

Einleitung

Für die sachgerechte Durchführung einer Respiratortherapie sind Grundkenntnisse auf dem Gebiet der Atemmechanik unerlässlich, deren Vermittlung an Studenten, Pflegepersonal und Ärzte nicht unproblematisch ist.

Die zugrunde liegenden physikalischen Gesetzmäßigkeiten sind unanschaulich und dem angesprochenen Personenkreis schwer verständlich. Die praktische Behandlung dieser Probleme am klinischen Einzelfall ist situationsbedingt mit großen Schwierigkeiten verbunden und ermangelt der Systematik. Diese Diskrepanz ist durch eine Modell-Lunge überbrückbar. Es können typische Situationen simuliert und systematisch verändert werden. Auf diese Weise ist es möglich, physikalische Gesetzmäßigkeiten und praktische Nutzenanwendung in Einklang zu bringen.

Dieses Anleitungsbuch gliedert sich in zwei Teile. Der erste Teil befaßt sich mit den Grundlagen der Atemmechanik, der zweite mit der Wechselwirkung zwischen Beatmungsgerät und den mechanischen Eigenschaften der Lunge. Beide Teile gliedern sich in einen Einführungsteil, in dem das notwendige Grundlagenwissen angeführt wird und einen praktischen Teil, der diese Dinge an Beispielen erläutert.

Das vorliegende Übungsprogramm sollte durch einen Übungsleiter vermittelt und interpretiert werden. Im Anschluß daran können die Übungen auch im Selbstunterricht nachvollzogen werden. Es sei hier ausdrücklich darauf hingewiesen, daß in dieser Anleitung nur der mechanische Aspekt der Beatmung abgehandelt werden kann. Die Probleme des Gasaustausches und der hämodynamischen Nebenwirkungen bleiben unberücksichtigt. Der Schlüssel für eine optimale Gesamtfunktion des respiratorischen Systems liegt aber gerade in einer optimalen Ventilation der Lunge unter Anpassung an die mechanischen Gegebenheiten.

Theoretische Grundlagen – Teil 1

1

Allgemeine mechanische Eigenschaften der Lunge

Mechanisch gesehen ist die Lunge etwa einem aufblasbaren Gummiballon vergleichbar. Diese Eigenschaft beruht auf einer Vielzahl elastischer Elemente, die die gesamte Lungenstruktur durchsetzen. Die Lunge befindet sich im knöchernen Thoraxgerüst unter einer bestimmten Vorspannung, die darauf beruht, daß in der Embryonalentwicklung das Lungenwachstum hinter dem des Thoraxskelettes zurückgeblieben ist. Das Thoraxskelett weist aufgrund seiner knorpeligen Anteile ebenfalls elastische Eigenschaften auf. Sich selbst überlassen strebt die Lunge in Richtung Expiration, der Thorax in Richtung Inspiration. Der Ausgleich dieser einander entgegengesetzten Kräfte führt zur Atemruhelage, am besten sichtbar beim voll relaxierten Patienten.

In Atemruhelage befindet sich in der Lunge noch ein Gasvolumen, das als funktionelle Residualkapazität bezeichnet wird. Beim relaxierten Patienten kann die Lunge durch Anwendung eines Überdruckes weiter gefüllt werden. Mit dem Weglassen des Überdruckes strebt die Lunge selbstständig in die Atemruhelage zurück, das eingeblasene Volumen wird passiv ausgeatmet.

Das Prinzip der Beatmung besteht in einer rhythmischen Aufblähung und Wiederentlastung der Lunge mit Hilfe eines Beatmungsgerätes.

Bei der Einblasung von Luft in die Lunge müssen nicht nur die elastischen Elemente gedehnt, sondern es muß auch ein Strömungswiderstand in den Luftleitungen überwunden werden. Sowohl die Dehnungseigenschaften der Lunge als auch der Widerstand der Luftleitungen können sich einzeln oder in Kombination durch krankhafte Prozesse ändern und damit die Verabreichung eines bestimmten Luftvolumens durch den Respirator erschweren.

Aufgrund der baumartigen Verzweigung der Luftleitungen besteht die Lunge aus einer Vielzahl von Untereinheiten. Je nach Verzweigungsebene tragen diese Untereinheiten verschiedene Namen. Durch Aufzweigung der Trachea in zwei Hauptbronchien entstehen zwei Lungenhälften oder Lungenflügel. Durch weitere Verzweigung bilden sich immer kleinere Untereinheiten: Lungenlappen, Lungensegmente und schließlich im Durchschnitt in der 25. Verzweigungsebene die terminalen respiratorischen Einheiten mit etwa 300 Mio. Alveolen, deren Belüftung die Grundlage für den Gasaustausch darstellt. Das Ziel der Beatmung besteht darin, eine möglichst gleichmäßige Verteilung der Inspirationsluft auf alle Untereinheiten der Lunge zu erreichen, auch wenn ihre mechanischen Eigenschaften nicht einheitlich sind.

Um die grundlegenden atemmechanischen Gesetzmäßigkeiten zu erlernen; ist es zweckmäßig anzunehmen, die Lunge würde aus nur einer funktionellen Einheit bestehen, die die Summe der mechanischen Eigenschaften aller Untereinheiten repräsentiert. Diese kann als dehnbarer Hohlraum mit einer Zuleitung dargestellt werden (Abb. 1).

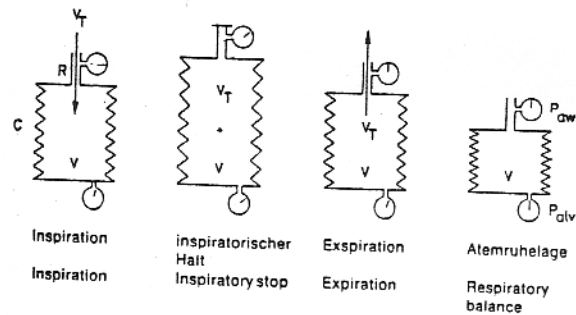


Abb. 1

Mechanischer Ablauf eines Atemzyklus.

Man beachte die Zeigerstellung der schematisiert gezeichneten Manometer.

(C = Compliance, R = Resistance, V = Volumen der Lunge bei Atemruhelage, V_T = Atemhubvolumen, P_{aw} = Atemwegsdruck, P_{alv} = Alveolardruck)

Der Hohlraum habe das Volumen V , seine Wandung habe die Dehnbarkeit C und die Zuleitung habe den Strömungswiderstand R. Der Druck am Anfang der Zuleitung (P_{aw}) soll durch ein hier angebrachtes Manometer und der Druck im Hohlraum (P_{alv}) durch ein zweites Manometer meßbar gemacht werden.

Wird durch ein Beatmungsgerät das Volumen (V_T) in den Hohlraum verschoben, steigt der Druck vor der Zuleitung (P_{aw}) über den Druck im Hohlraum (P_{alv}) an, solange das Volumen (V_T) einströmt.

Der Druck P_{alv} nimmt mit wachsender Füllung des Hohlraumes ebenfalls zu. Nach Abschluß des Füllvorganges hat sich das Volumen des Hohlraumes um den Betrag V_T vergrößert, der Druck P_{alv} im Hohlraum ist gestiegen, die Druckdifferenz zwischen P_{aw} und P_{alv} ist verschwunden.

Die Entleerung des Hohlraumes kann erfolgen, wenn seine Öffnung freigegeben wird und somit der Druck P_{aw} auf Null (= atmosphärischen Druck!) sinkt. Mit dem Abströmen von V_T sinkt P_{alv} ebenfalls bis auf Null, damit ist der Anfangszustand wieder erreicht.

Wir haben soeben Einatmung und Ausatmung, wie sie bei einer Beatmung erfolgen, mit Hilfe atemmechanischer Meßgrößen analysiert. Diese Meßgrößen werden bei einer maschinellen Beatmung routinemäßig erhoben.

P_{aw} ist der Atemwegs- oder Munddruck, er wird auf dem Manometer des Beatmungsgerätes angezeigt. Am Ende der Inspiration, wenn nichts mehr strömt, repräsentiert der Munddruck gleichzeitig den Alveolardruck. In der Strömungsphase ist der Alveolardruck nicht meßbar. Das strömende Volumen kann durch entsprechende Meßgeräte (z. B. Volumeter oder Spirolog) gemessen werden.

Nicht näher erläutert wurden bisher die Dehnbarkeit C (Compliance) und der Strömungswiderstand R (Resistance). Diese beiden Größen bezeichnen Materialeigenschaften der Lunge. Sie haben für die gesunde Lunge eine charakteristische Größe. Unter krankhaften Bedingungen ändern sie sich.

2 Begriffsdefinitionen

2.1

Compliance

Ein Maß für die Volumendehnbarkeit ist die Compliance. Sie wird ausgedrückt durch das Verhältnis von Volumenänderung zu der damit verbundenen Druckänderung.

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (\text{L/mbar}) \quad [1]$$

Man kann die Compliance auch als Proportionalitätsfaktor zwischen Druckänderung und Volumenänderung auffassen. Dieser Proportionalitätsfaktor ist ein Maß für die Steilheit der Beziehung zwischen Volumenänderung und Druckänderung. Es ist zu bemerken, daß diese lineare Beziehung für die Lunge nur in einem mittleren Füllungsbereich gilt, bei maximaler Lungenfüllung wird sie weniger steil.

Steigt beim Einströmen von 1 L Luft in die Lunge der Atemwegsdruck um 10 mbar, so beträgt die Compliance nach der angegebenen Formel 0.1 L/mbar.

Eine so am Patienten bestimmte Compliance enthält sowohl die Lungencompliance als auch die Thoraxcompliance.

In der täglichen Praxis und bei den nachfolgenden Übungen mit dem Lungenmodell betrachten wir nur die Gesamtcompliance des Systems.

Der Vollständigkeit halber sei darauf hingewiesen, daß sich hintereinandergeschaltete Compliancewerte nach folgender Gesetzmäßigkeit addieren:

$$\frac{1}{C_{\text{Lunge lung}}} + \frac{1}{C_{\text{Thorax thorax}}} = \frac{1}{C_{\text{(Lunge + Thorax) (lung + thorax)}}} \quad [2]$$

Parallel geschaltete Compliances (verschiedene Enden des Verzweigungsbaumes) addieren sich in einfacher Weise.

Beim gesunden Erwachsenen sind Thorax- und Lungencompliance etwa gleich groß. Sie betragen jeweils rund 0.2 L/mbar, woraus sich nach Gleichung 2 eine Compliance von 0.1 L/mbar für das Gesamtsystem ergibt.

Veränderungen der Gesamtcompliance sind immer das Ergebnis von Veränderungen entweder der Lungencompliance bzw. der Thoraxcompliance allein oder beider anzusehen. Die Thoraxcompliance nimmt im Laufe des Lebens ab; sie ist bei Muskelrelaxation höher als bei vorhandenem Muskeltonus. Die Lungencompliance wird mit zunehmendem Lebensalter größer.

Bei einer akuten respiratorischen Insuffizienz (postoperativ, Lungenödem, Pneumonie) und beim progressiven Lungenversagen (Schocklunge) nimmt die Compliance ab.

Auch extrapulmonale Faktoren wie z. B. Füllung und Druck des Bauchraumes oder ein Plauraerguß können die Compliance beeinflussen.

2.2

Resistance

Beim Strömen von Luft durch eine Rohrleitung mit kreisförmigem Querschnitt kommt es in Abhängigkeit von den Rohrabmessungen (Länge und Querschnitt) und den Gaseigenschaften (Viskosität) zu einem Druckabfall längs des Rohres. Bei gegebener Stromstärke ist dieser Druckabfall ein Maß für den Strömungswiderstand. Der Strömungswiderstand (Resistance) wird ausgedrückt durch das Verhältnis von Druckdifferenz zwischen Anfang und Ende der Rohrleitung und dem pro Zeiteinheit durchströmenden Volumen:

$$R = \frac{\Delta P}{\Delta V / \Delta T} \quad \left(\frac{\text{mbar}}{\text{L/s}} \right) \quad [3]$$

Fällt bei einer Stromstärke von 1 L/s der Druck zwischen Anfang und Ende einer Rohrleitung um 10 mbar, so beträgt die Resistance 10 mbar/(L/s).

R kann ebenfalls als Proportionalitätsfaktor aufgefaßt werden, in diesem Fall zwischen Druckdifferenz und Stromstärke.

Die Messung der Resistance am Patienten ist schwierig, weil die Druckdifferenz zwischen Mund und Alveole nicht direkt bestimmt werden kann. Ein gemessener Wert für die Resistance stellt wie bei der Compliance einen Summenwert dar, der sich aufgrund der Struktur des Verzweigungsbaumes der Luftwege aus hintereinandergeschalteten und parallel geschalteten Widerständen zusammensetzt.

Hintereinandergeschaltete Widerstände (Tubus-Trachea-Bronchial-Baum) addieren sich in einfacher Weise, während sich bei parallelgeschalteten Widerständen (verschiedene Äste des Bronchialbaumes) die Reziprokwerte der Einzelwiderstände zu einem Reziprokwert des Gesamtwiderstandes addieren:

$$\frac{1}{R_{\text{total}}} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_3} + \dots + \frac{1}{R_n} \quad [3a]$$

Damit gilt die gleiche Gesetzmäßigkeit wie bei der Addition von verschiedenen Compliancewerten, nur in umgekehrter Form.

Stimmritze, Trachea oder Tubus können als dem System vorgeschaltete Widerstände aufgefaßt werden. Der systematische Querschnitt ist im Bereich der Segmentbronchien am kleinsten.

Der für die Luftverteilung innerhalb der Lunge maßgebliche Widerstand liegt im Bereich der Bronchiolen, er nimmt aber am meßbaren Gesamtwiderstand nur unwesentlich teil. Zum Strömungswiderstand addiert sich noch der Gewebedeformationswiderstand, der sich bei bestimmten Lungenveränderungen (Ödem) ebenfalls erhöhen kann.

Bei einem gesunden Erwachsenen beträgt der bronchiale Strömungswiderstand 1–2 mbar/(L/s). Ein Endotrachealtubus hat je nach Größe einen Strömungswiderstand von 2–4 mbar/(L/s). Der bronchiale Strömungswiderstand ändert sich mit der Lungenfüllung und hat seinen niedrigsten Wert in der Atemruhelage. Zu einer Erhöhung des Atemwegswiderstandes kommt es durch Verengung der Stimmritze (Laryngospasmus), eine Verlegung des Tubus und durch Schleimhautschwellung und Kontraktion der glatten Muskulatur der Bronchioli (Asthma bronchiale), chronische Bronchitis, Inhalation von Allergenen oder Schadstoffen.

2.3

Compartment

Wie bereits im Kapitel 1 erwähnt, besteht die Lunge nicht aus einem einheitlichen Hohlraum, sondern aus einer Vielzahl kleiner Hohlräume, deren einzelne Compliancewerte sich, da sie parallel zueinander angeordnet sind, zur Gesamtcompliance aufaddieren. Diese Untereinheiten der Lunge sind in Aufbau und Abmessungen und damit auch in ihrer Compliance nicht identisch. Es besteht vielmehr eine mehr oder minder große Variabilität bereits in der normalen Lunge, mehr noch infolge von pathologischen Veränderungen. Das gleiche findet sich für die Resistance.

Man kann nun Lungenelemente gleicher mechanischer Eigenschaften zu Gruppen zusammenfassen, wobei eine große Vielfalt an Kombinationsmöglichkeiten gegeben ist. Es kann eine große Compliance mit großer Resistance, oder eine große Compliance mit kleiner Resistance bzw. kleine Compliance mit großer Resistance oder eine kleine Compliance mit kleiner Resistance kombiniert sein (Abb. 2).

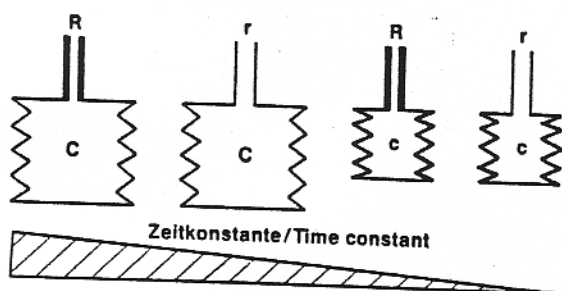


Abb. 2

Durch die Kombination von normaler (C) und verminderter (c) Compliance sowie normaler (r) und erhöhter (R) Resistance entstehen vier mechanisch unterschiedliche Compartments.

Eine Gruppe mechanisch gleichartiger Untereinheiten der Lunge wird als Compartment bezeichnet.

Für praktische Belange ist es zweckmäßig, diese Gruppierung so grob zu gestalten, daß das gesamte System auf zwei Compartments reduziert wird.

Compartments sind in der Regel nicht topographisch definiert; ihre Einzelbestandteile können über die gesamte Lunge verstreut sein. Sie werden nur im Modell zu einer Einheit zusammengefaßt.

In speziellen Fällen können auch die beiden Lungenhälften als zwei Compartments betrachtet werden, z. B. unter dem Aspekt einer einseitigen Pneumonie oder einer einseitigen Stammbronchusobstruktion.

Bei der Beatmung der Lunge mit einem bestimmte Atemhubvolumen kommt es zu einem globalen Atemwegs druckanstieg. Wenn genügend Zeit zur Verfügung stehen werden alle funktionellen Compartments mit diesem Druck ins Gleichgewicht gesetzt. Die Verteilung des inspirierten Volumens auf die einzelnen Compartments erfolgt proportional ihrer Compliance. Die Zeitdauer des Füllvorgang hängt von der Höhe sowohl der Compliance als auch der Resistance des einzelnen Compartments ab. Das gleiche gilt für die passive Entleerung der Compartments, wenn der Atemwegsdruck wieder auf die Höhe des Atmosphären druckes abgefallen ist.

Bei vorgegebenem und gleichem Druck füllt sich ein Compartment mit großer Resistance und großer Compliance sehr langsam und mit großem Volumen, während sich ein Compartment mit kleiner Compliance und kleiner Resistance sehr schnell und mit kleinem Volumen füllt. Compartments mit großer Compliance und kleiner Resistance sowie kleiner Compliance und großer Resistance füllen sich gleich schnell, wenn ihre Produkte aus Compliance und Resistance gleich groß sind, während das Füllvolumen bei gegebenem Druck durch die Compliance bestimmt wird.

2.4

Zeitkonstante

Füllung und Entleerung eines funktionellen Compartments erfolgen exponentiell, d. h. nach einer Naturgesetzmäßigkeit, wie sie in Abb. 3 graphisch dargestellt ist. Danach vermindert sich das Volumen innerhalb gleich großer Zeiträume um den gleichen Prozentsatz. Wird dieser Zeitraum gerade so lang wie das Produkt aus Resistance und Compliance ($R \cdot C$), fällt das Volumen auf 37% des Ausgangswertes. Nach doppelt so langer Zeit beträgt das Volumen nur noch 13,5% (37% von dem Volumen, welches nach dem ersten Zeitraum noch vorhanden ist), nach dreimal so langer Zeit beträgt das Volumen 5% (37% von dem Volumen, welches nach dem zweiten Zeitraum noch vorhanden ist) usw., bis nach sieben Zeiträumen nur noch 0,1% des ursprünglichen Volumens vorhanden sind.

Ist $R \cdot C$ sehr klein, entleert sich die Lunge sehr schnell, ist es groß, entleert sie sich langsam.

Aus Gleichung 4 wird klar, warum $R \cdot C$ eine Zeit ergibt:

$$R \left(\frac{\text{mbar} \cdot \text{s}}{\text{L}} \right) \cdot C \left(\frac{\text{L}}{\text{mbar}} \right) = R \cdot C \text{ (s)} \quad [4]$$

Nach Kürzung der Brüche bleibt (s) übrig (das wegen des doppelten Bruches (s. Gleichung 3, Kapitel 2.2) in den Zähler geschrieben wurde: $\text{mbar}/(\text{L/s}) = \text{mbar} \cdot \text{s}/\text{L}$).

Man kann also, sofern man Resistance und Compliance einer Lunge kennt, ihre Entleerungszeit berechnen.

Für eine normale Lunge mit $R = 2 \text{ mbar}/(\text{L/s})$ und $C = 0,1 \text{ L/mbar}$ beträgt $R \cdot C = 0,2 \text{ s}$. Nach dem 7fachen dieser Zeit, also nach 1,2 s ist diese Lunge praktisch entleert.

Bei einer Atemfrequenz von 15/min und einem Atemzeitverhältnis von 1 : 1,5 stehen 2,4 s für die Ausatmung zur Verfügung (das ist $12 \cdot R \cdot C$). Das heißt, die vorhandene Zeit wird gar nicht voll in Anspruch genommen.

Dagegen hat eine Lunge mit einer 8fach erhöhten Resistance ($R = 16 \text{ mbar}/(\text{L/s})$), z. B. bei einem Asthmatiker, ein Produkt aus $R \cdot C$ von 1,6 s. Stehen nur 2,4 s zur Verfügung, kann sie sich passiv auf etwas mehr als 13,5% ($2 \cdot R \cdot C$) des Anfangsvolumens verkleinern. Eine vollständige Entleerung

ist nur durch eine Senkung der Atemfrequenz und/oder Forcierung der Expiration durch Muskelkraft möglich.

Weil also das Produkt $R \cdot C$ die Entleerungszeit der Lunge bestimmt, heißt es auch Zeitkonstante.

In der mathematischen Formulierung des Entleerungsvorganges (s. Gleichung 5) findet sich die Zeitkonstante im Exponenten von e .

$$V_T = V_0 \cdot e^{-t/(R \cdot C)} \quad [5]$$

Gleichung 5 besagt, daß bei der Entleerung der Lunge das Volumen (V_t) zu einem Zeitpunkt (t) sich aus dem Anfangsvolumen (V_0) ergibt, wenn man es mit dem Ausdruck $e^{-t/(R \cdot C)}$ multipliziert. Nach dem Zeitraum $R \cdot C$ ($t = R \cdot C$) wird der Ausdruck zu e^{-1} oder $1/e$; $e = 2.718$ und $1/2.718 = 0.37$. Jetzt haben wir eine Erklärung dafür, warum das Lungenvolumen nach der Zeit $R \cdot C$ auf das 0.37fache bzw. 37% seines Ausgangswertes abfällt. Verdoppelt man auf t auf $2 \cdot R \cdot C$, bleibt nach Kürzung e^{-2} oder $1/e^2$; $1/2.718^2 = 0.135$. Bei Versiebenfachung von $R \cdot C$ ergibt sich e^{-7} ; $1/2.718^7 = 0.001$.

Diese Berechnungen können mit Hilfe eines Taschenrechners sehr leicht durchgeführt werden.

Die formalen Betrachtungen im vorangegangenen Abschnitt sind nur als Hintergrundinformation für den interessierteren Leser gedacht.

Wichtig ist vor allem die Tatsache, daß die Expirationsdauer von dem Produkt aus Resistance und Compliance bestimmt wird. Mit Hilfe dieses Produktes, welches Zeitkonstante genannt wird, kann man erforderlichenfalls berechnen, ob in der zur Verfügung stehenden Ausatemzeit eine hinreichende Entleerung der Lunge möglich ist. Während die ersten zwei Drittel des Expirationsvolumens nach einer Zeitkonstante entleert sind, dauert es für das restliche Drittel ein mehrfaches dieser Zeit. Das abgegebene Volumen pro Zeit oder der expiratorische Flow erfahren also im Verlauf der Expiration eine kontinuierliche Verzögerung.

In Abb. 3 sind die besprochenen Gesetzmäßigkeiten graphisch dargestellt.

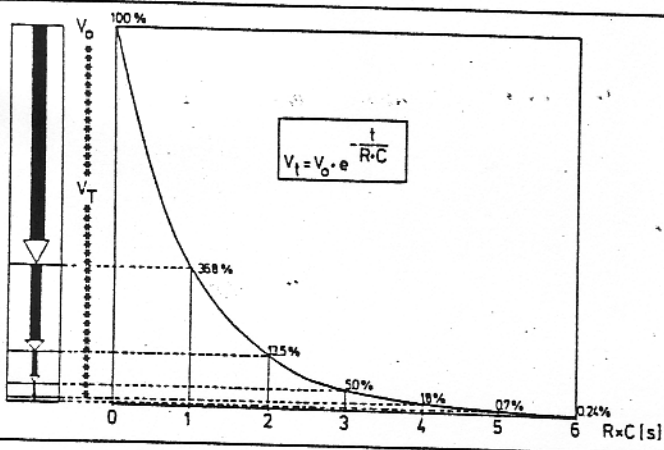


Abb. 3
Zeitlicher Verlauf der Lungenentleerung. Die Zeitintervalle sind Vielfache des Produktes $R \cdot C$ (Zeitkonstante).

Die Füllung der Lunge kann durch eine Kurve dargestellt werden, welche spiegelbildlich zu der in Abb. 3 gezeigten verläuft (Abb. 4). Damit sind zwei Drittel der Lungenfüllung nach einer Zeitkonstante abgeschlossen.

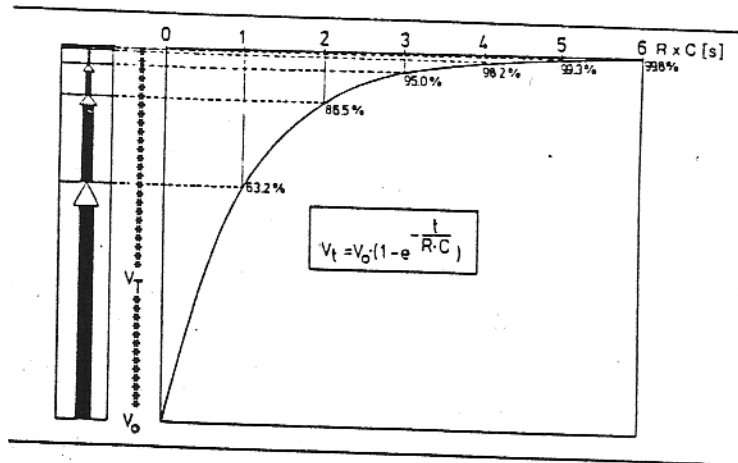


Abb. 4
Zeitlicher Verlauf der Lungenfüllung nach dem gleichen Prinzip wie in Abb. 3.

Allerdings wird die Beschreibung der Lungenfüllung dadurch kompliziert, daß neben der Zeitkonstante auch der aktiv aufgewendete Fülldruck und der mit zunehmender Füllung steigende Alveolardruck die Geschwindigkeit der Volumenzunahme eines definierten Compartments bestimmen. Der effektive Fülldruck ($P_{aw} - P_{alv}$) bleibt während des Füllvorganges nicht konstant.

Finden sich in einer Lunge nebeneinander Compartments unterschiedlicher Compliance und Resistance und damit auch unterschiedlicher Zeitkonstante, so spricht man von einer **funktionell inhomogenen Lunge**. Bei der Beatmung einer funktionell inhomogenen Lunge sollten sich alle Compartments in der zur Verfügung stehenden Zeit füllen und wieder entleeren können, wobei hier die langsameren Compartments limitierend wirken. Eine gleichmäßige Füllung von Compartments mit unterschiedlicher Compliance ist vom Prinzip her nicht möglich.

Eine größere Füllung von Compartments niedrigerer Compliance beinhaltet zwangsläufig eine noch größere Füllung von Compartments mit großer Compliance.

Bei der optimalen Beatmung wird nach dem besten Kompromiß zwischen mittlerem Füllvolumen und mittlerer Füllzeit gesucht.

2.5

Pendelluft und air trapping

Diese Phänomene treten immer dann auf, wenn Lungenregionen vorhanden sind, die aufgrund einer relativ großen Zeitkonstante bei Füllung und Entleerung hinter der restlichen Lunge zurückbleiben.

Bei Lungenfüllung fließt die Luft zunächst überwiegend in die "schnelleren" Compartments und führt dort zu einer relativen

Drucksteigerung gegenüber der restlichen Lunge. Wird nach Beendigung der Füllung nicht sofort wieder ausgeatmet, »pendelt« Luft von schnellen zu langsamen Compartments, bis es zum intrapulmonalen Druckausgleich gekommen ist. Das Pendelluftvolumen wird um so größer, je weiter die Zeitkonstanten der verschiedenen Compartments auseinander liegen.

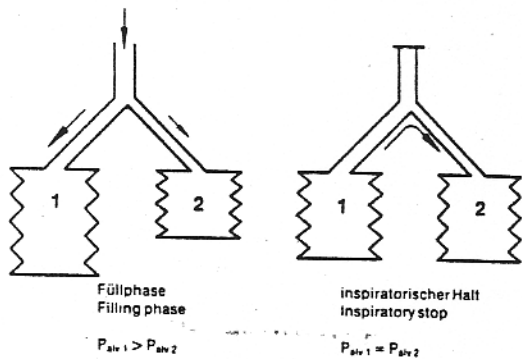


Abb. 5
 Unterschiedliche regionale Lungenfüllung in Abhängigkeit vom Größenverhältnis der regionalen Zeitkonstanten und Aufbau einer intrapulmonalen Druckdifferenz während der Inspiration. Intrapulmonaler Druckausgleich und Fließen von Pendelluft beim inspiratorischen Halt.

Wird ein Compartments zwar inspiratorisch gefüllt, die Expirationsdauer reicht jedoch nicht für eine vollständige Entleerung aus, so bleibt am Ende der Expiration ein bestimmtes Volumen Luft »gefangen« (trapped air = gefangene Luft). Das Volumen an trapped air wird um so größer, je größer das Mißverhältnis zwischen Entleerungszeitkonstante des Compartments und vorhandener Entleerungszeit ist.

3 Beschreibung des Lungensimulators

Der Lungensimulator besteht aus zwei identischen Hälften, um das Verhalten von zwei unterschiedlichen Compartments gleichzeitig darstellen zu können. Jede Hälfte kann auch für sich allein betrieben werden.

Der Anschluß ans Beatmungsgerät erfolgt über einen Tubus (normalerweise 38 Ch), der in das als Trachea gedachte Plexiglasrohr eingeführt und geblockt wird.

Ein appliziertes Volumen gelangt über den einstellbaren Widerstand, der durch Lochblenden dargestellt wird, in den Faltenbalg. Dieser ist mit einem Zeiger verbunden, der auf der senkrechten Skala das Füllvolumen anzeigt.

Die Compliance kann durch Verschiebung der Feder, die über einen Hebel auf den Faltenbalg wirkt, auf der seitlichen Schiene verstellt werden. Je weiter sich die Feder vom Drehpunkt des Hebels entfernt, desto größer wird die Kraft, die einer Ausdehnung des Balges entgegenwirkt, um so kleiner wird also die Compliance.

Compliance und Resistance können unabhängig voneinander für beide Seiten des Modells getrennt eingestellt werden. Das Manometer oberhalb des Tubus dient zur Ablesung des Atemwegsdruckes (P_{aw}) während auf den beiden unteren Manometern der Alveolardruck (P_{alv}) abgelesen werden kann.

Bei den vorliegenden Übungen werden bestimmte Werte von C und R eingestellt und das Verhalten von Druck (P_{aw} , P_{alv}), Volumen und Füll- bzw. Entleerungszeit beobachtet. Hierzu wird der Lungensimulator an ein Beatmungsgerät angeschlossen und mit definierten Hubvolumina beatmet.

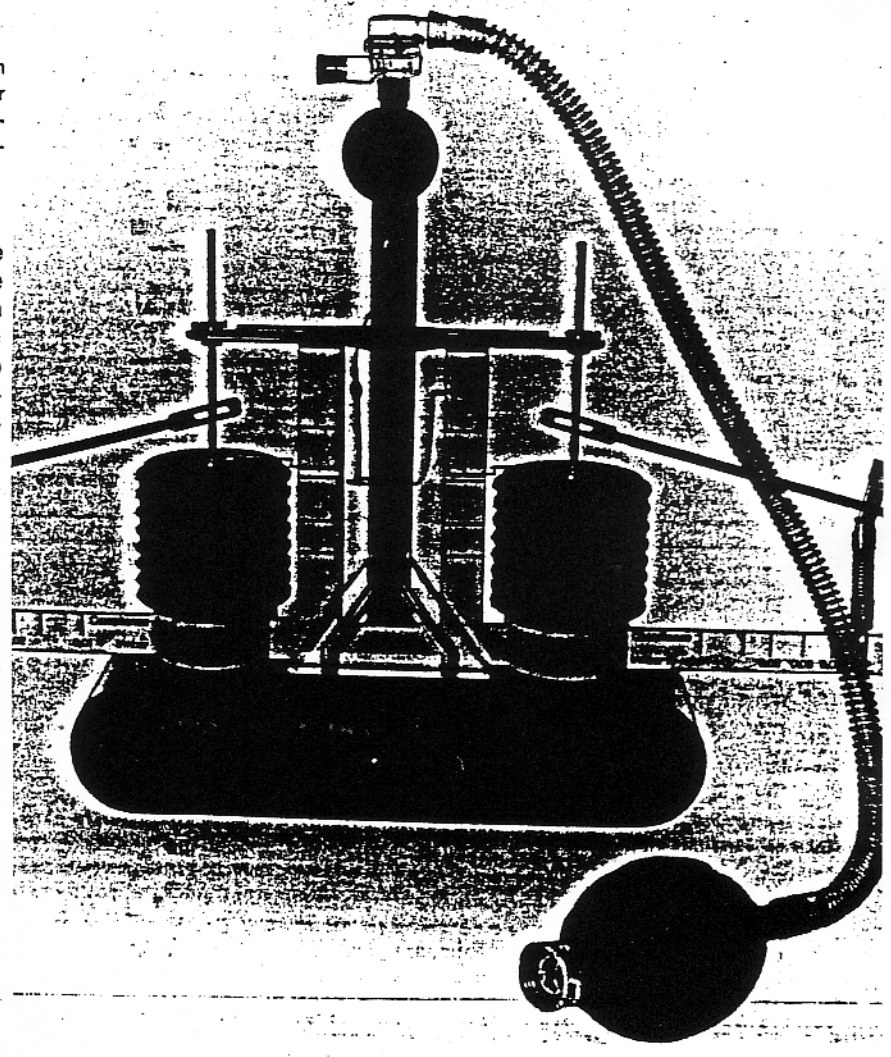


Abb. 6
 Lungensimulator mit Beatmungsbeutel, Faltschlauch, Beatmungsventil und Gummistopfen sowie eingelegtem und geblocktem Endotrachealtubus. Beide Hälften sind mit etwa 1 L Luft gefüllt.

Interpretation der Ergebnisse

Bei gegebener Compliance (C) steigt der Druck (P_{alv}) in der Lunge proportional dem Füllvolumen.

Bei gleichem Füllvolumen (V_T) wird der Druck (P_{alv}) um so höher, je kleiner die Compliance (C) ist. Eine Halbierung der Compliance bedeutet Verdoppelung des Druckes.

Die Compliance kann auch als Proportionalitätsfaktor zwischen Volumen und Druck aufgefaßt werden, welcher die Steilheit dieser Beziehung bestimmt ($\Delta V = C \cdot \Delta P$, siehe Ergebnisse in Formular 2).

Schlußfolgerungen für die Praxis

Je größer das Atemhubvolumen unter Beatmung eingestellt wird, desto höher wird der Beatmungsdruck.

Steigt der Beatmungsdruck, ohne daß das Atemhubvolumen verändert wurde, kann dies nur auf einer Verminderung der Compliance beruhen.

Kann bei der Atmung nur ein bestimmter Druck aufgebracht werden, dann nimmt das Volumen um so mehr ab, je kleiner die Compliance wird.

Theoretische Grundlagen – Teil 2

Die Praxis der Beatmung

1 Allgemeines

Beatmung ist die rhythmische Aufblähung und Entlastung der Lunge mit hierfür speziell entwickelten Geräten.

Die Einatmung ist, wie auch bei der Spontanatmung, der aktive Teil des Atemzyklus. Sie erfordert Energie, die als Druckvolumenarbeit ($\text{Druck} \cdot \text{Volumen} = \text{Arbeit}$) vom Beatmungsgerät aufgebracht werden muß. Die Ausatmung ist dagegen ein passiver Vorgang, der auf der Entspannung der in der Einatmungsphase gedehnten elastischen Elemente der Lunge basiert.

Die Funktion eines Beatmungsgerätes bezieht sich also vorwiegend auf die Gestaltung der Inspiration, während für die Expiration nur eine Zeitspanne für das freie Ausströmen der Atemluft eingeräumt werden muß. Für die Gestaltung der Inspirationsphase wird vom Beatmungsgerät ein Flow unter einen bestimmten Druck geliefert, wobei eine Steuereinheit durch Betätigung von Ventilen für die Ausrichtung des Atemstromes und den zeitlichen Ablauf von Inspiration und Expiration sorgt.

2 Beatmungsmuster

2.1 Zeit

Der Ablauf eines Atemzuges wird in die Inspirations- und die Expirationsphase unterteilt. Beide zusammen umfassen den Atemzyklus.

Bei der Spontanatmung des Erwachsenen in Ruhe ist die Expirationsdauer (T_E) länger als die Inspirationsdauer (T_I). Das Verhältnis von Inspirationsdauer (T_I) zu Expirationsdauer (T_E), das Atemzeitverhältnis (I:E), beträgt im Mittel 1:1.5. Unter der Beatmung wird häufig ein Atemzeitverhältnis von 1:2 angewendet.

Manche Respiratoren erlauben auch eine Variation des Atemzeitverhältnisses, wobei die Skala von 1:4 bis 3:1 reichen kann.

2.2 Flow

Der vom Beatmungsgerät gelieferte Flow (in L/min) muß groß genug sein, um das Volumen für einen Atemzug in der zur Verfügung stehenden Zeit zu liefern. Je kürzer dieser Zeitraum, desto höher muß der Flow sein und umgekehrt.

Die Mehrzahl der Beatmungsgeräte liefert einen konstanten Flow. Jedoch gibt es auch Geräte, die einen mit der Zeit zunehmenden (akzelerierenden) Flow abgeben können.

Unter bestimmten Bedingungen nimmt der Flow eines Respirators mit der Dauer der Einatmung ab (dezelerierender Flow).

Die Inspirationsphase läßt sich weiter in eine Flow-Phase (eigentlich Inspiration) und in eine no-flow-Phase (inspiratorischer Halt) unterteilen. In der no-flow-Phase bleibt die Lunge inspiratorisch für einen bestimmten Zeitraum gebläht. Bei manchen Respiratoren mit inspiratorischem Halt ist auch die Relation zwischen Flow und no-flow-Phase variierbar.

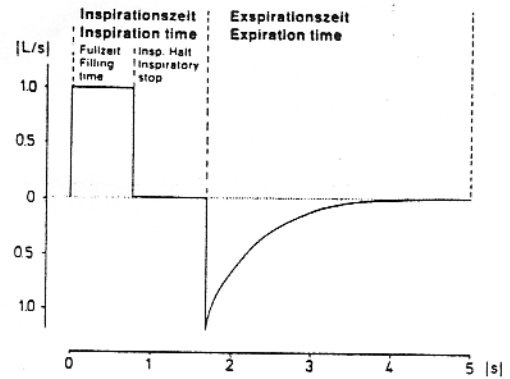


Abb. 7
Unterteilung des Atemzyklus nach dem Flow

Soll beispielsweise bei einem Atemzeitverhältnis von 1:1.5 und einer Atemfrequenz von 12/min ein Atemminutenvolumen von 7.2 L/min verabreicht werden, so ist bei der zur Verfügung stehenden Inspirationsdauer von 2 s ein Inspirationsflow von 0.3 L/s oder 18 L/min erforderlich. Bei einem inspiratorischen Halt von 1 s bleibt noch 1 s für die Inspiration, in diesem Fall muß der Flow auf 0.6 L/s oder 36 L/min erhöht werden, damit das Volumen erhalten bleibt.

3 Druck

Der aufzuwendende Druck hängt von den vorhandenen elastischen und viskosen Lungenwiderständen ab. Bei einer normalen Lunge beträgt er 10–20 mbar, bei stark erhöhter Resistance oder hochgradig verminderter Compliance muß er auf Werte von 40–60 mbar oder noch höher gesteigert werden können.

Der an den Atemwegen des Patienten anliegende und im Einatemschenkel des Schlauchsystems gemessene Druck wird als Beatmungsdruck bezeichnet.

Der Arbeitsdruck ist der Druck, unter dem der Beatmungsbalg des Beatmungsgerätes in Richtung Lunge ausgepreßt wird. Dieser Druck ist höher als der Beatmungsdruck, schlägt jedoch wegen der Trennung von Antriebs- und Beatmungssystem (Primär- und Sekundärsystem) nicht auf die Atemwege durch. Eine Erniedrigung des Arbeitsdruckes führt zur Verlangsamung des inspiratorischen Flows. Wird der Arbeitsdruck gleich dem Beatmungsdruck, resultiert ein dezelerierender Beatmungsflow.

Der Verlauf der Atemwegsdruckkurve wird von den mechanischen Eigenschaften der Lunge und vom Verlauf des inspiratorischen Flows bestimmt.

Solange ein Flow vorhanden ist, ändert sich auch die Höhe des Druckes. Für die Dauer des inspiratorischen Haltes ergibt sich ein Druckplateau. Die Anstiegsteilheit der Druckkurve ergibt sich aus der Relation der Flowstärke zur Größe von Resistance und Compliance der Lunge.

Eine während der Flowphase auftretende Druckspitze ist ein Maß für den inspiratorischen Widerstand, während der Druck in der no-flow-Phase (Plateaudruck) ein Maß für die Compliance ist.

Der zeitliche Ablauf eines einzelnen Atemzuges, dargestellt an der Flow- und Druckkurve, wird als Beatmungsmuster bezeichnet.

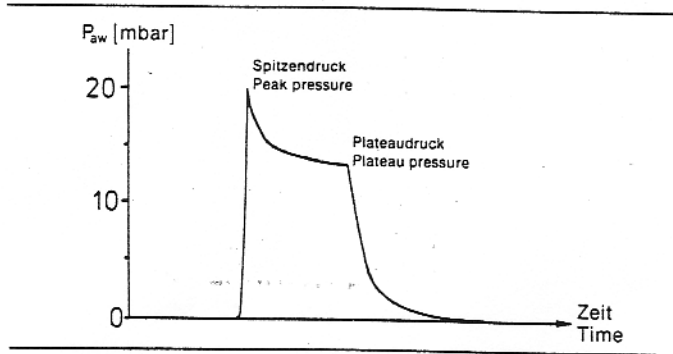


Abb. 8
Atemwegsdruckkurve mit Spitzen- und Plateaudruck. Zu einem Druckplateau kommt es nur, wenn ein inspiratorischer Halt vorhanden ist.

4 Beatmungsformen

Ausgehend von besonderen Merkmalen unterscheidet man verschiedene Beatmungsformen.

Nach der Auslösung der Inspiration trennt man in kontrollierte und assistierte Beatmung, nach dem expiratorischen Druckniveau in Beatmung ohne oder mit positiv endexpiratorischem Druck (PEEP), nach dem zeitlichen Ablauf in Beatmung mit normalem oder umgekehrten Atemzeitverhältnis.

Die intermittierend mandatorische Beatmung (IMV) ist eine Mischform zwischen Beatmung und Spontanatmung.

Allen Beatmungsformen gemeinsam ist, daß der maschinell verabreichte Atemhub durch das eingestellte Atemmuster definiert ist.

In den Übungen des II. Teiles wird der Lungensimulator ausschließlich durch kontrollierte Beatmung ventiliert.

5 Typen von Respiratoren

Nach der Art der technischen Realisierung gibt es eine große Typenvielfalt von Beatmungsgeräten, die sich in der Bedienung jedoch weitgehend ähneln.

Bedeutsam für den Benutzer ist vor allem die Klassifizierung nach dem Steuerprinzip für die Umschaltung von Inspiration auf Expiration. Ausgehend hiervon unterscheidet man zwei Typen von Beatmungsgeräten: druckgesteuerte und zeitgesteuerte Geräte. (Die sogenannten flowgesteuerten Geräte werden hier nicht behandelt.)

Beim druckgesteuerten Gerät erfolgt die Umschaltung von Inspiration auf Expiration beim Erreichen eines bestimmten Druckes, beim zeitgesteuerten nach Ablauf einer vorgewählten Zeit. Zeitgesteuerte Geräte arbeiten auch unter wechselnden mechanischen Eigenschaften der Lunge volumenkonstant, während druckgesteuerte Geräte mit kleiner werdender Compliance auch ein kleineres Volumen liefern.

6 Die Einstellung des Beatmungsmusters

Für die Realisierung des Beatmungsmusters stehen eine Reihe von Knöpfen zur Verfügung, mit denen Atemfrequenz (AF), Atemhubvolumen (V_T), Atemzeitverhältnis (I:E), positiv endexpiratorischer Druck (PEEP), Arbeitsdruck (P_{eff}) und inspiratorischer Flow (\dot{V}_i) auf den gewünschten Wert gebracht werden können (Abb. 9).

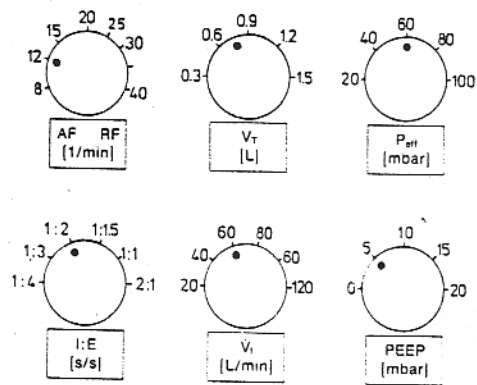


Abb. 9
Einstellfeld eines Respirators mit den üblichen Variationsbereichen für die einzelnen Parameter (Abkürzungen s. Text oben).

An Stelle des Atemhubvolumens ist bei manchen Respiratoren das Atemminutenvolumen vorwählbar. In diesem Fall wird im Zusammenhang mit der gleichzeitig eingestellten Atemfrequenz das Atemhubvolumen zur abhängigen Größe. Es gibt auch Respiratoren bei denen bestimmte Beatmungsparameter auf einen festen Wert eingestellt sind (z. B. I:E = 1:2) oder an die Veränderung anderer Größen gekoppelt sind (z. B. inspiratorischer Flow bei Variation des Atemminutenvolumens).

Sind bei einem bestimmten Respirator nur einige der genannten Parameter festlegbar (z. B. Atemwegsdruck, inspiratorischer Flow und Expirationsdauer bei druckgesteuerten Geräten), so ändern sich die nicht einstellbaren Parameter (Atemfrequenz, Atemhubvolumen und Atemzeitverhältnis) in Abhängigkeit von den mechanischen Eigenschaften der Lunge.

Begründung für die Wahl bestimmter Beatmungsparameter

Die Notwendigkeit für ein bestimmtes Atemminutenvolumen ergibt sich aus der Höhe der Stoffwechselaktivität des Organismus und der Effektivität des Gasaustausches. Je höher O_2 -Verbrauch und CO_2 -Produktion der Gewebe, desto mehr Volumen pro Zeit muß die Lunge bewältigen.

Bei gestörter Lungenfunktion muß für die gleiche pro Zeiteinheit ausgetauschte O_2 - und CO_2 -Menge eine höhere Ventilation aufgebracht werden als bei normaler Lungenfunktion.

Entscheidend für den Gasaustausch ist eine adäquate Belüftung des Alveolarraumes, die alveoläre Ventilation. Sie beträgt beim ruhenden, gesunden Erwachsenen rund 4 L/min. Um den Alveolarraum zu erreichen, muß die Luft erst den Totraum überwinden. Das ist der Raum, in dem kein Gasaustausch stattfindet. Hierzu zählen die Luftwege mit einem Volumen von 150–200 mL sowie Alveolarbezirke, die nicht oder nicht ausreichend durchblutet werden. Die Gesamtventilation muß also die Totraumventilation um soviel überschreiten, daß eine ausreichende alveoläre Ventilation möglich ist. Bei einem Totraumvolumen von insgesamt 250 mL und einer Atemfrequenz von 12/min beträgt die Totraumventilation 3 L/min. Das Atemminutenvolumen muß dann 7 L/min betragen, damit die alveoläre Ventilation groß genug wird.

Eine Verdoppelung der Atemfrequenz steigert die Totraumventilation auf 6 L/min; dadurch müßte die Gesamtventilation auf 10 L/min anwachsen. Bei einer Atemfrequenz von 6/min beträgt die Totraumventilation nur noch 1.5 L/min, wodurch sich die erforderliche Gesamtventilation auf 5.5 L/min vermindern würde.

In Wirklichkeit steigt der alveoläre Totraum mit der Größe des Atemzugvolumens, da die damit verbundene Drucksteigerung in den Alveolen zu einer Abnahme der alveolären Durchblutung führt. Umgekehrt sieht es bei vermindertem Atemzugvolumen aus (s. Tabelle 1).

AF RF (1/min)	V_T (L)	V_D (L)	\dot{V}_D (L/min)	AMV RMV (L/min)
6	0.97	0.35	1.8	5.8
12	0.58	0.25	3.0	7.0
24	0.37	0.20	4.8	8.8

Tabelle 1

Realisierung einer alveolären Ventilation von 4 L/min durch verschiedene Kombinationen von Atemhubvolumen (V_T) und Atemfrequenz (AF) und die Größe von resultierender Gesamtventilation (AMV) und Totraumventilation (\dot{V}_D) bei angenommener Größe des Totraumvolumens (V_D).

Wie hoch die einzustellende Gesamtventilation zu sein hat, hängt vom Körpergewicht des beatmeten Patienten, von seiner Körpertemperatur und von der Effektivität des Gasaustausches in seiner Lunge ab.

Für die Ersteinstellung eines Respirators wird ein Atemminutenvolumen von 0.10 bis 0.12 L/kg Körpergewicht gewählt. Eine exakte Anpassung der Respiratoreinstellung an die Situation des Patienten kann nur nach Messung der arteriellen Blutgase erfolgen. Darüber hinaus muß auch das Verhalten hämodynamischer Parameter berücksichtigt werden. Bei einer Beatmung mit niedriger Frequenz und großem Atemhubvolumen kommt es zu relativ großen intrapulmona-

len Druckschwankungen mit entsprechender Beeinflussung der pulmonalen Hämodynamik. Durch Wahl eines kleinen Atemhubvolumens in Verbindung mit hoher Atemfrequenz können intrapulmonale Druckschwankungen verkleinert werden, gleichzeitig sinkt aber die Effektivität der Ventilation, weil der Anteil der Totraumventilation an der Gesamtventilation steigt.

Bei der optimalen Respiratoreinstellung sollte immer danach getrachtet werden, den günstigsten Kompromiß zwischen kleiner Totraumventilation und geringem Druckaufwand zu erreichen.

8

Limitierende Faktoren für Ventilation der Lunge bei atemmechanischen Veränderungen

Eine verminderte Compliance erfordert einen höheren Druckaufwand, um das gleiche Volumen zu fördern. Dabei kann es sinnvoll sein, die Frequenz über die Norm zu steigern, um den Atemwegsdruck zu vermindern. Wegen der kleineren Zeitkonstante entleert sich eine Lunge mit verminderter Compliance schneller als eine normale Lunge. Dies rechtfertigt das Vorgehen, die Expirationszeit unter diesen Bedingungen abzukürzen zugunsten der Zeitdauer, in der die Alveole sich füllt oder gefüllt ist.

Eine erhöhte Resistance bedeutet, daß wegen der vergrößerten Zeitkonstante Füllung und Entleerung der Lunge verlängert sind. Während die Füllungszeit durch Aufwendung eines entsprechend hohen Druckes abgekürzt werden kann, wird die Entleerungszeit zum limitierenden Faktor für die Lungenventilation. Dabei muß ein air-trapping vermieden werden.

In der mechanisch inhomogenen Lunge folgt die intrapulmonale Verteilung des inspirierten Luftvolumens der regionalen Complianceverteilung. Da am Ende der Inspiration alle funktionellen Compartments unter dem gleichen Druck stehen, haben diejenigen mit kleiner Compliance ein kleines, die mit großer Compliance ein großes Volumen. Während der Füllphase wird die Luftverteilung außerdem vom Verhältnis der Zeitkonstanten in den verschiedenen Regionen bestimmt. Regionen mit großer Zeitkonstante können der Füllung zeitlich nicht folgen. Darum fließt ein Teil des für sie bestimmten Volumens Compartments mit kleiner Zeitkonstante zu, die so während der Füllzeit ein größeres Volumen erhalten als ihrer Compliance entspricht. Ist anschließend ein genügend langer inspiratorischer Halt vorhanden, kommt es zu einer Rückverteilung des inspirierten Volumens (Pendelluft) im Verhältnis der regionalen Compliancewerte. Unter dieser Konstellation ist auch ein regionales air-trapping in Compartments mit großer Zeitkonstante möglich. Ein völlig synchrones Verhalten in allen Phasen von Füllung und Entleerung gibt es nur in Compartments mit gleicher Zeitkonstante.

Praktische Übungen – Teil 1

Vorbereitung des Lungensimulators

- Das Gerät wird gemäß Betriebsanleitung montiert.
- Ein Endotrachealtubus^{*)} (38 Ch/9 mm InnenØ), Typ Magill, wird in das Plexiglasrohr des Y-Stückes (Trachea) eingeführt und mit dem Konnektor^{*)} (in der Betriebsanleitung als »Katheteranschlußstutzen« bezeichnet) an den Druckmesser für den Munddruck (Atemwegsdruck) angeschlossen.

Die Blockungsmanschette des Endotrachealtubus wird mit Hilfe der beigelegten Pumpe^{*)} aufgeblasen, bis sie satt an der Wand anliegt. Dann wird der Zuleitungsschlauch abgeklemmt.

- Auf dem Druckmesser für den Munddruck (Atemwegsdruck) wird ein Beatmungsventil aufgesetzt, dessen Ausgang mit einem Gummistopfen^{*)} (in den Übungen »Stopfen« genannt) verschlossen wird. Der Faltschlauch^{*)} wird über die Doppeltülle^{*)} mit dem Beatmungsbeutel^{*)} verbunden und auf den Eingang des Beatmungsventils^{*)} gesteckt (s. Abb. 6, S. 15).
- Das System wird zur Probe aufgeblasen und auf Dichtigkeit überprüft.

^{*)} mitgelieferte Zubehörtteile

In dieser Anordnung kann der Lungensimulator durch eine entsprechende Anzahl von Kompressionen des Beatmungsbeutels auf jedes gewünschte Volumen aufgefüllt werden. Die Entlüftung wird durch Entfernung des Gummistopfens (bzw. Anheben des Beatmungsventils) erreicht.

Dieser Aufbau gilt für alle Übungen der Teile
Statische Eigenschaften der Lunge (Übungen 1 bis 3)
 und
Dynamische Eigenschaften der Lunge (Übungen 4 bis 6).

Bei jeder einzelnen Übung wird angegeben, welche Werte für Compliance und Resistance am Lungensimulator einzustellen sind und ob eine Hälfte oder beide Hälften verwendet werden. Außerdem wird angegeben, welches Zubehör zum Versuchsaufbau benötigt wird.

Allgemeiner Hinweis

Die in den Abschnitten »Dokumentation der Ergebnisse« angegebenen Meßwerte sind beispielhaft ermittelt worden. Durch Gerätetoleranzen können Abweichungen von diesen Werten auftreten. Die Volumenanzeige am Lungensimulator LS 800 gilt für Compliance-Werte von 0.1 L/mbar. Bei niedrigeren Compliance-Werten treten Abweichungen aufgrund von Balgverformungen quer zur Dehnungsrichtung auf. Das angezeigte Volumen ist in diesem Fall kleiner als das tatsächliche Balgvolumen. Die Meßunsicherheit der Werte für Druck und Volumen beträgt im Mittel $\pm 20\%$ und kann im Einzelfall diesen Betrag überschreiten.

Für die Zeitmessungen sollte eine Stopp-Uhr mit einer Ablesegenauigkeit von mindestens 0.2 sec verwendet werden. Es empfiehlt sich, die Zeitmessungen mehrmals hintereinander vorzunehmen und dann einen Mittelwert zu bilden, um die Genauigkeit zu erhöhen.

1 Statische Eigenschaften der Lunge

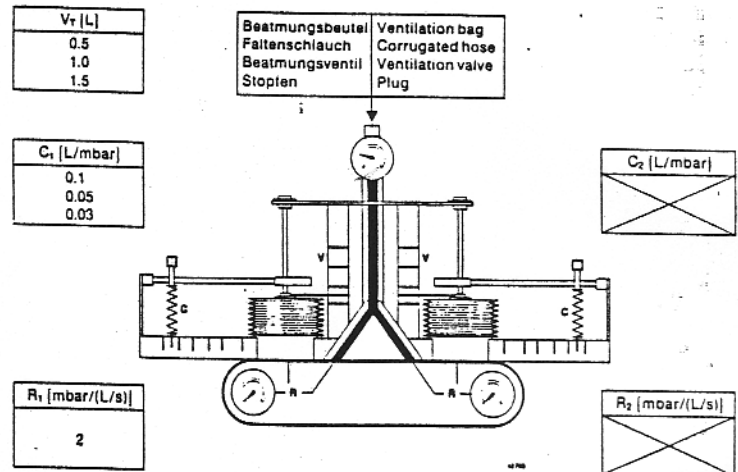
Übung 1

Zusammenhang zwischen Volumen und Druck in der Lunge

Übungsziel

Es soll vermittelt werden, welcher Art die Beziehung zwischen Volumen (V_T) und Druck (P_{alv}) in der Lunge ist und wie sie durch die elastischen Eigenschaften der Lunge beeinflusst wird.

Versuchsaufbau



Aufgabe

Bei jeder Compliance-Einstellung (C_1) wird das Füllvolumen (V_T) schrittweise erhöht und der zugehörige Druck (P_{alv}) abgelesen. Die Ergebnisse werden in das Formular 1 eingetragen.

Dokumentation der Ergebnisse

Teil 1 Übung 1
 Part 1 Exercise 1

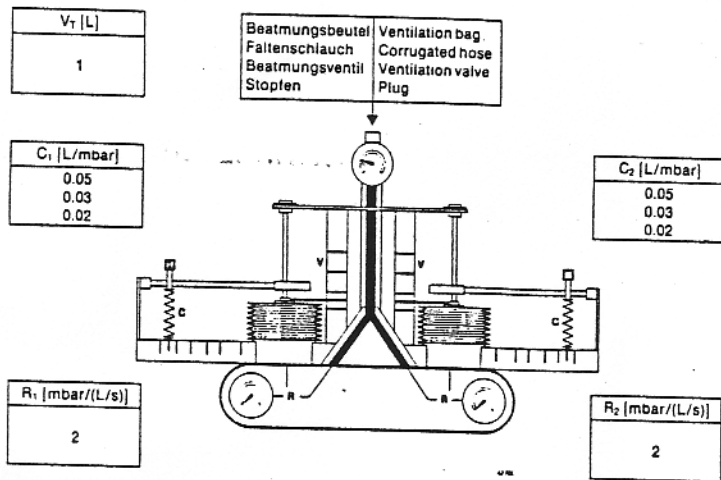
V_T	P_{alv}		
	$C_1 = 0.1$	$C_1 = 0.05$	$C_1 = 0.03$
0.5	5	10	17
1.0	10	20	33
1.5	15	30	50

Übung 2
Zusammenhang zwischen Lungenvolumen und Compliance

Übungsziel

Es soll gezeigt werden, wie sich eine Änderung des belüftbaren Lungenvolumens auf die Compliance auswirkt.

Versuchsaufbau



Aufgabe

Einfüllen eines Volumens (V_T) von 1 L Luft zuerst in eine Hälfte und danach in beide Hälften des Lungensimulators bei normaler und reduzierter Compliance (C) und Registrierung des Druckes (P_{alv}). Die Ergebnisse werden in das Formular 2 eingetragen.

Interpretation der Ergebnisse

Eine Vergrößerung des belüftbaren Volumens bzw. Füllvolumens (V) bewirkt eine entsprechende Verminderung des Druckes (P_{alv}). Dies ist gleichbedeutend mit einer Vergrößerung der Compliance (C). Die Gesamtcompliance (C) ergibt sich aus der Addition der einzelnen Compliancewerte ($C_1 + C_2$). Das umgekehrte gilt für eine Verkleinerung des belüftbaren Volumens (V).

Verdoppelung des Füllvolumens bei gleicher Compliance der beiden Compartments ergibt eine Halbierung des Druckes bzw. eine Verdoppelung der Compliance und umgekehrt.

Schlußfolgerungen für die Praxis

Die Compliance der Lunge wird nicht nur von der Dehnbarkeit ihrer elastischen Strukturen sondern auch von der Größe des belüfteten Raumes bestimmt.

Dieser Fall kommt in der Praxis bei der einseitigen Intubation vor. Die hierbei auftretende Drucksteigerung ist geringer als in der Modellsituation, da durch die Verschiebbarkeit des Mediastinums die Ausdehnungsmöglichkeit der einseitig belüfteten Lunge größer geworden ist. Normalisiert wird die Situation beim Zurückziehen des Tubus.

Dokumentation der Ergebnisse

Teil 1 Übung 2
 Part 1 Exercise 2

Formular Nr. 2
 Form No. 2

	P_{alv}		
	$C = 0.05$	$C = 0.03$	$C = 0.02$
Compartment 1	20	33	50
Compartment 1+2	10	17	25

3 Dynamische Phänomene im Zusammenhang mit der Lungenfüllung

Übung 7 Der Spitzendruck

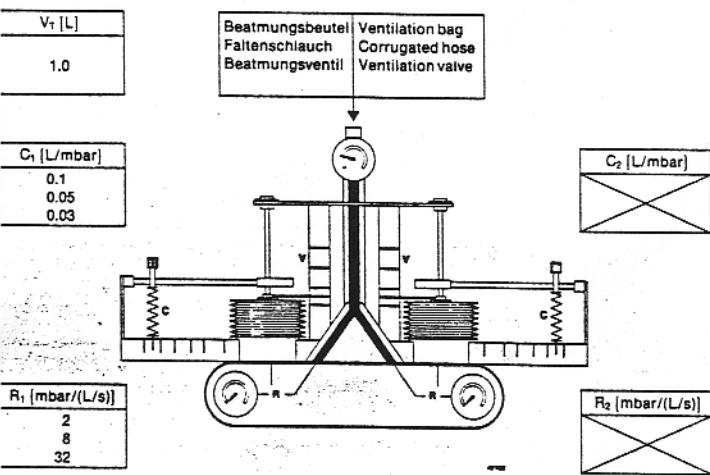
Übungsziel

Es soll herausgearbeitet werden, wie sich unterschiedliche Füllungsgeschwindigkeiten auf das Verhalten des Druckes vor und in der Lunge auswirken. Des weiteren soll gezeigt werden, welcher modifizierende Einfluß hierbei der Compliance und der Resistance zukommt.

Anmerkung

Für diese Übung ist unbedingt ein Tubus 38 Ch erforderlich. Mit einem dünneren Tubus werden die Unterschiede nicht deutlich genug.

Versuchsaufbau



Aufgabe

Es wird ein Compartment benützt. Zunächst wird bei einer Compliance (C_1) die Resistance (R_1) von normal beginnend in zwei Stufen zu höheren Werten verändert. Auf jeder Stufe wird die Lunge einmal durch sehr langsame (2–3 sec)¹⁾ und ein anderes Mal durch rasche Kompression (ca. 1 sec)¹⁾ des Beatmungsbeutels²⁾ mit beiden Händen gefüllt.

¹⁾ Zeitmessung durch Zählen: „21–22–...“
²⁾ Es sollte nur der mitgelieferte Beutel und keineswegs ein solcher mit einem Überdruckventil und/oder einem Patientenventil mit Vorwärtsleckage benutzt werden.

Es werden die maximalen Zeigerausschläge für P_{aw} (Druckmesser für Munddruck) und P_{aliv} (Druckmesser für Lungendruck) abgelesen und in das Formular 7 eingetragen.

Der gleiche Versuch wird bei einer Resistance ($R = 2$ mbar/(L/s) und auf den angegebenen Compliancestufen (C_1) durchgeführt. Während des Beatmens beobachtet man zunächst den Zeigerausschlag für P_{aw} (Druckmesser für Munddruck). Nach Erreichen von $V_T = 1$ hält man den Beatmungsbeutel und liest P_{aliv} (Lungendruck) ab. Diese Meßwerte werden in das Formular 8 eingetragen.

Folgende Modifikation dieser Übung ist möglich:
 Die Übung kann zusätzlich bei Einstellung $C = 0.03$ und $R = 4$ mit einem dünneren Tubus (26 oder 28 Ch bzw. 6.0 oder 6.5 mm Innendurchmesser) durchgeführt werden. Hierzu ist eine Dokumentation der Ergebnisse nicht unbedingt notwendig. Es geht vor allem um die Beobachtung der Diskrepanz zwischen Atemwegs- und Alveolardruck (Beatmung bei Trachealstenosen).

Um Schwierigkeiten bei der gleichzeitigen Ablesung von zwei Anzeigeräten zu umgehen, sollten die verschiedenen Manometer für P_{aw} und P_{aliv} von verschiedenen Personen abgelesen werden.

Dokumentation der Ergebnisse

Teil 1 Übung 7
Part 1 Exercise 7

		$C_1 = 0.05$		
		$R_1 = 2$	$R_1 = 8$	$R_1 = 32$
langsame Kompression slow compression	$P_{aw} \text{ max}$	≈ 20	≈ 30	≈ 40
	$P_{aliv} \text{ max}$	20	20	20
schnelle Kompression rapid compression	$P_{aw} \text{ max}$	40–50	60–70	80–100
	$P_{aliv} \text{ max}$	20	20	20

Teil 1 Übung 7
Part 1 Exercise 7

Formular Nr. 8
Form No. 8

		$R_1 = 2$		
		$C_1 = 0.1$	$C_1 = 0.05$	$C_1 = 0.03$
langsame Kompression slow compression	$P_{aw} \text{ max}$	≈ 10	≈ 20	≈ 33
	$P_{aliv} \text{ max}$	10	20	33
schnelle Kompression rapid compression	$P_{aw} \text{ max}$	40–50	55–65	60–70
	$P_{aliv} \text{ max}$	10	20	33

Anmerkung

Bei den Ergebnissen dieser Übung kommt es nicht auf die absolute Reproduzierbarkeit sondern auf die Herausarbeitung von Trends an.

Interpretation der Ergebnisse

Übersteigt die Füllgeschwindigkeit, bezogen auf den jeweiligen Einstellwert von Resistance (R_1) und Compliance (C_1) mithin der Zeitkonstante ein bestimmtes Maß, so kann der angebotene Luftstrom nicht in die Lunge fortgeleitet werden. Durch diesen »Stau« entsteht während des Füllvorganges ein Spitzendruck ($P_{aw \text{ max}}$), der eine Funktion des wirksamen Widerstandes (R_1) ist und der nach Aufhören der Strömung auf einen der Lungenfüllung entsprechenden Wert absinkt. Der Spitzendruck ($P_{aw \text{ max}}$) schlägt um so weniger auf den Alveolardruck (P_{aliv}) durch, je größer die Zeitkonstante der Lunge ist und um so mehr, je kleiner sie ist.

Schlußfolgerungen für die Praxis

Das Auftreten eines Spitzendruckes unter der Beatmung zeigt an, daß die Lunge der angebotenen Strömung durch entsprechende Füllung nicht folgen kann. In der Phase des Spitzendruckes ist der Druck im Alveolarraum gewöhnlich kleiner als am Ende der Lungenfüllung. Erst in dieser Phase gleichen sich Atemwegsdruck und Alveolardruck an, sofern genügend Zeit dafür vorhanden ist.

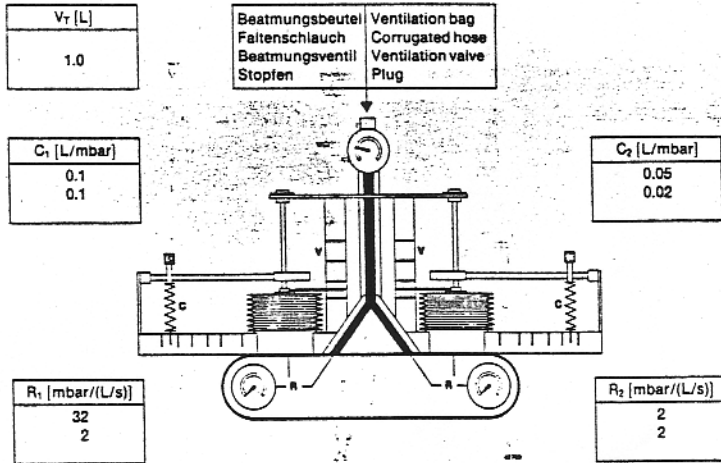
Bei Beatmung mit einem dünnen Tubus treten ebenfalls höhere Spitzendrucke auf, die um so höher werden, je dünner der Tubus ist; dabei steigt der Alveolardruck nicht auch zwangsläufig an.

Übung 8 Pendelluft

Übungsziel

Es soll vermittelt werden, daß bei Vorliegen von zwei Compartments mit unterschiedlichen Zeitkonstanten die Lungenfüllung nicht nur vom Compliance-Verhältnis, sondern von den gesamten dynamischen Eigenschaften der beiden Compartments bestimmt wird.

Versuchsaufbau



Aufgabe

Beide Compartments werden gleichzeitig durch Kompression des Atemsbeutel mit 2 Händen gefüllt. Die Füllung soll zuerst sehr langsam (2–3 sec), dann rasch (< 1 sec) durchgeführt werden. Der Füllverlauf während und nach Abschluß der Füllung in den beiden Compartments wird beobachtet. Nach jeder Beobachtung wird zur Freigabe des eingefüllten Volumens das Beatmungsventil^{*)} kurz abgehoben.

^{*)} Eine Entleerung durch Entfernen des Stopfens kann das Meßergebnis verfälschen.

Beobachtungen

Eine Analyse des dargestellten Phänomens erfolgt nicht durch die Erhebung von Meßwerten, sondern eine genaue Beobachtung des zeitlichen Verlaufs der Füllung der beiden Compartments.

Sorgt man für eine langsame Volumenzunahme, füllen sich beide Compartments synchron im Verhältnis ihrer Compliance (C). Bei rascher Volumenzunahme wird das Compartment mit dem kleineren Widerstand (R_2) zunächst stärker gefüllt als seiner Compliance (C_2) entspricht. Ist der Füllvorgang beendet und wird nicht sofort wieder ausgeatmet, dann fließt das überschüssige Volumen in das andere Compartment ab, bis beide im Verhältnis ihrer Compliance-Werte (C_1 , C_2) gefüllt sind.

Das zwischen den Compartments fließende Volumen ist das Pendelluft-Volumen.

Der gleiche Vorgang kann beobachtet werden, wenn die Resistance (R) in beiden Compartments gleich ist und sie sich nur in ihrer Compliance (C) unterscheiden.

Interpretation der Ergebnisse

Erfolgt die gleichzeitige Füllung von zwei Compartments mit unterschiedlicher Zeitkonstante genügend rasch (d. h. schneller als es der Zeitkonstante des langsameren Compartments entspricht), so nimmt das schnellere Compartment zunächst mehr Volumen auf als seiner Compliance (C) entspricht.

Bleibt nach Abschluß der Füllung genügend Zeit, fließt dieses zu viel aufgenommene Volumen ins langsamere Compartment ab, bis das Volumen der beiden Compartments im Verhältnis ihrer Compliance-Werte (C_1 , C_2) steht.

Schlußfolgerungen für die Praxis

In der funktionell inhomogenen Lunge hängt das regional inspirierte Volumen unter der Beatmung nicht nur von der regionalen Compliance ab, sondern es wird auch von der Zeitkonstante des betreffenden Compartments mitbestimmt. Dies tritt um so wahrscheinlicher ein, je rascher die Lungenfüllung erfolgt.

Anmerkung

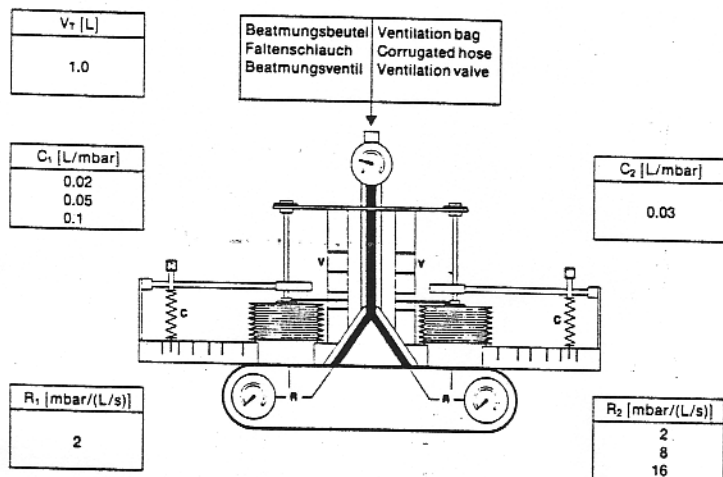
Die Pendelluft tritt in der Praxis äußerlich nicht in Erscheinung und ist auch nicht ohne weiteres meßbar. Man soll in der Beatmungspraxis immer eine Respiratoreinstellung wählen, mit der die Pendelluft wahrscheinlich vermindert wird.

Übung 9 Air trapping

Übungsziel

Es soll vermittelt werden, daß bei einem Mißverhältnis von zur Verfügung stehender Expirationsdauer und Entleerungsgeschwindigkeit der Lunge diese regional überbläht werden kann.

Versuchsaufbau



Aufgabe

Der Stopfen wird vom Beatmungsventil entfernt. Es wird erst die linke, dann die rechte Hälfte des Lungensimulators benutzt. Durch rasche Kompression des Beatmungsbeutels mit 2 Händen wird eine Beatmung mit hoher Frequenz (ca. 1 Atemhub pro sec) durchgeführt, am besten unter Zählen von »21, 22, 23 ...«. Zuerst wird in der linken Hälfte schrittweise die Compliance (C_1) gesteigert und auf jeder Stufe das Verhalten des Füllvolumens (V_1) beobachtet. Dann wird der Versuch nur mit der rechten Hälfte bei steigender Resistance (R_2) in gleicher Weise durchgeführt.

Anmerkung

Diese Aufgabe erfordert für die Durchführung etwas Übung.

Diese Übung kann auch mit einer externen Stenose durchgeführt werden (dünner Tubus oder Respiator mit Begrenzung des expiratorischen Flows). Das funktionelle Ergebnis ist das gleiche wie bei peripherer Widerstandserhöhung in der Lunge.

Beobachtungen

Jeweils auf der untersten Stufe (kleinste Compliance (C_1) bzw. kleinste Resistance (R_2)) wird beobachtet, daß der Lungensimulator den Atemhüben folgen kann.

Bei der zweiten Stufe (mittlere Compliance (C_1) bzw. mittlere Resistance (R_2)) wird der Lungensimulator nicht mehr vollständig entleert; die Ventilation vollzieht sich auf einem höheren Volumenniveau. Es entsteht der Effekt wie beim Anlegen eines positiv endexpiratorischen Druckes.

Auf der dritten Stufe (größte Compliance (C_1) bzw. größte Resistance (R_2)) wird die Füllung mit jedem Atemhub größer.

Interpretation der Ergebnisse

Dieses Phänomen, daß Luft in der Lunge quasi gefangen wird, weil ihr nicht genügend Zeit zum Abströmen bleibt, wird als »air trapping« bezeichnet.

Schlußfolgerungen für die Praxis

In jeder funktionell inhomogenen Lunge muß unter der Beatmung mit dem Vorkommen von »air trapping« gerechnet werden. Dabei kann es in dem betreffenden Lungenbezirk entweder zur Dauerblähung ohne Ventilation kommen oder es resultiert eine regionale Ventilation mit positiv endexpiratorischem Druck, ohne daß ein solcher von Seiten des Beatmungsgerätes angelegt worden wäre.

Praktische Übungen – Teil 2

Allgemeine Vorbemerkungen

Im folgenden Übungsteil geht es darum, die Wechselwirkungen zwischen Beatmungsgerät und Lunge verständlich zu machen. Zunächst soll die Grundeinstellung des Beatmungsgerätes für eine normale Lunge geübt werden.

Im zweiten Teil der Übungen kommen die verschiedenen Funktionseinschränkungen der Lunge an die Reihe.

Ziel dieser Übungen ist es, ein tieferes Verständnis für die mechanischen Vorgänge während der Beatmung zu bekommen. Dabei soll ein Zusammenhang zwischen den bei der Beatmung üblichen Anzeigen und den sonst nicht sichtbaren Auswirkungen innerhalb der Lunge hergestellt werden. Insbesondere können Füllverhalten und Druckentwicklung im Alveolarraum im Verhältnis zum Beatmungsdruck bei charakteristischen atemmechanischen Zuständen dargestellt werden.

Für die Durchführung der Übungen ist ein zeitgesteuertes Beatmungsgerät erforderlich, bei dem Atemfrequenz (AF), Atemzugvolumen (V_T) bzw. Atemminutenvolumen (AMV), Arbeitsdruck (P_{eff}) und nach Möglichkeit inspiratorischer Flow (\dot{V}_I), Atemzeitverhältnis (I:E) und endexpiratorischer Druckniveau (PEEP) eingestellt werden können.

Dabei ist der Respirator im Modus »kontrollierte Beatmung« zu betreiben.

Aus dem Dräger-Programm eignen sich hierfür die Geräte UV 1, SIMV-Pulmolog, Narkose-Spiromat 656, Ventilog und AV 1 sowie Spiromat 661 bzw. 662 und Oxylog.

Die Geräte UV 1 und AV 1 bieten das Maximum an Einstellmöglichkeiten, während bei den übrigen Geräten einige dieser Möglichkeiten in unterschiedlicher Weise wegfallen. Für die Durchführung einiger Übungen wird außerdem ein rein druckgesteuertes Gerät benötigt. Aus dem Drägerprogramm kommen hierfür die Assistoren 744 und 641 (642 mit Elektrotimer oder Inhalog) in Frage.

Aufgrund unterschiedlicher technischer Konzepte können die nachfolgenden Übungen mit manchen Respiratoren nicht in allen Einzelheiten durchgeführt werden.

Andererseits wird auch das Unterrichtskonzept nicht für alle Fälle einheitlich sein. Einmal wird es darum gehen, alle vorhandenen Einstellmöglichkeiten eines Respirators darzustellen; hierzu ist ein maximal ausgestattetes Gerät erforderlich. Ein andermal soll vielleicht ein bestimmtes Gerät demonstriert werden. In jedem Fall müssen die für den betreffenden Respirator geeigneten Übungsteile ausgewählt werden.

1 Allgemeine Handhabung von Beatmungsgeräten

Der Umgang mit einem zeitgesteuerten Gerät

Übungsziel des folgenden Aufgabenkomplexes ist es, die einzelnen Einstellfunktionen eines Respirators und ihre Bedeutung aufzuzeigen. Sie werden in der Reihenfolge Atemfrequenz (AF), Atemhubvolumen (V_T) – wenn nicht vorhanden: Atemminutenvolumen (AMV) –, Arbeitsdruck (P_{eff}) – bzw. Drucklimitierung –, inspiratorischer Flow (\dot{V}_I), Atemzeitverhältnis (I:E) und endexpiratorischer Druck (PEEP) abgehandelt.

Vor Beginn der Übungen wird der Respirator folgendermaßen eingestellt:

AF = 12/min V_T = 0.7 L bzw. AMV = 8.5 L/min
I:E = 1 : 2 \dot{V}_I = 60 L/min
PEEP = 0 P_{eff} = 40 mbar

Diese Einstellung wird im folgenden als Grundeinstellung bezeichnet.

Nun kann das Beatmungsgerät in Betrieb gesetzt und an den Lungensimulator angeschlossen werden.

In jeder der nachfolgenden 5 Übungen wird mit der Grundeinstellung begonnen und dann die abzuhandelnde Einstellfunktion in den angegebenen Schritten verändert. Als Meßgrößen dienen wieder Volumen (V_T), Atemwegsdruck (P_{aw}), Alveolardruck (P_{alv}) und die Zeit.

Die meisten Meßwerte für Druck und Volumen müssen aufgrund der groben Skalierung der Meßinstrumente geschätzt werden. Die Zeitmessungen sollen so vorgenommen werden, daß das entsprechende Zeitintervall 10mal hintereinander mit Hilfe der Stoppuhr ausgemessen und aus den 10 Einzelmeßwerten das arithmetische Mittel gebildet wird.

Die in den Tabellen angegebenen Meßwerte können nur als Richtgrößen dienen, zur Genauigkeit der erhobenen Meßwerte gilt das bereits in den Anmerkungen zu Teil 1 der praktischen Übungen Gesagte. Bei den folgenden Übungen wirken sich zusätzlich Ungenauigkeiten der Respiratoreinstellung aus. Wesentlich ist, daß die Änderungstendenzen in den Meßwerten klar erkennbar werden.

Anmerkung

Die folgenden Übungen (1 bis 7) zum Umgang mit einem zeitgesteuerten Gerät können am besten mit einem UV 1 oder AV 1 durchgeführt werden. Bei Verwendung eines Spiromat ist zu beachten, daß sich bei Erhöhung des Arbeitsdruckes (P_{eff}) automatisch der inspiratorische Flow erhöht.

Die Übungen können didaktisch wesentlich eindrucksvoller gestaltet werden, wenn Atemwegsdruck (P_{aw}), inspiratorischer Flow (\dot{V}_I), Atemhubvolumen (V_T) und Alveolardruck (P_{alv}) über entsprechende Meßwandler registriert und auf einem Speicher-Oszilloskop fortlaufend dargestellt werden. Es empfiehlt sich dabei, jeweils nur zwei Größen gleichzeitig darzustellen, um eine bessere Durchschaubarkeit zu gewährleisten. Es ist auf diese Weise möglich, die produzierten Phänomene visuell (als Muster) zu erfassen. Die in den Übungen angegebenen Messungen können dann allenfalls noch zur Darstellung der quantitativen Zusammenhänge herangezogen werden. Ihre alleinige Durchführung in der Weise, wie sie im folgenden dargestellt sind, ist etwas mühsam im Vergleich zum Erkenntniswert, eine Tatsache, die je nach technischer Ausrüstung in Kauf genommen werden muß.

Eine generelle Herabsetzung der Atemfrequenz auf 8/min für die Übungen 2–7 erlaubt eine bessere Messung der Zeiten. Der Übungsleiter muß jedoch ausdrücklich darauf hinweisen, daß diese eine Maßnahme aus rein anschaulichen Gründen ist. Die Grundeinstellung, wie sie für die Beatmungspraxis wichtig ist, wird in Übung 9 dargestellt.