstellungen zu verfeinern und fundierte Kenntnisse über den aktuellen Zustand des Patienten zu erfahren.

1.2 Fragestellung

- Welche Erkenntnisse können aus der Interpretation der perioperativen Beatmungskurven gewonnen werden?
- Wie werden Beatmungseinstellungen in der Anästhesie anhand von Beatmungskurven optimiert?

1.3 Abgrenzung

Diese Arbeit bezieht sich auf erwachsene Patienten, da sich die Atemphysiologie, pulmonale Normwerte (z.B. Resistance) und Beatmungsstrategien zwischen Kindern und Erwachsenen stark unterscheiden. Da die Einlungenventilation einen sehr speziellen Eingriff darstellt, werde ich auf die Beatmungskurven bei dieser Anästhesieart nicht eingehen.

Die Beatmungsgeräte von Anandic und Dräger werden technisch nicht erklärt.

Die elektrische Impedanztomographie wird in der Anästhesie nicht durchgeführt, daher wird sie nicht thematisiert.

Die Atemphysiologie, Atemmechanik, Beatmung, Lungenvolumina und atemmechanische Grössen sind Themen, die für das Verständnis der Beatmungskurven sehr wichtig sind. Leider kann ich diese nicht in einem Umfang thematisieren, welcher dem Beatmungsmonitoring gerecht werden würde – die Seitenzahllimitierung ist hier ein entscheidender Faktor.

Zugunsten der Lesefreundlichkeit wird in dieser Arbeit die männliche Schreibform gewählt. Sämtliche Bezeichnungen beinhalten die weibliche und die männliche Form.

2 Theoretische Grundlagen

2.1 Atemmechanik, Atemdrücke und Beatmung

Um unser Sauerstoffverbrauch in Ruhe von 3-4ml/kgKG/min zu decken und die CO₂-Produktion von 3ml/kgKG/min abzuatmen, muss unsere Atemmechanik funktionieren. Diese Atemmechanik beinhaltet die Beziehung zwischen Druck, Volumen und Atemgasfluss. Der Unterdruck ist verantwortlich für die Inspiration. Das Diaphragma kontrahiert sich und die Mm. intercostales externi heben die Rippen an. Dadurch wird der Thoraxraum vergrössert und der Alveolardruck sinkt unter den atmosphärischen Druck ab. Luft (Gas) strömt in die Lunge ein. Durch die Retraktion der Lunge und des Thorax läuft die Expiration in Ruhe passiv ab. Die Expiration kann unter Spontanatmung forciert werden durch grösseres Ausatemungsvolumen und/oder schnellere Ausatmung. Die zusätzlichen Expirationsmuskeln Mm. intercostales interni, Mm. recti abdomines und Mm. obliqui abdomines kontrahieren sich und die passive Expiration wird durch einen aktiven Vorgang unterstützt. In der Atemruhelage ist die Retraktionskraft der Lunge gleich gross wie die Expansionskraft der Thoraxwand. Der intrapulmonale Druck ist in der Inspiration negativ und positiv während der Expiration.

Die Inspirationsmuskulatur muss bei jeder Inspiration die elastischen Widerstände der Lunge und des Thorax, die Widerstände in den Atemwegen und die Reibungswiderstände des Lungen- und Thoraxgewebes überwinden. Um die Inspiration zu unterstützen, können die Atemhilfsmuskulatur eingesetzt werden durch den M. sternocleidomastoideus, scalenus und pectoralis.

Die beiden Physiker Robert Boyle und Edme Mariotte haben unabhängig voneinander ein Gasgesetz entdeckt, das den Zusammenhang von Druck und Volumen eines Gases bei gleichbleibender Temperatur beschreibt. Das Produkt aus Druck und Volumen bleibt konstant. In der Atemphysiologie bedeutet dies: Wenn sich das intrathorakale Volumen vergrössert, vermindert sich der intrathorakale Druck und umgekehrt. Dieses Gesetz kommt in der Anästhesie sehr häufig zum Zuge.

Bei der maschinellen Beatmung gibt es wie in der Atemphysiologie einen Druckgradienten. Dieser entsteht aber in Richtung der Alveolen mit einem Überdruck. Der erzeugte maschinelle Druck in der Inspiration ist höher als der Atmosphärendruck. Dadurch strömt Gas in die Alveolen. Der intrathorakale Druck ist, im Gegensatz zur Spontanatmung, während eines gesamten Atemzyklus erhöht.

Der Alveolardruck - auch intrapulmonaler Druck genannt - und der intrathorakale Druck - auch intrapleuraler Druck genannt - werden immer auf den Atmosphärendruck bezogen, welcher auf null gesetzt ist. Aufgrund dieser drei Drücke werden verschiedene transmurale Druckdifferenzen wirksam. Der Alveolardruck ist nicht messbar, wird aber als Surrogat Parameter durch den inspiratorischen Druck (P_{insp}) bei der druckkontrollierten Beatmung und durch den inspiratorischen Plateaudruck (P_{plat}) ersetzt. Der intrapleuraler Druck beträgt endinspiratorisch -8mbar und endexpiratorisch -4mbar. Dieser kann bei vertiefter Inspiration bis zu -40mbar und bei extremer Ausatmung bis zu +10mbar betragen. Dieser Druck ist nur sehr schwer zu messen. Als Ersatz zum Pleuradruk kann der Ösophagusdruck gemessen werden, da die Schwankungen des intrapleuralen Drucks auf die Ösophaguswand übertragen wird. Subtrahiert man den Pleuradruk vom Alveolardruck erhält man den transpulmonalen Druck. Dieser ist ein Mass für den mechanischen Druck auf die Alveolen und den Alveolarkollaps. (Oczenski, 2017), (Rathgeber, 2010), (Hinkelbein & Genzwürker, 2016)

2.2 Atemzyklus

Um die Kurven zu verstehen, ist es sinnvoll, zuerst einen Atemzyklus anzuschauen. Ein Atemzyklus - auch Ventilationszyklus genannt - setzt sich aus der Summe der Inspirationszeit und der Expirationszeit zusammen. Die American Association for Respiratory Care unterteilt einen Zyklus in sechs Phasenvariablen:

1. Kontrollvariable
Wird am Respirator eingegeben; die Inspiration wird damit aufgebaut. Bei volumenkontrollierter Beatmung zum Beispiel ist dies das Atemzugvolumen (AZV).
2. Triggervariable
Definiert den Beginn der Inspiration. Kann von der Maschine oder vom Patienten ausgelöst werden. Kann eine Flow-, Drucktriggerung sein.
3. Begrenzungsvariable
Der Respirator überschreitet eine Grenze für Druck, Volumen oder Flow nicht. Es entsteht aber noch keine Umschaltung zur Expiration. Eine No-Flow-Phase entsteht.
4. Zyklusvariable
Erst diese Variable endet die Inspiration. Dies geschieht durch Absenkung des Atemwegsdrucks auf den positiven endexpiratorischen Druck (PEEP). Dies kann durch die Inspirationszeit (T_{insp}) oder bei der assistierten Spontanatmung (ASB) durch den Flow gesteuert werden. Beim Respirator kann bei einer Patiententriggierung die expiratorische Triggersensitivität (ETS) angepasst werden.
5. GrundlinienvARIABLE
Ist gleichbedeutend mit dem PEEP.
6. BedienungsvARIABLE
Kriterium für den nächsten Atemhub. Kann durch die Maschine oder den Patienten begonnen werden.

Hier wird ersichtlich, wie viele Variablen durch Druck, Volumen, Flow, Zeit, Patient und Respirator beeinflusst werden können. (Oczenski, 2017)

Um in diesem «Dschungel» von Variablen eine Interpretation möglich zu machen, können die Variablen in abhängige und unabhängige unterteilt werden. (Mellema, 2013)

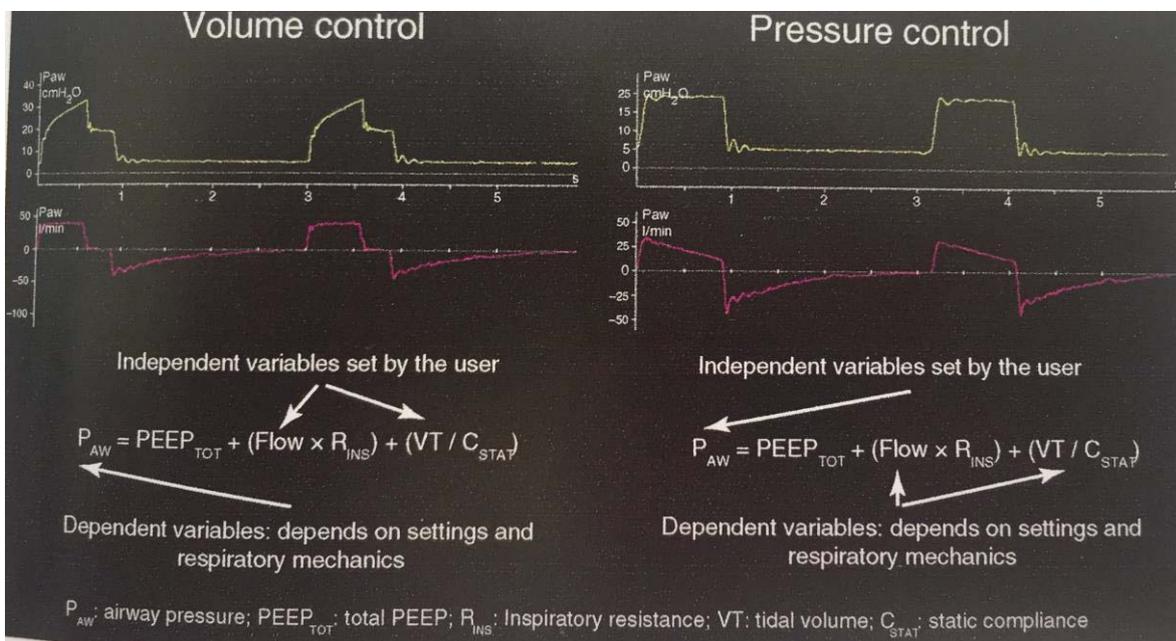


Abb. 1, Arnal, J.-M. (2018)

Dieses Bild verdeutlicht, dass die wichtigen Informationen in den Kurven der abhängigen Variablen liegen. Einen Unterschied besteht zwischen der druckkontrollierten und der volumenkontrollierten Beatmung. Bei der Inspiration ist dies in der Abb. 2 und bei der Expiration in der Abb. 3 ersichtlich.

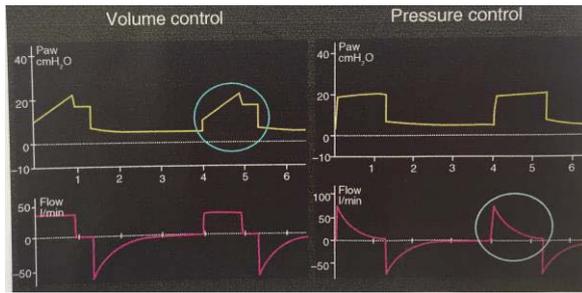


Abb. 2, Arnal, J.-M. (2018)

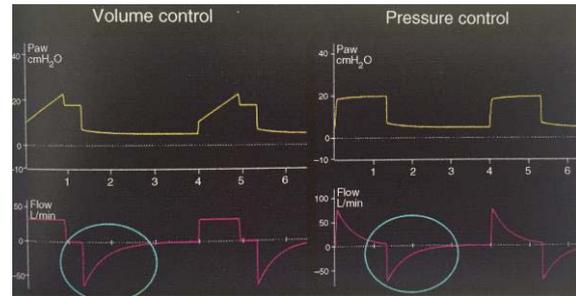


Abb. 3, Arnal, J.-M. (2018)

2.3 Beatmungsmodi in der Anästhesie

Der zeitliche Ablauf von Druck, Volumen und Flow beschreibt ein Beatmungsmuster. Dieses Muster kann durch die Einstellungen am Beatmungsgerät bestimmt werden. Diese beinhalten den Inspirationsdruck (Pinsp) oder das AZV, die Frequenz, den PEEP, das I:E-Verhältnis und das FiO₂. Die Beatmungsmodi in der Anästhesie sind übersichtlich. Man beatmet druckkontrolliert, volumenkontrolliert mit konstantem Flow, volumenkontrolliert mit dezelerierendem Flow, Pressure Support oder Spontan. In der unten aufgeführten Tabelle liefere ich eine Übersicht über die Modi, dargestellt anhand der Phasenvariablen eines Atemzyklus. (Oczenski, 2017)

	Kontrollvariable	Triggervariable	Begrenzungsvariable	Zyklusvariable	Grundlinievvariable	Bedienungsvariable	Weitere Einstellungen
PC	Pinsp	Respirator Patient	Druck Dezelerierender Flow Zeit	Tinsp I:E	PEEP	Zeit spontan	AF Flow FiO ₂ Synchronisierung
VC	AZV	Respirator Patient	Volumen Konstanter Flow Zeit	Tinsp I:E	PEEP	Zeit spontan	AF Flow FiO ₂ Synchronisierung
VC-AF	AZV	Respirator Patient	Volumen Dezelerierender Flow Zeit	Tinsp I:E	PEEP	Zeit spontan	AF Flow FiO ₂ Synchronisierung
PS	Pressure support	Flow Druck Triggersensitivität	Druck	ETS	PEEP	Patient	Rampe Flow FiO ₂ AF Minimum
SP	Patient	Patient	Patient	Patient	CPAP	Patient	Flow FiO ₂

- PC: Pressure Control
- VC: Volume Control
- VC-AF: Volume Control - Autoflow
- PS : Pressure Support
- SP : Spontan

2.4 Messverfahren des Beatmungsmonitorings

Wie die Messwerte generiert werden, ist abhängig von der Konstruktion des Beatmungsgerätes. Der Hersteller legt die Messorte, Algorithmen und geräteinternen Besonderheiten fest. Dies hat Auswirkungen auf die Messwertanzeige. Die folgenden Beschreibungen und Werte werden in Bezug auf den Perseus A500 Dräger beschrieben.

Die CO₂-Messung wird in der Anästhesie im Seitenstrom durchgeführt. Kontinuierlich wird bei Erwachsenen 200ml/min tubusnah Gas abgesaugt und später wieder zugeführt. Die Messung erfolgt dann via Infrarotspektroskopie. Der angezeigte CO₂ Wert ist circa 20 Sekunden verzögert. Die Genauigkeit beträgt ± 3.3mmHg. Bei sehr hoher Atemfrequenzen

und einem I:E Verhältnis von grösser als 1:2 können Abweichungen vorkommen. Die O₂-Konzentration wird paramagnetisch mit einem Pato-Sensor (paramagnetic thermal-conductive oxygen) gemessen. Die weiteren Gase werden wie das CO₂ mit der Infrarotspektrographie gemessen. Die Drücke und die Flows werden inspiratorisch und expiratorisch mit einem Druck- und Flowsensor gemessen. Der Flowsensor misst mit Hilfe des Hitzdrahtanemometerverfahren das AZV und berechnet mit der AF das Atemminutenvolumen. Auch hier kann es zu Abweichungen kommen. Die Kurvendarstellung erfolgt aus den gewonnenen Eckdaten. (Dräger, 2016)

2.5 Respiratorische Grössen

Beim Beatmungsgerät gibt es drei Darstellungskategorien von respiratorischen Grössen:

1. Respiratorische Indizes
2. Zeitabhängige respiratorische Kurven
3. Atemschleifen

Respiratorische Indizes sind Kennwerte wie Atemfrequenz, Atemzugvolumen, Atemminutenvolumen oder der inspiratorische Spitzendruck. Diese Werte sind wichtig, zeigen aber nur einen Bruchteil der in den Kurven enthaltenen Informationen.

In den zeitabhängigen respiratorischen Kurven werden Druck, Fluss und Volumen im zeitlichen Verlauf dargestellt.

Druck, Fluss und Volumen sind abhängige Grössen. Daher können mit den Atemschleifen, auch Loops genannt, zwei Grössen miteinander dargestellt werden. Es ist dabei keine Zeitachse mehr ersichtlich. Die herkömmlichsten Atemschleifen sind die Druck-Volumen-Schleife und die Volumen-Fluss-Schleife.

Der Verlauf der Diagramme ist abhängig von dem Beatmungsmodus, dem Beatmungsmuster und der atemmechanischen Eigenschaft der Lunge. (Haberthür, Guttman, Osswald, & Schweitzer, 2001), (Oczenski, 2017)

2.6 Druck-Zeit-Diagramm

Wie der Name sagt, wird hier der zeitliche Verlauf des Atemwegsdruckes in einem Diagramm dargestellt. Eine differenzierte Unterteilung in VC und PC mit oder ohne konstantem Flow muss hier vorgenommen werden.

Wird volumenkontrolliert mit einem konstantem Flow beatmet, ist der Atemwegsdruck abhängig vom Alveolardruck und den Atemwegswiderständen. Da die Resistance und Compliance vom Gerät konstant sind, kann man dadurch Rückschlüsse auf die Lungenmechanik des Patienten schliessen.

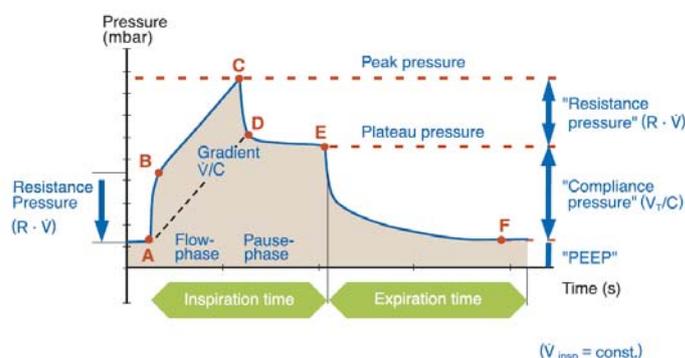


Abb. 4, Dräger (2018)

Der steile Anstieg von A nach B ist bedingt durch die Widerstände im System. Der Druck (P) in Höhe von B wird bestimmt durch den Flow (V) und die Resistance (R). Dies bedeutet, je kleiner die Resistance und/oder der Inspirationsflow ist, desto tiefer liegt Punkt B.

Die weitere lineare Steigung bis zu Punkt C (Spitzendruck) ist abhängig vom Inspirationsflow und der Gesamtcompliance. Hat das Beatmungsgerät das eingestellte Tidalvolumen appliziert, ist der Flow gleich null. Dadurch entsteht ein schneller Druckabfall auf das Plateau zu Punkt D. Dieser Abfall entspricht der Resistance zu Beginn der Inspiration. Der leichte Druckabfall von Punkt D zu E kann auf ein Lungenrecruitment oder eine Leckage hinweisen.

Die Compliance und das AZV bestimmen die Höhe des Plateaus. Während der Plateauzeit entsteht ein Druckausgleich zwischen verschiedenen Lungenkompartimenten und der Inspirationsflow ist gleich null.

Die passive Expiration entspricht Punkt E und wird durch die elastischen Rückstellkräfte des Thorax eingeleitet.

F entspricht dem Ende eines Atemzyklus und ist gleichwertig mit dem PEEP.

Bei einer druckventilierten Beatmung mit einem dezelerierendem Flow zeigt das Kurvendiagramm einen ganz anderen Verlauf. Der Druck steigt rasch auf den eingestellten p_{Insp} an und bleibt über die gesamte eingestellte Inspirationszeit gleich. Änderungen der Compliance oder Resistance können kaum erkannt werden, da der Flow nicht konstant ist. (Rittner & Döring, 2016)

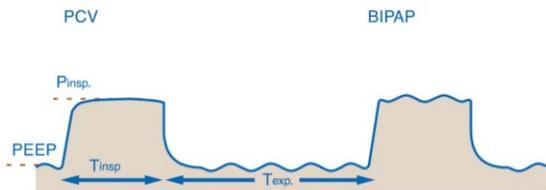


Abb. 5, Dräger (2018)

Der Vorteil von einem dezelerierendem Flow besteht darin, dass ein kleinerer Spitzendruck für das gleiche Tidalvolumen möglich ist.

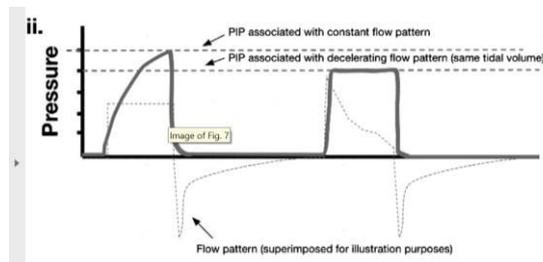


Abb. 6, Mellema, M. (2013)

2.7 Flow-Zeit-Diagramm

In diesem Diagramm wird der zeitliche Verlauf des inspiratorischen und expiratorischen Atemgasflusses angezeigt. Die Fläche unterhalb der inspiratorischen Flowkurve entspricht dem AZV. Betreff Compliance und Resistance darf hier nur die Expirationsphase angeschaut werden.

Wie beim Druck-Zeit-Diagramm gibt es auch hier bei einer druckkontrollierten und einer volumenkontrollierten Beatmung unterschiedliche Kurven. Beim Beatmungsmodus Vol. Ctrl. Autoflow entspricht die Flowform einer druckkontrollierten Beatmung. Es wird ein dezelerierender Flow abgegeben. Dies ist wichtig zu wissen in Bezug auf die Interpretation.

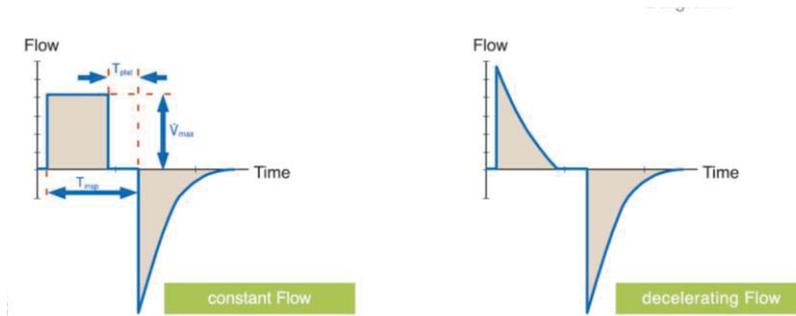


Abb. 7, Dräger (2014)

Der Volumeneinstrom ist beim konstanten Flow während der gesamten Inspiration kontinuierlich. Der Flow-Wert steigt zu Beginn rapide an auf den von uns eingestellten Wert. Der Flow bleibt konstant, bis das AZV erreicht wird. Während der Plateauzeit geht der Flow auf null zurück. Der Expirationsflow beginnt am Ende der Pausenzeit.

Bei einem dezelerierenden Flow nimmt, wie der Name sagt, der Flow nach einem Initialwert stetig ab. Dies geschieht, weil mit steigendem Volumen in der Lunge der Druck zunimmt. Die Druckdifferenz nimmt während der Inspiration ab. Da diese Druckdifferenz zwischen Alveolen und Gerät die treibende Kraft des Flows ist, nimmt dieser auch ab. Sobald der Druck in der Lunge und im Gerät gleich ist, fließt kein Volumen mehr. Der Flow ist null.

Bei beiden Flowarten ist die expiratorische Kurve abhängig von den atemmechanischen Eigenschaften der Lunge sowie vom Beatmungssystem. Dies erlaubt eine Interpretation dieser Kurve.

(Rittner & Döring, 2016)

2.8 Druck-Volumen-Loop

Der statische Loop, auch der klassische Loop genannt, wird für wissenschaftliche Arbeiten genutzt. Trotzdem ist das Verständnis der Entstehung der statischen Loops wichtig für das Verstehen der dynamischen, die wir auf dem Beatmungsmonitor sehen können.

Die Ermittlung eines statischen PV-Loop wird mit der «Supersyringe-Technik» durchgeführt. Die Messungen werden mit einem Atemgasfluss = 0 durchgeführt. Das Volumen wird schrittweise erhöht und der Druck gemessen. Verbindet man die verschiedenen Messpunkte, dann entsteht ein Loop.

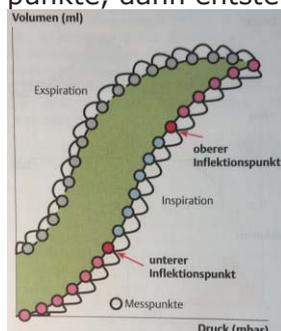


Abb. 8, Oczenski, W. (2017)

Dem PV-Loop können zwei wichtige Punkte entnommen werden: der untere und der obere Inflektionspunkt. Bis zum unteren Inflektionspunkt steigt der Druck pro Volumeneinheit stark an. Erst nach Überschreiten des Alveolaröffnungsdruck wird die Kurve linear. Sind die Alveolen geöffnet, benötigt es nur wenig Druck für eine Volumenapplizierung. Das Überblähen der Lunge wird im oberen Inflektionspunkt dargestellt. Sind die Alveolen an der Grenze ihrer Dehnung, führt eine zusätzliche Volumenzufuhr zu einem überproportionalen Druckanstieg.

Der Unterschied vom statischen zum dynamischen Loop besteht darin, dass der Atemgasfluss im Augenblick der Messwerte nicht = null ist. Der Tubus und die Atemwege erzeugen einen zusätzlichen Druckgradienten, welcher Auswirkungen auf die Form des Loops hat. Zusätzlich wird durch eine Erhöhung des Flows die Schleife noch bauchiger und der Complianceverlauf wird verfälscht. Trotz der Verfälschung kann man diese PV-Loops interpretieren, solange der Flow konstant appliziert wird. Bei einem dezelerierenden Flow ist dies nicht mehr möglich. (Dräger, 2016)

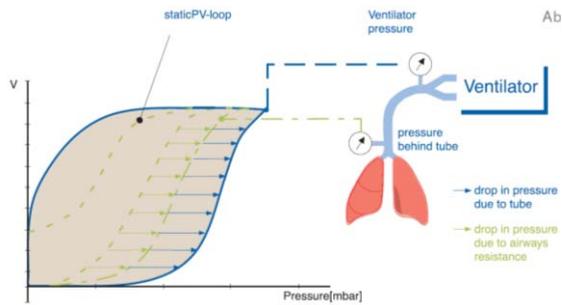


Abb. 9, Dräger (2014)

2.9 Flow-Volumen-Loop

Der Flow-Volumen-Loop kann anzeigen, ob ein erhöhter Ausatemwiderstand vorhanden ist. Dies ist ersichtlich durch eine sägezahnartige Verformung. Ein erhöhter expiratorischer Widerstand kann durch Sekret, Verengung der Bronchien oder aber durch Wasser im Expirationsschlauch verursacht werden. In der Abbildung unten sind normale Schleifen dargestellt. Links mit einem konstantem Flow und rechts mit einem dezelerierendem. (Rittner & Döring, 2016)

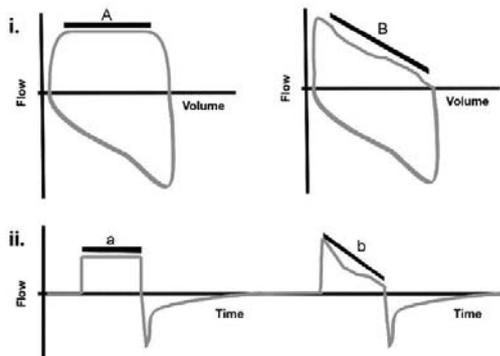


Abb. 10, Mellema, M. (2013)

2.10 Kapnogramm

In der Anästhesie wird die endexpiratorische CO₂ Messung anhand des Seitenstromverfahrens gemessen. Dies hat zum Nachteil, dass keine volumetrische Kapnografie möglich ist, mit der man unter anderem die CO₂-Produktion und das Totraumvolumen messen könnte. Das Kapnogramm kann man in fünf Phasen unterscheiden:

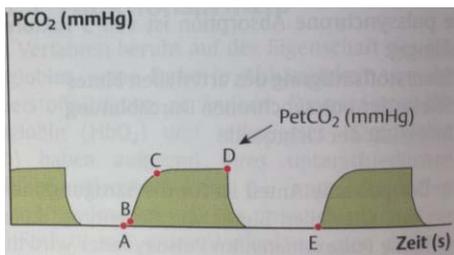


Abb. 11, Oczenski, W. (2017)

A-B: Das obere Totraumvolumen der Atemwege wird entleert. Hier handelt es sich um die erste Phase der Expiration. Die CO₂ Konzentration ist null, da dieses Gas nicht am Gasaustausch teilgenommen hat.

B-C: Das untere Totraumvolumen und die Alveolen werden entleert. Es entsteht eine Mischung aus Totraumgas und CO₂-reicher Alveolarluft.

C-D: Diese Phase nennt man alveoläres Plateau. Dieses Gas kommt aus dem Alveolarraum.

D: Dies ist die höchste gemessene CO₂ Konzentration. Sie nennt sich endtidaler CO₂-Partialdruck (etCO₂). Normwerte werden je nach Literatur mit 38-40 mmHg angegeben.

D-E: Diese Phase stellt die Inspiration dar. Sie enthält kaum CO₂.

Unter dem arterioendexpiratorischen CO₂-Quotienten versteht man die Differenz zwischen dem arteriellen Kohlendioxidpartialdruck (PaCO₂) und dem endexpiratorischen Kohlendioxidpartialdruck (PetCO₂). Beim lungengesunden Patienten sollte dieser nicht höher als 5mmHg betragen. Der Normwert (zwischen 2-5mmHg) ist auf den V/Q Quotienten (Ventilation/Perfusionsverhältnis) zurückzuführen, welcher physiologisch 0.8 beträgt. Werte über 5 mmHg würden für eine vermehrte alveoläre Totraumventilation sprechen. (Oczenski, 2017)

3 Interpretation der Beatmungskurven

3.1 Druck-Zeit-Diagramm

3.1.1 Beobachtungsschwerpunkte

Wenn man ein Druck-Zeit-Diagramm anschaut, fällt der erste Blick auf den Spitzendruck (Pmax, Ppeak), welcher auch als Zahl prägnant dargestellt wird. Dieser Druck ist von untergeordneter Bedeutung, da er den Druck in den oberen Atemwegen darstellt und somit keine Aussage über ein mögliches Baro- oder Volutrauma macht. Der endexpiratorische Plateaudruck (Pplat) ist hingegen ein Parameter für die Entstehung eines Baro- oder Volutrauma. Er ist der entscheidende Druck zur Öffnung der Alveolen.

Der Beatmungsmitteldruck zeigt über einen gesamten Atemzyklus den Druck an. Er ist abhängig von P_{insp}, T_{insp} oder I: E Verhältnis und PEEP und ist ein Parameter für die hämodynamischen Nebenwirkungen und die Oxygenierung. Je höher der Beatmungsmitteldruck ist, desto höher ist auch der intrathorakale Druck und demzufolge ist der venöse Rückstrom vermindert. (Rathgeber, 2010)

3.1.2 Veränderungen und deren Aussagekraft

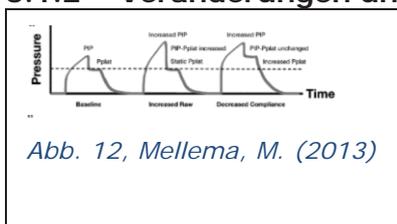
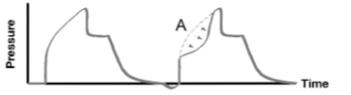
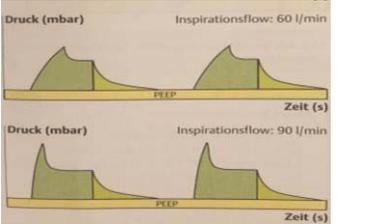
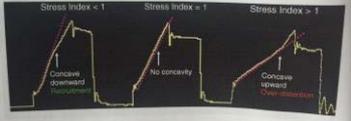


Abb. 12, Mellema, M. (2013)

Bei einer Resistancezunahme erhöht sich nur der Spitzendruck, nicht aber das Plateau. Die Erhöhung der Atemwegswiderstände kann eine Erniedrigung des expiratorischen Flows verursachen. Bei einer Abnahme der Compliance erhöht sich der Spitzendruck wie auch der Plateaudruck.

 <p>Abb. 13, Mellema, M. (2013)</p>	<p>Dies ist ein Zeichen einer Flow-Asynchronisation. Der Patient triggert beim Punkt A. Entweder ist der Flow viel zu schnell oder viel zu langsam für den Patienten eingestellt – oder der Patient triggert ungewollt. Eine chirurgische Handlung kann auch ein Auslöser für diese Beatmungskurve sein.</p>
 <p>Abb. 14, Oczenski, W. (2017)</p>	<p>Hier sieht man ganz deutlich, wie der Flow den Spitzendruck erhöht, aber nicht das Plateau. Bei VC wird der Inspirationsflow indirekt mit der Inspirationszeit festgelegt. Bei PC kann dies durch die Rampe bestimmt werden. Bei Fabius (weisse Zone Beatmungsgerät) kann der Inspirationsflow – wie bei den Intensivrespiratoren – in einer direkten Einstellung festgelegt werden. Der O2 Flush hat keine Auswirkung auf den Flow oder die Drücke, da dieser frischgasgekoppelt ist.</p>
 <p>Abb. 15, Arnal, J.-M. (2018)</p>	<p>Der Stressindex kann zur PEEP-Optimierung genutzt werden. Man geht davon aus, dass sich Druck durch Zeit linear verhält. Ist eine konvexe Linie ersichtlich, deutet dies darauf hin, dass mit zunehmendem Volumen die Compliance zunimmt, d.h. die Alveolen öffnen sich und kollabieren zyklisch. Ein Atelektrauma entsteht. Der PEEP muss erhöht werden. Eine konkave Form deutet auf ein steigendes Lungenvolumen und eine abnehmende Compliance hin. Eine Überblähung findet statt.</p>

(Arnal, 2018) (Oczenski, 2017) (Mellema, 2013)

Die Druck-Zeit-Kurve bei einer druckkontrollierten Beatmung sagt im Gegensatz zur volumenkontrollierten Beatmung sehr wenig aus.

Nicht zu vergessen ist, dass die dargestellten Atemwegsdrücke vor dem Tubus gemessen werden und somit die auf die Alveolen wirkenden realen Drücke nicht widerspiegelt werden. Es kann aber eine Hilfestellung für einen Trend darstellen. (Oczenski, 2017). (Arnal, 2018). (Mellema, 2013).

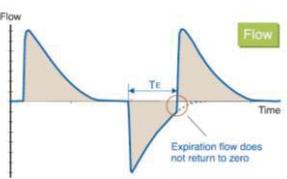
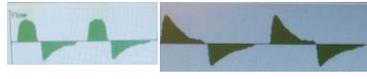
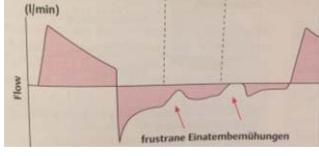
3.2 Flow-Zeit-Diagramm

3.2.1 Beobachtungsschwerpunkte

Bei der Flowkurve kann man sich zuerst darauf konzentrieren, ob der inspiratorische und der expiratorische Flow auf null zurück gehen. Des Weiteren sieht man auf einen Blick, ob es ein dezelerierender oder ein konstanter Flow ist. Der dritte Schwerpunkt liegt auf der Länge der Spitze des Expirationsflows.

Ist die Synchronisation beim Modus eingeschaltet, kann zusätzlich die Triggerung beobachtet werden.

3.2.2 Veränderungen und deren Aussagekraft

 <p>Abb. 16, Beatmung Perseus (2018)</p>	<p>Der Inspirationsflow geht hier nicht auf null zurück. Grund könnte eine zu kurze Inspirationszeit sein. Das eingestellte Volumen kann in der Inspirationszeit nicht appliziert werden. Die langsamen Lungenkompartimente werden nicht suffizient belüftet. Die T_{insp} muss erhöht werden. Bei einem Support-Modus könnte es sein, dass die Umschaltung zur Exspiration aufgrund eines zu tiefen ETS zu früh stattfindet.</p>
 <p>Abb. 17, Dräger (2014)</p>	<p>Der Expirationsflow geht nicht auf null zurück. Hier reicht die Expirationszeit nicht aus, um das insufflierte AZV aus den langsameren Lungenkompartimenten abzuatmen. Der sogenannte endexpiratorische Restflow baut einen intrinsischen PEEP auf. Gründe können eine fehlerhafte I:E-Einstellung, eine Resistance-Erhöhung oder eine AF von >25/min sein. Nicht immer ist eine erhöhte Resistance durch einen Auto-PEEP erkennbar. Weitere Merkmale sind: ein flacherer verlaufender Expirationsflow und eine Abnahme des expiratorischen Spitzenflows.</p>
 <p>Abb. 18, Beatmung Perseus (2018)</p>	<p>Spitze Expirationskurven deuten bei VC, PC und VC mit dezelerierendem Flow auf eine verminderte Compliance hin. Dieser Patient hatte die Werte: C_{dyn}: 23, P_{insp}: 30, P_{plateau}: 29, PEEP: 8. Die Compliance ist deutlich unter dem erwarteten Wert. (Normalwert: 1.5ml/mbar/kgKG. Unter Allgemeinanästhesie ist sie um 30-50% vermindert.)</p>
 <p>Abb. 19, Beatmung Perseus (2018)</p>	<p>Zwei normale Flowkurven. Links mit konstantem Flow, rechts mit dezelerierendem. Beim konstanten Flow ist eine Beurteilung der Inspirationszeit nicht möglich. Diese gesamte Interpretation wie bei der Abbildung 18 beschrieben, ist bei der linken Flowkurve nicht möglich.</p>
 <p>Abb. 20, Oczenski, W. (2017)</p>	<p>Triggerungen sind in der Druckkurve auch ersichtlich, aber in der Flowkurve meistens am einfachsten zu erkennen. Zwei Triggerarten möchte man nicht haben: ineffektive Triggerung und Autotriggerung. Ursachen einer frustranen Einatembemühung sind: zu hohe Triggerschwelle, zu hoher intrinsischer PEEP, zu tiefe Analgosedierung. Eine Autotriggerung kann durch einen hyperdynamischen Ventrikel, Flüssigkeit im Schlauchsystem oder Leckage ausgelöst werden. Wenn es zu einer Asynchronie zwischen Respiратор und Patient kommt, gibt es ein premature und ein delayed Cycling. Entweder wird das Expirationsventil zu früh oder zu spät geöffnet.</p>

(Arnal, 2018), (Oczenski, 2017), (Rittner & Döring, 2016)

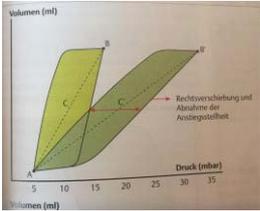
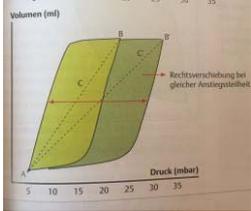
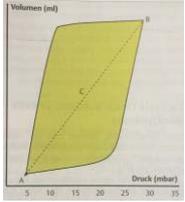
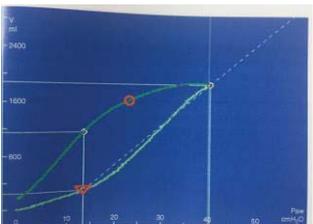
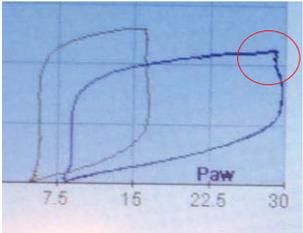
3.3 Druck-Volumen-Loop

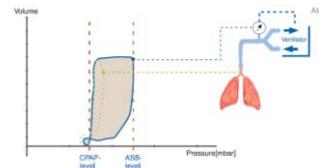
3.3.1 Beobachtungsschwerpunkte

Das Augenmerk bei der Beobachtung eines Loops liegt in den folgenden Punkten: der Verlauf des Loops, geschlossener oder offener Loop, konstanter Loop versus immer

veränderter Loop, Steilheit im Inspirationsschenkel, die Dicke des gesamten Loops, die gesamte Form.

3.3.2 Veränderungen und deren Aussagekraft

 <p>Abb. 21, Ozcenski, W. (2017)</p>	<p>Besteht ein konstanter Flow, ist die Compliance an der Steilheit der Inspirationskurve ersichtlich. Je flacher diese ist, desto tiefer die Compliance. Bei einem dezelerierenden Flow kann man bei einer Verkleinerung der hier rechteckigen Schlaufe auf eine Verschlechterung der atemmechanischen Situation schliessen.</p>
 <p>Abb. 23, Ozcenski, W. (2017)</p>	<p>Ist die gesamte Kurve bauchiger und die gesamte Schlaufe nach rechts verschoben, spricht dies für eine Erhöhung der Resistance. Der Grad der Steilheit in der Inspirationsschleife bleibt gleich. Für eine gute Beurteilung ist ein konstanter Flow hilfreich. Die Resistance ohne Beatmung beträgt 1-3mbar/l/s, bei einem pulmonal gesunden intubierten Erwachsenen beträgt sie zwischen 4-6mbar/l/s. Sie ist abhängig von dem Tubusdurchmesser und dem Flow.</p>
 <p>Abb. 24, Ozcenski, W. (2017)</p>	<p>Die Druck-Volumen-Schleife bei einem dezelerierenden Flow kann, wenn ein endinspiratorischer und endexpiratorischer No Flow herrscht, trotzdem ein Mass für die dynamische Compliance sein, wenn man die Strecke von A-B beachtet. Je steiler diese ist, desto höher die Compliance.</p>
 <p>Abb. 25, Arnal, J.-M. (2018)</p>	<p>Die Compliance ist im linearen Abschnitt zwischen dem unteren und dem oberen Inflektionspunkt am grössten. Das Tidalvolumen möchte man gerne zwischen diesen zwei Punkten verabreichen, um Scherkräfte und intrathorakale Druckspitzen zu vermeiden. Ein angemessener PEEP verhindert dies im unteren Inflektionspunkt und ein nicht zu hohes Tidalvolumen verhindert eine Überdehnung am oberen Inflektionspunkt.</p>
 <p>Abb. 26, Beatmung Perseus (2018)</p>	<p>Überdehnungsindikator C_{20}/C-Quotient. Ist die Dehnbarkeit der Alveolen durch ein gegebenes Volumen erreicht, bewirkt eine weitere kleine Zunahme des Volumens einen grossen Druckanstieg. Der Quotient kann in einigen Beatmungsmaschinen gemessen werden. Beim Perseus ist dies durch die Druck-Volumen-Schleife ersichtlich.</p>

 <p><i>Abb. 27, Dräger (2014)</i></p>	<p>Hier ist ersichtlich, wie man die Atemanstrengung eines Patienten anhand der Schleife reduzieren kann. Ist der Inspirationschenkel rechts des CPAP oder PEEP Level, bedeutet dies, dass die Unterstützung über die Tubuskompensation hinaus geht.</p>
--	--

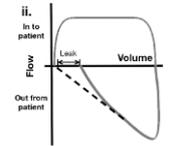
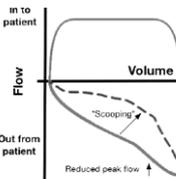
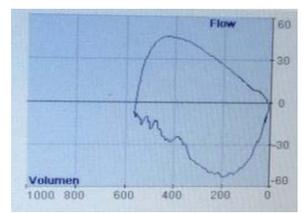
(Arnal, 2018), (Mellema, 2013), (Oczenski, 2017) (Rittner & Döring, 2016)

3.4 Flow-Volumen-Loop

3.4.1 Beobachtungsschwerpunkte

Die Flow-Volumen-Loops werden weniger häufig dargestellt. Sie können dazu genommen werden, um Veränderungen der Atemwegwiderstände zu ermitteln, den Zeitpunkt für eine Absaugung zu rechtfertigen oder für eine Kontrolle einer Bronchialtherapie. Die Schleife bewegt sich immer im Uhrzeigersinn. Die Beobachtungen liegen hier in der Form der Schleife.

3.4.2 Veränderungen und deren Aussagekraft

 <p><i>Abb. 28, Mellema, M. (2013)</i></p>	<p>Ist der Loop in seiner Form nicht vollständig/geschlossen, geht man von einer Leckage aus. Das Inspirationsvolumen entspricht nicht dem Expirationsvolumen.</p>
 <p><i>Abb. 29, Mellema, M. (2013)</i></p>	<p>Die Flowspitze in der Expiration ist vermindert und der gesamte Expirationsflow ist stark vermindert. Dies spricht für einen Anstieg in der Resistance. Eine bronchodilatative Therapie oder eine Absaugung kann in Erwägung gezogen werden. Nach der Therapie kann der Erfolg oder Misserfolg anhand der Schleife kontrolliert werden.</p>
 <p><i>Abb. 30, Beatmung Perseus, (2018)</i></p>	<p>In der Expiration ist ein Sägezahnmuster ersichtlich. Bevor man ans Absaugen denkt, muss der Beatmungsschlauch auf Kondenswasser kontrolliert werden. Zusätzlich kann über der Trachea abgehört werden. Ist dies erfolgt, ist eine tracheale Absaugung indiziert.</p>

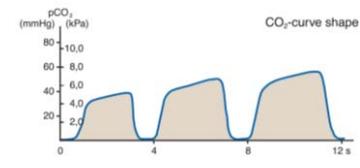
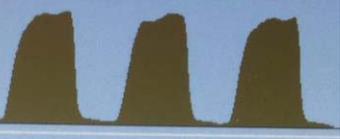
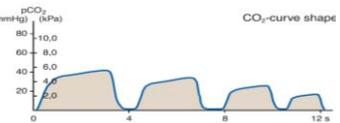
(Mellema, 2013) (Arnal, 2018)

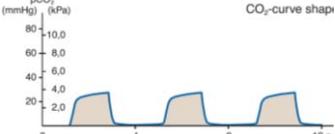
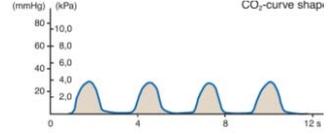
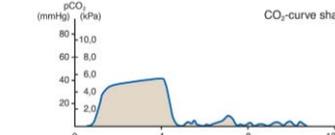
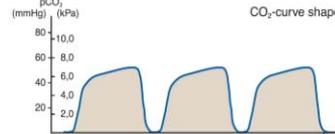
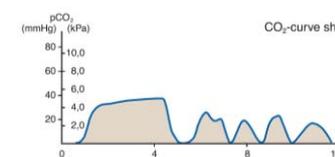
3.5 Kapnogramm

3.5.1 Beobachtungsschwerpunkte

Der grosse Unterschied zwischen Kapnogramm und den restlichen Beatmungskurven ist die zusätzliche Möglichkeit, neben der pulmonalen Situation auch die hämodynamische Situation beurteilen zu können. Dies erklärt sich damit, dass die CO₂ Elimination von der Perfusion (hämodynamische Situation) abhängig ist. Zusätzliche Faktoren sind die Ventilation und das AMV. Die Produktion von CO₂ ist abhängig vom Metabolismus. Eine Veränderung des Kapnogramms darf nie ignoriert werden und der Grund dafür muss so schnell wie möglich herausgefunden werden. Weiter zu beachten ist, dass in der Seitenstrommessung das Kapnogramm verzögert dargestellt wird.

3.5.2 Veränderungen und deren Aussagekraft

 <p>Abb. 31, Monitoring Dräger (2018)</p>	<p>Eine Schrägstellung des Plateaus bedeutet eine expiratorische Flowminderung. Dies ist gleichbedeutend mit einer Atemwegsobstruktion. Sehr häufig bei COPD-Patienten ersichtlich.</p>
 <p>Abb. 32, Beatmung Dräger (2017)</p>	<p>Exponentieller Anstieg des CO₂ deutet auf einen stark gesteigerten Metabolismus hin. In diesem Fall ein Patient mit maligner Hyperthermie.</p>
 <p>Abb. 33, Dräger (2014)</p>	<p>Ursachen einer stetigen langsamen CO₂ Erhöhung:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Öffnung der Blutsperrung - Hypoventilation - Fieber, Stress - NaBic Gabe - Laparoskopien - Voller CO₂ Absorber - Narkosetiefe abnehmend
 <p>Abb. 34, Beatmung Perseus (2019)</p>	<p>Diese Kurve sieht man häufig bei einem Spontanmodus. Grund ist eine kardiale Oszillation. Die Auszählung der Spontanatemzüge wird für den Respirator bei dieser Kurvenart schwierig. Die dargestellte AFspontan ist dann viel zu hoch.</p>
 <p>Abb. 35, Beatmung Perseus (2018)</p>	<p>Eine ungleichmässige Entlüftung der Lunge zum Beispiel in einer Seitenlagerung oder eine partielle Leckage im Beatmungssystem können Ursachen für diese Erhebung im Plateau sein.</p>
 <p>Abb. 36, Dräger (2014)</p>	<p>Langsamer Abfall des CO₂ kann verschiedene Ursachen haben: Hypovolämie, Hyperventilation, Hypothermie. Ein exponentieller Abfall deutet auf eine akute Blutung, Pulmonalembolie oder einen Herz-Kreislauf-Stillstand hin.</p>

 <p>Abb. 37, Dräger (2014)</p>	<p>Ein zu hohes AZV, eine Hypothermie oder einen Zustand nach Schock können Gründe für ein tief konstantes CO₂ sein. Eine gewollte Hypokapnie wird in der Anästhesie nur noch bei einer akuten Hirndrucksteigerung durchgeführt.</p>
 <p>Abb. 38, Dräger (2014)</p>	<p>Gründe für ein tiefes CO₂ ohne Plateau kann eine unvollständige alveoläre Entlüftung, eine COPD, ein Verschluss der oberen Atemwege oder ein Teilverschluss des Tubus sein. Eine Undichtigkeit im Probeabsaugschlauch könnte auch als Ursache in Frage kommen.</p>
 <p>Abb. 39, Dräger (2014)</p>	<p>Ursachen:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Diskonnektion - Respirator Probleme - Extubation - Sekretpfropf im Tubus <ol style="list-style-type: none"> 1. Hilfe holen 2. Gasweg von Tubus bis Respirator kontrollieren 3. Handbeatmung, 100% FiO₂ 4. Respirator Problem? Absaugen? Reintubation? 5. <u>Behandle den Patienten, nicht die Maschine</u>
 <p>Abb. 40, Dräger (2014)</p>	<p>Ursachen für ein konstant erhöhtes CO₂ könnten sein: tiefes AMV, Atemdepression durch Medikamente oder respiratorische Kompensation bei einer metabolischen Alkalose. Ein tief normales AMV kann eine Therapieform z.B. bei älteren Patienten mit tiefem BD sein. Eine Hyperkapnie bewirkt eine cerebrale Vasodilatation.</p>
 <p>Abb. 41, Dräger (2014)</p>	<p>Ein plötzlicher Abfall des CO₂, aber bleibend über null ist eine Indikation für eine Leckage, eine Verschiebung des Tubus in den Hypopharynx oder einen partiellen Atemwegsverschluss. Eine zusätzliche Druckerhöhung würde für einen Verschluss sprechen. Eine Leckage wäre im ΔT_{idal} ersichtlich. Und ein Abhören mit dem Stethoskop könnte eine Tubusfehlage verifizieren.</p>

(Rittner & Döring, 2016)

4 Praxistransfer

4.1 Erkenntnisse für die perioperative pulmonale Situation in der Praxis

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die Beatmungskurven eine Interpretation der perioperativen pulmonalen Situation anhand des Beatmungsmonitorings zulassen – allerdings müssen diese Informationen immer, wenn möglich, mit anderen Daten oder Ausschlussfaktoren überprüft werden. Eine zackenartige Flowkurve muss nicht unbedingt zu einem trachealen Absaugen führen; eventuell ist der Beatmungsschlauch einfach nur feucht. Ein weiterer wichtiger Faktor für das Einschätzen der pulmonalen Situation ist das Wissen über normale Veränderungen der Normwerte während der Anästhesie. Die

Resistance mit einem Tubus 8mm beträgt circa 4mbar/l/s, mit einem 6mm Tubus 12mbar/l/s. Auch die Erhöhung des Flows erhöht die Resistance. Darum dürfen Beatmungskurven nie isoliert betrachtet werden. Die wichtigsten Erkenntnisse betreffen die Compliance, die Resistance und die Sekretansammlung. Um eine Übersicht und Struktur in der Interpretation zu erhalten, habe ich folgende Leitfragen entwickelt:

1. Sind die Beatmungskurven und Werte abnormal?
2. Liegt der Grund für diese Abnormalität bei den Beatmungseinstellungen?
3. Liegt der Grund bei den Materialien oder äusseren Einflüssen? (Tubus, Lagerung, Chirurgie Art, löst Chirurg eine Triggerung aus, usw.)
4. Betrifft es die Compliance oder die Resistance oder beide?
5. Sind diese Beatmungskurven aufgrund der bestehenden pulmonalen Erkrankungen des Patienten (COPD, Pneumonie, Pneumothorax, Nikotinabusus, Adipositas, restriktive Lungenerkrankungen) zu erwarten?
6. Wie ist der Verlauf der Beatmungskurven?
7. Stützen klinische Beobachtungen den Verdacht? (Auskultieren, Schweiß aufgrund Stress, usw.)
8. Stützen weitere Parameter den Verdacht?

Die Interpretation der Beatmungskurven sollte wenn möglich immer mit einem sehr erfahrenen Anästhesisten mit viel Praxiserfahrung erfolgen, welcher sich auch für dieses Thema begeistert.

4.2 Konsequenzen für die Beatmungseinstellungen in der Praxis

Bei den Einstellungen des Beatmungsmodus muss man sich bewusst sein, welche Konsequenzen ebendiese für die Interpretation und die zugeführten Drücke bedeuten. Möchte man eine Beatmung mit einem konstanten Flow, bei der man durch das Druck-Zeit-Diagramm die Compliance, die Resistance oder den Stress-Index beurteilen kann? Dafür muss man aber höhere Spitzendrücke als bei einem dezelerierendem Flow in Kauf nehmen. Eine andere Variante ist das Wechseln des Modus während der Beatmung, um an die Vorteile der Interpretationen beider Einstellungen zu gelangen.

Liegt der Schwerpunkt im I:E Verhältnis, zum Beispiel bei einem COPD Patienten, bevorzugt man eine dezelerierenden Flow, um auch das Ende der Inspiration beurteilen zu können. Obwohl der Schwerpunkt bei COPD Patienten in der Expiration liegt, um einen intrinsic PEEP zu vermeiden, darf die Inspiration auf keinem Fall vergessen werden. Ein Herantasten an ein optimales I:E Verhältnis braucht Zeit und muss eventuell auch mit einer Anpassung des Tidalvolumens vonstattengehen. Zusätzlich muss, wenn der Patient selbst triggern darf oder kann, das ETS angepasst werden. Zusätzlich darf die Rampe nicht flach eingestellt werden. Eine flache Rampe bedeutet - im Gegensatz zu einer steilen - viel Atemarbeit. Ein initial niedriger Atemgasfluss bei einer flachen Rampe verlängert bei obstruktiven Lungenverhältnissen die Inspiration auf Kosten der Expiration. Dies hätte eine konsekutive Erhöhung des intrinsischen PEEPS und die Gefahr einer Desynchronisierung zur Folge.

Grundsätzlich gilt: Veränderungen im Beatmungsmonitoring müssen beachtet werden und Konsequenzen zur Folge haben. Ist die Konsequenz eine Veränderung der Beatmungseinstellung, muss mit Geduld weiter beobachtet werden. Dies gilt auch für eine Spontanisierung des Patienten. Aus lungenprotektiver Sicht ist dies, wenn immer möglich, erstrebenswert. Eine Spontanatmung ohne Unterstützung sollte nur kurz vor der Extubation stattfinden, da die Atemarbeit in diesem Modus für den Patienten enorm ist. Wählt man den Pressure support, braucht es Geduld und Zeit, um eine gute Beatmungseinstellung zu erlangen. Man darf nicht davon ausgehen, dass man kurz auf PS umschalten und ohne Alarmer und Probleme weiterbeatmen kann - auch wenn es Situationen gibt, in denen dies funktioniert. Wenn nicht, muss in Bezug auf die Beatmungskurven interpretiert werden: Ist der Inspirationsschenkel des PV-Loops rechts oder links vom PEEP? -> Eine Anpassung des Psupport muss stattfinden. Gehen der Inspirations- und der Expirationsflow nicht auf null zurück?-> Anpassung des ETS oder der Rampe.

Der Verlauf der Beatmungskurven ist ein wichtiger Faktor in Bezug auf die Konsequenzen für die Beatmungseinstellungen. Hat man eine langsame oder plötzliche Veränderung? Ein stetiger Verlust der Compliance oder Resistance-Erhöhung kann nicht nur mit einer Druckerhöhung am Beatmungsgerät korrigiert werden, damit die Werte – auf den ersten Blick – wieder stimmen. Hier benötigt es eine weitere Ursachensuche mit einheitlicher Kontrolle des Patienten und des Respirators (Lunge abhören, Tubuskontrolle, Beatmungsschläuche, OP-Situation, kardiale Situation, Respirator usw.)

4.3 Persönliche Erkenntnisse und Konsequenzen für die Praxis

Beatmungskurven in Diagrammen oder Loops fand ich seit meiner Intensivpflegeausbildung faszinierend: Sie stellen ein Abbild von so vielen Informationen dar. In der Anästhesie hat sich diese Faszination nicht gelegt. Wir beatmen tagtäglich viele Patienten mit einer Selbstverständlichkeit, welche der Komplexität der heutigen Respiratoren nicht mehr gerecht wird. Ich musste bei der Einarbeitung in das Thema Beatmungskurven bemerken, dass mir noch sehr viel Verständnis und Wissen fehlt. Mein Allgemeinwissen über die Atemphysiologie, Atemmechanik, Lungenfunktion und Beatmung reichte nicht aus, um die Beatmungskurven wirklich fundiert zu interpretieren. Ich hatte zwar bisher meine Leidenschaft für die Interpretation von Beatmungskurven schon in die Praxis umgesetzt, aber nicht mit einer absoluten Konsequenz und zum Teil auch mit falschen Ansätzen. Mit meiner neu erworbenen Sicherheit möchte ich gerne dieses Thema durch Gespräche mit Arbeitskollegen und kritisches Hinterfragen von eingestellten Beatmungsparametern vermehrt zum Anästhesiealltag machen. Das Beatmungskurven-Booklet soll helfen, Auszubildende und Interessierte für das Thema zu begeistern – und mir wiederum soll es dazu dienen, das erworbene Wissen im Alltag nicht zu vergessen.

Die Komplexität der Beatmungskurven und deren Interpretation wurden mir erst während der vertieften Auseinandersetzung bewusst. Es braucht viel Wissen und noch mehr Praxisanwendung. Und genau hier verortete ich die Schwierigkeit: Man muss sich bewusst Zeit nehmen für die Interpretation, am besten zusammen mit einem Arbeitskollegen – doch im hektischen Alltag gestaltet sich dies teils sehr schwierig.

Während der Bearbeitung der Beatmungskurven und der dazugehörigen Wissenserweiterung sind mir mehrere Punkte speziell aufgefallen, welche ich gerne in der Praxis umsetzen möchte:

- Meine bisherige PEEP Einstellung betrug grundsätzlich bei lungengesunden Patienten 5mbar. Diese Einstellung möchte ich kritisch hinterfragen und immer wenn möglich höherstellen.
- Die Triggerschwelle nicht mehr tiefer als 2l/min stellen
- Beatmungsmodus während der Anästhesie umstellen, um weitere Erkenntnisse zu gewinnen.
- Beatmung auch während einer Ablösung ändern und diese mit dem Arbeitskollegen besprechen.

Der technische Fortschritt, die vermehrte Nähe zu den Intensivrespiratoren sowie die immer komplexeren Krankheitsbilder werden zweifelsohne zu einer Weiterentwicklung der Anästhesiebeatmungsgeräte führen. Zukunftsmusik in der Anästhesiebeatmung wäre aus meiner Sicht ein ASV Modus, ein volumetrisches Kapnogramm, eine elektrische Impedanzmessung, eine Ösophagusdrucksonde oder ein automatisches Recruitmentmanöver (ist in den neuen Anästhesiebeatmungsgeräten zum Teil schon vorhanden).

Literaturverzeichnis

- Arnal, J.-M. (2018). *Monitoring Mechanical Ventilation Using Ventilator Waveforms*. Berlin: Springer.
- Bahns, E. (2014). *www.draeger.com*. Von Mit dem Pulmotor fing es an: https://www.draeger.com/Library/Content/9097424_100_jahre_beatmung_fibel_de_gesamt_20140709_l12_fin.pdf abgerufen
- Bahns, E. (2015). *www.draeger.com*. Von Das Atmungsbuch: <https://www.draeger.com/Library/Content/atmungsbuch-bk-9066593-de.pdf> abgerufen
- Berger, M., & Gust, R. (22.. Februar 2005). Perioperative Evaluation der Lungenfunktion. *Anaesthetist*, S. 273-288.
- Deden, K. (2015). *Beatmungsmodi in der Intensivmedizin, Dräger*.
- Dräger. (2016). *www.draeger.com*. Von Unterstützende Technik von Dräger für die protektive Beatmung und Spontanatmung im OP: <https://www.draeger.com/Library/Content/mini-handbuch-beatmung-bk-9068046-de-1501-2-off.pdf> abgerufen
- Haberthür, C., Guttman, J., Osswald, P., & Schweitzer, M. (2001). *Beatmungskurven Kursbuch und Atlas*. Berlin Heidelberg: Springer.
- Hinkelbein, J., & Genzwürker, H. (2016). *Formeln und Scores* (2. Ausg.). Berlin: Medizinisch Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft.
- Latshang , T. (Februar 2019). Chefärztin Pneumologie. (A. Rigutto, Interviewer)
- Liu, S., Kacmarek, R., & Oto, J. (Dezember 2017). *www.ncbi.nlm.nih.gov*. Von Are we fully utilizing the functionalities of modern operating room ventilators?: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Are+we+fully+utilizing+the+functionalities+of+modern> abgerufen
- Mellema, M. S. (August 2013). *www.ncbi.nlm.nih.gov*. Von Ventilator waveforms: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24183000> abgerufen
- Munir, K., & Himmelstoss, M. (März 2016). *www.hamilton-medical.com*. Von Volumetric Capnography: https://www.hamilton-medical.com/de_CH/Home/Landingpages/eBook-volumetric-capnography/download?_cldee=YW5naXJpZ3V0dG9AeWFob28uZGU%3d&recipientid=lead-d0fc5ab9a52fe9118115005056926240-585e1d695e8745379941b6c9b8442c1b&utm_source=ClickDimensions&utm_medium=e abgerufen
- Oczenski, W. (2017). *Atem-Atemhilfen* (10. Ausg.). Stuttgart: Georg Thieme.
- Ralfs, F. (2015). *www.draeger.com*. Von Protective ventilation booklet: <https://www.draeger.com/Library/Content/protective-ventilation-booklet-lit-9066355-en.pdf> abgerufen
- Rathgeber, J. (2010). *Grundlagen der maschinellen Beatmung*. Stuttgart: Georg Thieme.
- Rittner, F., & Döring, M. (2016). *www.draeger.com*. Von Kurven und Loops in der Beatmung: <https://www.draeger.com/Products/Content/curves-and-loops-9097420-de.pdf> abgerufen
- Silbernagl, S., & Despopoulos, A. (2007). *Taschenatlas Physiologie* (7. Ausg.). Thieme.
- Theerawit, P., Sutherasan, Y., Ball, L., & Pelosi, P. (Mai 2017). *www.ncbi.nlm.nih.gov*. Von Respiratory monitoring in adult intensive care unit: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28452241> abgerufen
- Uhlig, S., & Frerichs, I. (Juni 2008). Lungenprotektive Beatmung. *AINS*, S. 438-445.

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1, Arnal, J.-M. (2018)3
 Abb. 2, Arnal, J.-M. (2018)4
 Abb. 3, Arnal, J.-M. (2018)4
 Abb. 4, Dräger (2018).....5
 Abb. 5, Dräger (2018).....6
 Abb. 6, Mellema, M. (2013)6
 Abb. 7, Dräger (2014).....7
 Abb. 8, Oczenski, W. (2017)7
 Abb. 9, Dräger (2014).....8
 Abb. 10, Mellema, M. (2013)8
 Abb. 11, Oczenski, W. (2017)9
 Abb. 12, Mellema, M. (2013)9
 Abb. 13, Mellema, M. (2013)10
 Abb. 14, Oczenski, W. (2017)10
 Abb. 15, Arnal, J.-M. (2018)10
 Abb. 16, Beatmung Perseus (2018)11
 Abb. 17, Dräger (2014).....11
 Abb. 18, Beatmung Perseus (2018)11
 Abb. 19, Beatmung Perseus (2018)11
 Abb. 20, Oczenski, W. (2017)11
 Abb. 21, Oczenski, W. (2017)12
 Abb. 22, Beatmung Perseus (2019).....12
 Abb. 23, Oczenski, W. (2017).....12
 Abb. 24, Oczenski, W. (2017)12
 Abb. 25, Arnal, J.-M. (2018)12
 Abb. 26, Beatmung Perseus12
 Abb. 27, Dräger (2014).....13
 Abb. 28, Mellema, M. (2013)13
 Abb. 29, Mellema, M. (2013)13
 Abb. 30, Beatmung Perseus, (2018)13
 Abb. 31, Monitoring Dräger (2018)14
 Abb. 32, Beatmung Dräger (2017).....14
 Abb. 33, Dräger (2014).....14
 Abb. 34, Beatmung Perseus (2019)14
 Abb. 35, Beatmung Perseus (2018)14
 Abb. 36, Dräger (2014).....14
 Abb. 37, Dräger (2014).....15
 Abb. 38, Dräger (2014).....15
 Abb. 39, Dräger (2014).....15
 Abb. 40, Dräger (2014).....15
 Abb. 41, Dräger (2014).....15

Anhang

5 Physiologische Normwerte

Atemfrequenz (AF):	10-16/min
Atemzugvolumen (AZV):	6-7ml/kgKG
Atemminutenvolumen (AMV):	6-8l/min, 90-100ml/kgKG/min
Vitalkapazität (VC):	♂ 70ml/kgKG, ♀ 50ml/kgKG, 4.5-5 Liter
Inspiratorisches Reservevolumen (IRV):	2/3 der VC, 2.5-3 Liter
Expiratorisches Reservevolumen (ERV):	1/3 der VC, 1-1.5 Liter
Totale Lungenskapazität (TLC):	6-6.5 Liter
Reservevolumen (RV):	25%-35% der TLC, 1.5-2 Liter
Funktionelle Residualkapazität (FRC):	30ml/kgKG, 40%-50% der TLC, 2.5-3 Liter Erneuerung der FRC pro Atemzug: 12% in Ruhe, In Allgemeinanästhesie um 20%-30% vermindert
Einsekundenkapazität (FEV ₁):	≥75% der VC
Resistance (R):	1-3mbar/l/s
Compliance (C):	1.5ml/mbar/kgKG, 70-100ml/mbar
Sauerstoffangebot (DO ₂ l):	550-650ml/min/m ²
Sauerstoffverbrauch (VO ₂ l):	120-160ml/min/m ²
O ₂ -Verbrauch der Atemmuskulatur:	5ml/min in Ruhe; pro Liter Anstieg des AMV -> 1ml/min Anstieg des O ₂ -Verbrauchs
Anatomischer Totraum:	2ml/kgKG
Totraumventilation:	30% des AZV
Ventilation/Perfusionsverhältnis:	0.8
PaO ₂ :	65-100mmHg, PaO ₂ =100-(Alter/2)
PaCO ₂ :	35-45mmHg
Arterioendexpiratorischer CO ₂ -Gradient:	3-5mmHg
Alveolararterielle O ₂ -Differenz (AaDO ₂):	10-20mmHg bei FiO ₂ 0.21, 25-65mmHg bei FiO ₂ 1.0
Sauerstoffsättigung:	95%-98% (nicht 100% wegen Euler-Liljestrand-Mechanismus)

Berechnung der Werte mit dem Idealgewicht (Oczenski, 2017), (Rathgeber, 2010), (Silbernagl & Despopoulos, 2007)

6 Beatmungsparameter in der Anästhesie

FiO₂

Zusammen mit dem PEEP und dem I:E Verhältnis ist das FiO₂ verantwortlich für die Steuerung des PaO₂. Sie alle gehören zu den Oxygenationsparametern. Je höher die Sauerstoffkonzentration eingestellt ist, desto schneller diffundiert der Sauerstoff zwischen Alveole und Blut. Dadurch kann eine Hypoxie vermieden werden. Eine bestehende Lungenerkrankung wird dabei nicht positiv beeinflusst. Zielwerte betragen hier 60mmHg im arteriellen Blut und eine periphere Sauerstoffsättigung von > 90 %. Höhere Werte begünstigen, durch das Verdrängen des Stickstoffes in den Alveolen, Resorptionsatelektasen.

Atemfrequenz

Die AF ist ein Ventilationsparameter. Zusammen mit dem Tidal und dem Pinsp ist er verantwortlich für die Steuerung des PaCO₂. Wird bei einer Veränderung der Atemfrequenz das I:E Verhältnis mitverändert, hat dies Auswirkungen auf den Beatmungsmitteldruck. Dies ist von Respirator zu Respirator unterschiedlich. Die Einstellung der AF ist abhängig vom Stoffwechselzustand des Patienten. Kältere Patienten benötigen eine tiefere Atemfrequenz als Patienten in der Sepsis. Bei hohen Atemfrequenzen muss vermehrt auf ein Air Trapping geachtet werden.

Atemhubvolumen / Inspirationsdruck

Das Tidal sollte mit dem Idealgewicht berechnet werden und beträgt circa 7ml/kgKG. Bei der Einstellung des Inspirationsdruck können 2 Modalitäten, je nach Respirator, möglich sein. Entweder unabhängig vom PEEP oder der P_{insp} wird als absoluter Wert über dem PEEP Niveau gestellt. Dies kann sich auch zwischen verschiedenen Beatmungsmodi ändern. Da häufig im alltäglichen Setting verschiedene Respiratoren im Einsatz sind, muss ein vermehrtes Augenmerk auf die verschiedenen Möglichkeiten gelegt werden, um pulmonale und hämodynamische Nebenwirkungen zu vermeiden.

I:E Verhältnis

Das Atemzeitverhältnis ist das Verhältnis aus Inspirationszeit und Expirationszeit. Am Respirator werden je nach Software dieses Verhältnis direkt mit der AF oder mit der Inspirations- und Expirationszeit eingestellt. Eine normale Einstellung beträgt 1:1 bis 1:2. Die Beatmungskurven helfen dabei, das richtige Verhältnis zu finden.

PEEP

Der positive endexpiratorische Druck verbessert die Oxygenierung durch Reduktion des pulmonalen Rechts-Links-Shunts, Vergrößerung der FRC, Vermeidung von Alveolarkollaps und dessen Offenhaltung. Während einer Anästhesie werden PEEP Einstellungen von 5-10mbar eingestellt. Eine Erhöhung bis zu 20mbar kann bei IPS Patienten zum Beispiel bei einem ARDS vorgenommen werden. Für eine initiale Einstellung müssen die hämodynamische Situation, das Patientengewicht und die pulmonale Situation berücksichtigt werden. Da unter einer Vollnarkose immer eine FRC Verminderung stattfindet, kann unter Berücksichtigung der hämodynamischen Nebenwirkung einen PEEP von >8-10mbar eingestellt werden. Absolute Kontraindikation für einen PEEP ist ein hämorrhagischer Schock. Zusätzlich sollte bei erhöhtem Hirndruck berücksichtigt werden, dass ein PEEP dieser noch mehr erhöht. Weitere Nebenwirkungen sind: Verminderung des Herzzeitvolumen dadurch Abnahme der Organperfusion, Erhöhung des ZVD und Vorlastsenkung. Eine alveoläre Überdehnung ist nur mit einem hohen P_{insp} möglich, nicht mit dem PEEP. Bei einem Spontanmodus nennt sich der PEEP CPAP (continuous positive airway pressure).

Triggerschwelle

Eine spontane Einatmungsbemühung eines Patienten kann einen maschinellen Atemhub auslösen. Dieser kann Volumen, Druck oder Flow gesteuert sein. Die meisten Respiratoren haben einen Flowtrigger. Der Drucktrigger ist veraltet und der Volumentrigger wird teils in der Neonatologie eingesetzt. Beim Flowtrigger erzeugt das Beatmungsgerät auch während der Expirationsphase einen minimalen Basisflow. Sobald der Patient eine Einatmungsbemühung durchführt, ist der Inspirationsflow nicht mehr gleich hoch wie der Expirationsflow. Dadurch erkennt der Respirator eine Triggerung. Die empfohlenen Einstellungen für den Flowtrigger betragen 2-5l/min. Bei einer zu tiefen Triggerschwelle kann es eine Autotriggerung durch den Operateur, Lagerung, Vibrationen, Wasser im Beatmungsschlauch... auslösen. Eine zu hohe Schwelle führt zu erhöhter Atemarbeit des Patienten. Eine unerwünschte Patiententriggerung oder eine Tachypnoe sollte nicht mit einer Erhöhung der Triggerschwelle stattfinden, da dies Stress und eine pulmonale Erschöpfung des Patienten auslösen kann. Bei einem Flowtrigger von 2l/min muss der Patient 33ml Volumen in einer Sekunde ziehen.

Rampe

Die Druckanstiegsgeschwindigkeit vom PEEP-Niveau bis zum Erreichen des Inspirationsdrucks wird durch die Rampe bestimmt. Eine flache Rampe bedeutet mehr Atemarbeit für den Patienten. Dies ist für COPD Patienten ein Problem, da dies die Expiration verkürzt. Eine steile Rampe ist dagegen für Patienten mit tiefer Compliance kontraindiziert. Der hohe initiale Inspirationsflow kann dazu führen, dass das Flowabbruchkriterium schon erfüllt ist, obwohl der Patient seine Inspiration noch nicht beendet hat. Die Rampe kann zwischen 0 und 2 Sekunden eingestellt werden. Meistens liegt sie in der Anästhesie bei 0.2 Sekunden.

Expiratorische Triggersensitivität / Inspirationsterminierung

Dieser Begriff wird je nach Respirator verschieden bezeichnet. Der Expirationstrigger muss im Pressure Support die Beendigung einer Inspiration des Patienten erkennen, um das Expirationsventil zu öffnen. Das Beatmungsgerät misst in einer Inspiration den

maximalen Flow und bezeichnet diesen mit 100%. Noch während der Inspiration kommt es zu einer Abflachung des Flows. Ab einem bestimmten Wert, den wir einstellen können, wird die Expiration eingeleitet. Häufig wird dieser Wert auf 25% eingestellt. Dies bedeutet, wenn der Inspirationsflow nur noch 25% vom maximalen Flow beträgt, wird das Expirationsventil geöffnet. Je höher dieser Wert eingestellt ist, desto früher wird die Expiration eingeleitet. Dies ist für COPD Patienten günstig, da sich dadurch die Expiration verlängert. (Rathgeber, 2010), (Oczenski, 2017)

7 Beatmungsbooklet

Ersichtlich als Handout und pdf Datei.