

## Atemmechanik

### Voraussetzungen

Kenntnisse der

- Volumendehnbarkeit (Compliance) von Thorax und Lunge
- Nomenklatur und der Messverfahren der Atemvolumina
- Wirkungsweise der am Atmungsvorgang beteiligten Muskeln
- physiologischen und physikalischen Gesetzmäßigkeiten des Gasaustausches zwischen Luft und Alveolargas bzw. Alveolargas und Blut (Gesetze bzw. Prinzipien nach DALTON, HENRY, BOYLE & MARIOTTE, GAY-LUSSAC, LAPLACE, FICK, u.a.)
- Atemgas-Partialdrücke in Luft und in den Atemgas-Fractionen bzw. im Gewebe
- Umrechnungsbeziehungen für verschiedene Volumenmessbedingungen (STPD, BTPS, ATPS)
- Möglichkeiten zur Analyse der Atemgas-Fractionen

### Inhaltsübersicht

1. Mechanische Eigenschaften der Lunge - Übungen an einem Lungensimulator
  - 1.1 Zusammenhang zwischen Volumen und Druck in der Lunge
  - 1.2 Zusammenhang zwischen Lungenvolumen und Compliance
  - 1.3 Regional verminderte Compliance
  - 1.4 Entleerungsgeschwindigkeit der Lunge bei verschieden hoher Resistance
  - 1.5 Entleerungsgeschwindigkeit der Lunge bei verschieden hoher Compliance
2. Funktionsprüfungen der Lunge - Übungen an einem Spirometer
  - 2.1 Bestimmung der Vitalkapazität und deren Teilvolumina
  - 2.2 Bestimmung einzelner Ventilationsgrößen
    - Atemzeitvolumen, Atemgrenzwert
    - Sekundenkapazität (TIFFENEAU-Test)
    - Bestimmung des funktionellen Totraumes

Die Übungen werden gruppenweise an zwei Arbeitsplätzen durchgeführt. Während die erste Gruppe die Übungen am Lungensimulator vornimmt und auswertet, beschäftigt sich die zweite Gruppe mit der Spirometrie. Danach erfolgt ein Arbeitsplatzwechsel.

### Allgemeines

Die **Atmung** umfasst folgende Teilprozesse:

1. Gasaustausch zwischen der umgebenden Atmosphäre und dem Blut (**äußere Atmung**),
2. Gasaustausch zwischen dem Blut und den Zellen (**innere Atmung**),
3. Vorgänge der biologischen Oxidation in den Zellen (**Zellatmung**).

Sowohl die äußere wie auch die innere Atmung sind keine aktiven Transportvorgänge, sondern **Diffusionsprozesse**. Die treibende Kraft der Diffusion ist das **Partialdruckgefälle**, d.h., die Diffusion eines Gases erfolgt stets von Orten höheren zu solchen niederen Druckes (nicht: Konzentration!). Bezeichnet man mit  $(p_i - p_a)$  die Druckdifferenz, die zwischen den durch die Membran der Dicke  $d$  und der Fläche  $A$  voneinander getrennten Räumen herrscht, so ist die pro Zeiteinheit  $t$  durch die Membran tretende Gasmenge  $n$ :

$$n/t = -K \times A \times (p_i - p_a) / d$$

( $K$  = KROGHsche Diffusionskonstante)

#### IV. Atemmechanik

Aus dieser Diffusionsgleichung lassen sich folgende Grundgesetzmäßigkeiten ableiten:

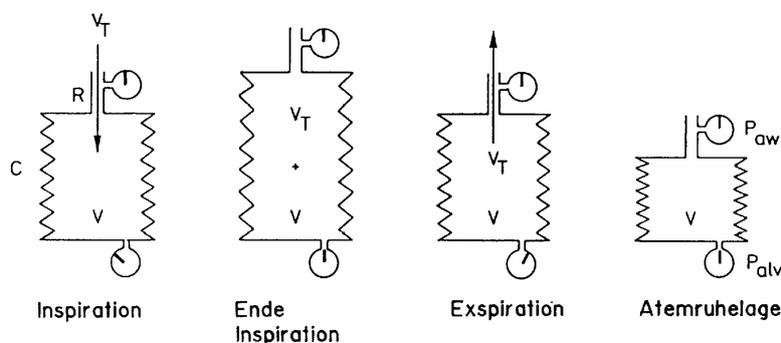
1. Die Sauerstoffaufnahme steigt mit der Größe  $A$  der Atemfläche. Bei sehr kleinen Organismen reicht die Körperoberfläche, um den Sauerstoffbedarf zu decken. Mit wachsender Körpergröße nimmt jedoch die Sauerstoff verbrauchende Organmasse schneller zu als die Körperoberfläche, so dass besondere Atmungsorgane mit ausgedehnter Atemfläche notwendig werden. Der Mensch besitzt eine stark gekammerte Lunge mit rund 300 Millionen Alveolen, die zusammen eine Fläche von rund  $70 \text{ m}^2$  bilden.
2. Wesentlich für den Gasaustausch ist die Höhe der Gas-Druckdifferenz ( $p_i - p_a = \Delta p$ ) beiderseits der trennenden Membran.
3. Schließlich ist eine pro Zeiteinheit für den Gasaustausch hinreichende Diffusion nur bei einer möglichst kurzen Diffusionsstrecke  $d$  möglich. In der Lunge beträgt die Diffusionsstrecke zwischen Gas und Blut nur wenige Mikrometer.

Auf dem größten Teil des Weges von Atmosphäre zur Zelle erfolgt der Gastransport jedoch nicht durch Diffusion, sondern durch **Konvektion**, d.h. zusammen mit dem Medium, in dem die Gase gelöst bzw. gebunden sind (Luft bzw. Blut).

### 1. Mechanische Eigenschaften der Lunge

Mechanisch gesehen ist die Lunge mit einem aufblasbaren Gummiballon vergleichbar. Diese Eigenschaft beruht auf einer Vielzahl elastischer Elemente, die die gesamte Lungenstruktur durchsetzen, sowie der an der Grenzfläche zwischen Gas und Epithelflüssigkeit auftretenden Oberflächenspannung. Die Lunge befindet sich im knöchernen Thoraxgerüst unter einer gewissen Vorspannung. Das Thoraxskelett weist aufgrund seiner knorpeligen Anteile ebenfalls elastische Eigenschaften auf. Die isolierte Lunge strebt in Richtung Expiration, der isolierte Thorax je nach Ausgangslage in Richtung In- oder Expiration. In **Atemruhelage**, die bei einer aufrecht stehenden Person in etwa am Ende einer normalen Ausatmung liegt, stehen die dann entgegengesetzt wirkenden elastischen Kräfte von Lunge und Thorax gerade im Gleichgewicht. Bei Ein- und Ausatmung spielen jedoch nicht nur die elastischen Kräfte von Lunge und Thorax eine Rolle, sondern auch der Strömungswiderstand in den Luftwegen.

Um die grundlegenden atemmechanischen Gesetzmäßigkeiten zu verdeutlichen, ist es zweckmäßig anzunehmen, die Lunge würde nur aus einer funktionellen Einheit bestehen. Diese soll die Summe der mechanischen Eigenschaften aller Untereinheiten repräsentieren, indem sie als dehnbare Hohlraum mit einer Zuleitung dargestellt wird (Abb. 1).



**Abb. 1:** Mechanischer Ablauf eines Atemzyklus.

Beachte die Zeigerstellungen der Manometer ( $C$  = Compliance;  $R$  = Resistance;  $V$  = Volumen der Lunge bei Atemruhelage;  $V_T$  = Atemzugvolumen;  $P_{aw}$  = Atemwegsdruck;  $P_{alv}$  = Alveolardruck).

#### IV. Atemmechanik

Der Hohlraum habe das Volumen  $V$ , seine Wandung die Dehnbarkeit  $C$  und die Zuleitung den Strömungswiderstand  $R$ . Der Druck am Anfang der Zuleitung ( $P_{aw}$ , Atemwegs- oder Munddruck) und der Druck im Hohlraum ( $P_{alv}$ , Alveolardruck) seien durch jeweils ein entsprechendes Manometer messbar.

Beim Einatmen soll das Volumen  $V_T$  in den Hohlraum verschoben werden. Dazu sinkt durch Vergrößerung des Hohlraums der Druck  $P_{alv}$ , so dass er unter den Druck in der Zuleitung  $P_{aw}$  fällt und so ein Druckgefälle entsteht, entlang dem Gas einströmen kann. Der Druck  $P_{alv}$  nimmt mit wachsender Füllung des Hohlraumes allmählich zu. Nach Abschluss des Füllvorganges hat sich das Volumen  $V$  um den Betrag  $V_T$  vergrößert, die Druckdifferenz zwischen  $P_{aw}$  und  $P_{alv}$  ist verschwunden.

Die Entleerung von  $V_T$  aus dem Hohlraum erfolgt, wenn  $P_{alv}$  durch Kompression des Hohlraumes ansteigt, während der Druck  $P_{aw}$  weiter dem atmosphärischen Druck entspricht. Mit dem Abströmen von  $V_T$  sinkt  $P_{alv}$  ebenfalls bis auf „Null“ (= keine Differenz zum atmosphärischen Druck), womit der Ausgangszustand wieder erreicht ist.

Damit ist ein Atemzyklus hinsichtlich der Druck- und Volumenänderungen beschrieben. Noch nicht näher erläutert wurden die beiden spezifischen Materialeigenschaften der Lunge: die Volumen-Dehnbarkeit oder Compliance  $C$  und der Strömungswiderstand oder Resistance  $R$ .

#### Compliance

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

$$C = \Delta V / \Delta P \quad \text{Einheit: l/mbar (oder l/cm H}_2\text{O, 1 mbar = 100 Pa)}$$

Steigt beim Einströmen von 1 l Luft in das System der Druck um 10 mbar, so beträgt die Compliance 0,1 l/mbar.

Die Compliance lässt sich sowohl für die Lunge als auch für den Thorax und außerdem für das System Thorax-Lunge ermitteln. Die Compliance-Werte von hintereinander geschalteten Systemen addieren sich nach folgender Gesetzmäßigkeit:

$$1/C_{\text{Lunge}} + 1/C_{\text{Thorax}} = 1/C_{\text{Lunge} + \text{Thorax}}$$

Dagegen addieren sich parallel geschaltete Compliances in einfacher Weise.

Beim gesunden Erwachsenen sind Thorax- und Lungencompliance etwa gleich groß. Sie betragen jeweils rund 0,2 l/mbar, woraus sich eine Compliance von 0,1 l/mbar für das Gesamtsystem ergibt.

Veränderungen der Gesamtcompliance sind das Ergebnis von Veränderungen entweder der Lungencompliance bzw. der Thoraxcompliance allein oder beider zusammen. Die Thoraxcompliance nimmt im Lauf des Lebens ab (Der Thorax wird „steifer“), die Lungencompliance dagegen zu (Die Lunge „leierte aus“). Bei einer akuten respiratorischen Insuffizienz (postoperativ, Lungenödem, Pneumonie) oder beim progressiven Lungenversagen (Schocklunge) nimmt die Compliance ab. Auch extrapulmonale Faktoren wie Füllung und Druck des Bauchraumes oder ein Pleuraerguss können die Compliance beeinflussen.

In der klinischen Praxis und bei den nachfolgenden Übungen mit dem Lungenmodell wird stets nur die Gesamtcompliance des respiratorischen Systems (also Thorax und Lunge) betrachtet.

## Resistance

Bei langsamer Strömung von Luft durch eine Rohrleitung mit einem kreisförmigen Querschnitt kommt es in Abhängigkeit von den Rohrabmessungen (Länge und Durchmesser) und den Gaseigenschaften (Viskosität) zu einem Druckabfall längs des Rohres (HAGEN-POISEUILLE-Gesetz). Bei gegebener Stromstärke ist dieser Druckabfall ein Maß für den Strömungswiderstand (OHMsches Gesetz). Der Strömungswiderstand (Resistance) wird durch das Verhältnis von Druckdifferenz zwischen Anfang und Ende der Rohrleitung und dem pro Zeiteinheit strömenden Volumen ausgedrückt:

$$R = \Delta P / (\Delta V / \Delta t) \quad \text{Einheit: mbar/(l/s) = (mbar} \times \text{s)/l}$$

Fällt bei einer Stromstärke von 1 l/s der Druck zwischen Anfang und Ende der Rohrleitung um 10 mbar, so beträgt die Resistance 10 (mbar  $\times$  s)/l (1 mbar  $\approx$  1 cm H<sub>2</sub>O).

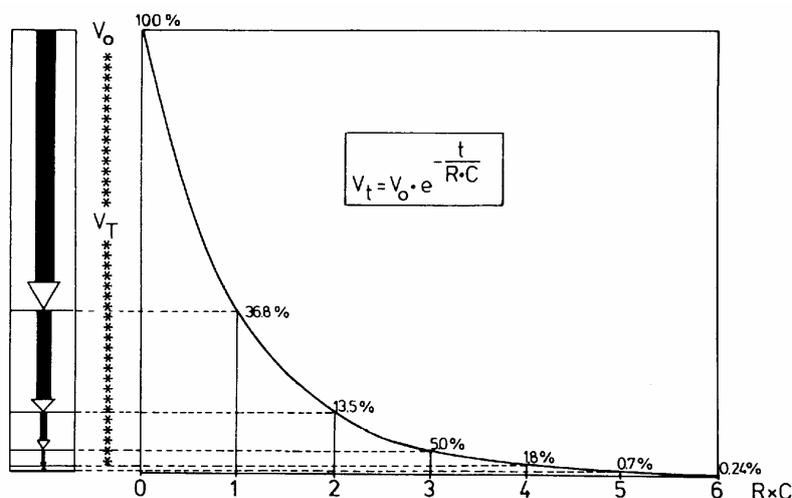
Hintereinander geschaltete Widerstände (Trachea - Bronchien - Bronchiolen) addieren sich in einfacher Weise, während sich bei parallel geschalteten Widerständen (verschiedene Äste des Bronchialbaumes) die Reziprokwerte der Einzelwiderstände zu einem Reziprokwert des Gesamtwiderstandes addieren:

$$1/R_{\text{Gesamt}} = 1/R_1 + 1/R_2 + \dots + 1/R_n$$

Bei einem gesunden Erwachsenen beträgt der bronchiale Strömungswiderstand im Mittel 1 bis 2 (mbar  $\times$  s)/l. Er ändert sich mit der Lungenfüllung (warum ?!) und hat seinen niedrigsten Wert in der Atemruhelage. Zu einer Erhöhung des Atemwegswiderstandes kommt es durch Verengung der Stimmritze, Verlegung der Trachea, Schleimhautschwellungen oder Kontraktionen der glatten Muskulatur der Bronchioli (Asthma bronchiale, chronische Bronchitis, Inhalation von Allergenen).

## Compliance $\times$ Resistance = Zeitkonstante

Aufnahme und Abgabe eines Atemzugvolumens erfolgen exponentiell, d.h. nach einer in Abb. 2 dargestellten Gesetzmäßigkeit. Danach vermindert sich das Volumen innerhalb gleich langer Zeiträume um den gleichen Prozentsatz. Wird dieser Zeitraum gerade so lang wie das Produkt aus Compliance und Resistance, fällt das Volumen auf rund 37% des Ausgangswertes. Nach doppelt so langer Zeit beträgt das Volumen nur noch 13,5% (= 37% von dem Volumen, das nach Verstreichen des ersten Zeitraumes noch vorhanden ist), nach dreimal so langer Zeit 5%, usw., bis nach sechs Zeiträumen nur rund 0,2% des ursprünglich aufgenommenen Volumens noch vorhanden sind.



**Abb. 2:** Zeitlicher Verlauf der Abgabe von  $V_T$ . Die Zeitintervalle sind Vielfache des Produktes  $C \times R$  (Zeitkonstante).

#### IV. Atemmechanik

Ist das Produkt  $C \times R$  klein, kann das Atemzugvolumen schnell abgeatmet werden; ist das Produkt groß, ist dieser Vorgang langsam. Für ein normales Respirationssystem mit  $C = 0,1 \text{ l/mbar}$  und  $R = 2 \text{ (mbar} \times \text{s)/l}$  beträgt  $C \times R = 0,2 \text{ s}$ . Nach dem 6fachen dieser Zeit, also nach  $1,2 \text{ s}$  sind nur noch  $0,2\%$  des zuvor aufgenommenen Zugvolumens vorhanden.

Bei einer Atemfrequenz von  $15 \text{ min}^{-1}$  und einem Atemzeitverhältnis (Verhältnis der Dauer von Einatmung zu Ausatmung) von  $1 : 1,5$  stehen  $2,4 \text{ s}$  für die Ausatmung zur Verfügung (das ist  $12 \times C \times R$ ). Das heißt, die zur Verfügung stehende Zeit muss unter normalen Umständen gar nicht voll ausgeschöpft werden.

Dagegen hat ein Respirationstrakt mit einer 6fach höheren Resistance ( $R = 12 \text{ (mbar} \times \text{s)/l}$ ), z.B. bei einem Asthmatiker, ein Produkt aus  $C \times R$  von  $1,2 \text{ s}$ . Stehen wiederum nur  $2,4 \text{ s}$  zur Ausatmung zur Verfügung, kann sich das Atemzugvolumen passiv nur auf  $13,5\%$  ( $2 \times C \times R$ ) des Anfangsvolumens verkleinern. Eine vollständige Abgabe des Atemzugvolumens ist nur durch eine Senkung der Atemfrequenz und/oder Forcierung der Expiration durch Muskelkraft möglich.

Weil das Produkt aus Compliance und Resistance die Entleerungszeit der Lunge bestimmt, heißt es Zeitkonstante. Mit Hilfe dieses Produktes kann man erforderlichenfalls berechnen, ob in der zur Verfügung stehenden Zeit eine hinreichende Abatmung des Zugvolumens möglich ist. Während die ersten zwei Drittel des Expirationsvolumens nach einer Zeitkonstante entleert sind, dauert es für das restliche Drittel ein Mehrfaches dieser Zeit.

Für die Füllung der Lunge gelten im Prinzip genau spiegelbildliche Verhältnisse. Zwei Drittel des Inspirationsvolumens sind nach einer Zeitkonstante inhaliert. Allerdings wird die Beschreibung der Lungenfüllung dadurch kompliziert, da neben der Zeitkonstante auch der aktiv erzeugte (negative) Fülldruck die Geschwindigkeit der Volumenzunahme bestimmt.

#### ÜBUNGEN

Die Übungen 1 bis 3 behandeln mechanisch-**statische**, die Übungen 4 und 5 mechanisch-**dynamische** Eigenschaften der Lunge.

#### Beschreibung des Lungensimulators

Der Lungensimulator besteht aus zwei identischen und parallel geschalteten Hälften, um das Verhalten zweier unterschiedlicher funktioneller Compartments gleichzeitig darstellen zu können. Jede Hälfte kann auch für sich betrieben werden.

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

Die Compliance kann durch Verschiebung einer Feder, die über einen Hebel auf den Faltenbalg wirkt, auf einer seitlichen Schiene verstellt werden. Je weiter sich die Feder vom Drehpunkt des Hebels entfernt, desto größer wird die Kraft, die einer Ausdehnung des Faltenbalges entgegenwirkt, umso 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 Atemwegdruckes  $P_{aw}$ , während auf den beiden unteren Manometern der jeweilige Alveolardruck  $P_{alv}$  abgelesen werden kann.

Bei den folgenden Übungen werden bestimmte Werte für  $C$  und  $R$  eingestellt und das Verhalten von Druck ( $P_{aw}$ ,  $P_{alv}$ ), Volumen und Füll- bzw. Entleerungszeit beobachtet.

#### IV. Atemmechanik

Trotz der groben Skalierung der Instrumente sollten die Messwerte so genau wie möglich erfasst werden. Zeitmessungen werden mit einer Stoppuhr vorgenommen und – ebenso wie die Druck- oder Volumenmessungen – 3mal wiederholt. Aus den Einzelwerten wird jeweils das arithmetische Mittel gebildet.

### 1.1 Zusammenhang zwischen Volumen und Druck in der Lunge

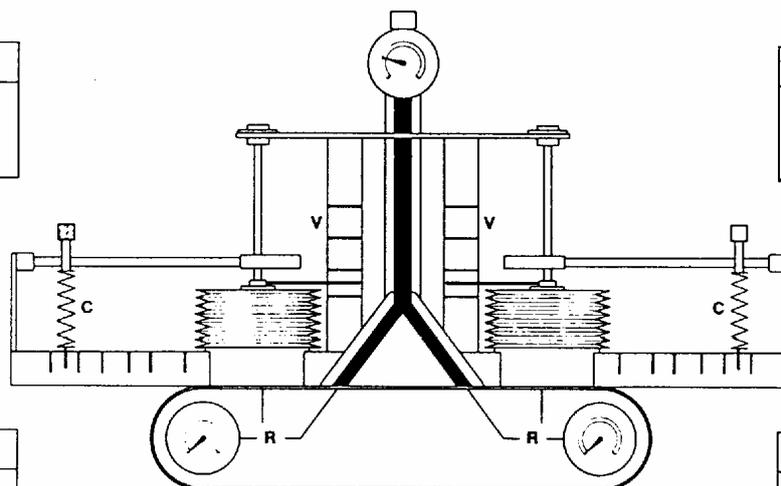
**Übungsziel:** Es soll vermittelt werden, wie unter statischen Bedingungen die elastischen Eigenschaften von Thorax und Lunge (Compliance  $C$ ) die Beziehung zwischen Volumen  $V_T$  und Druck  $P_{alv}$  beeinflussen. Diese Beziehung ist u.a. für die künstliche Beatmung, bei der ein Atemvolumen durch äußeren Druck in die Lunge verschoben werden muss („Überdruckbeatmung“), praktisch wichtig.

#### Versuchsaufbau:

$V_T$ [L]
0.5
1.0
1.5

$C_1$ [L/mbar]
0.1
0.05
0.03

$C_2$ [L/mbar]
X



$R_1$ [mbar/(L/s)]
2

$R_2$ [mbar/(L/s)]
X

**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 Tabelle 1 eingetragen. Jede Messung wird 3mal wiederholt. Nach Bildung der arithmetischen Mittelwerte werden diese graphisch dargestellt:

Graphik A:  $P_{alv} = f(V_T)$

Graphik B:  $P_{alv} = f(C_1)$

IV. Atemmechanik

Tabelle 1

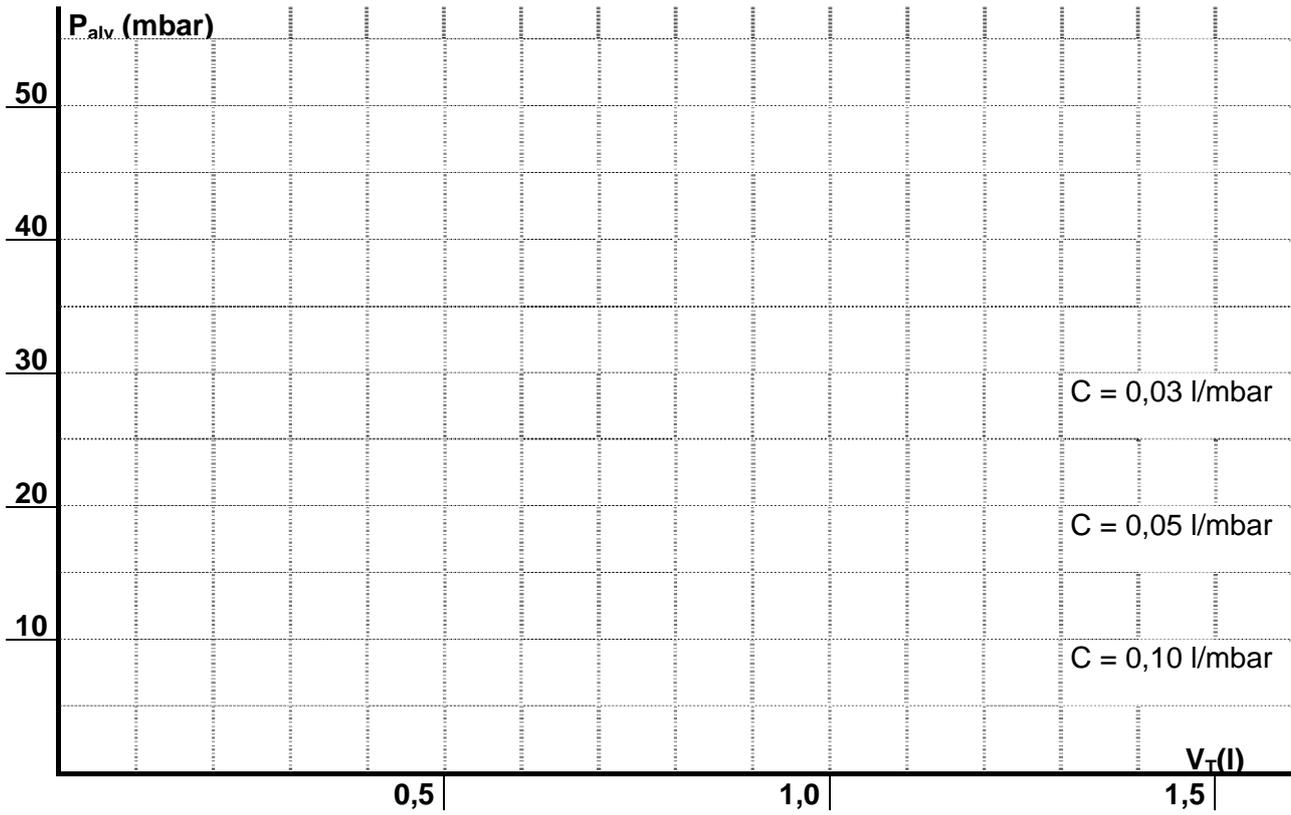
$V_T$ (l)	$P_{alv}$ (mbar)											
	$C_1 = 0,10$ (l/mbar)				$C_1 = 0,05$ (l/mbar)				$C_1 = 0,03$ (l/mbar)			
0,5												
1,0												
1,5												

**Schlussfolgerungen:**

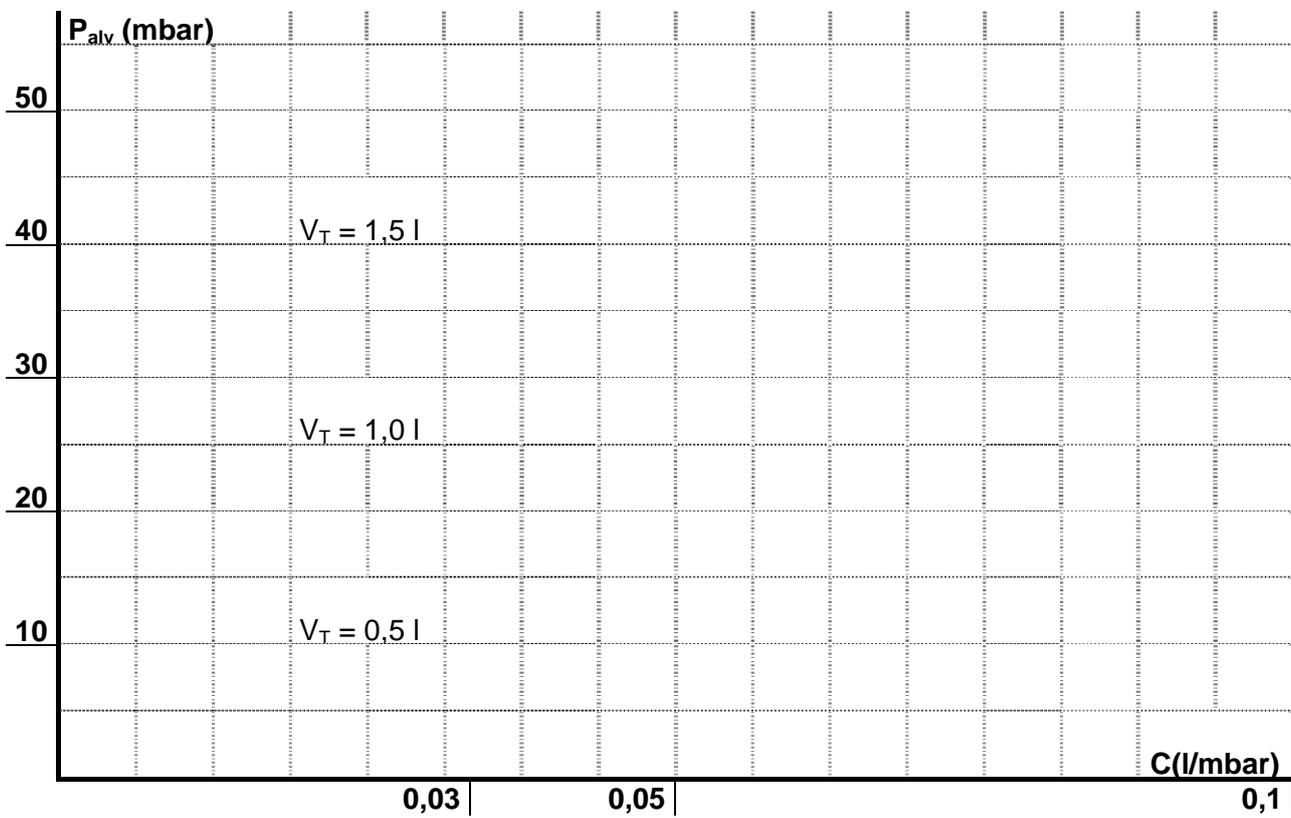
Welchen Einfluss hat ein zunehmendes Füllvolumen auf den Alveolardruck (bei gegebener Compliance)?

Welchen Einfluss hat eine abnehmende Compliance auf den Alveolardruck (bei gegebenem Füllvolumen)?

#### IV. Atemmechanik



Graphik A:  $P_{alv} = f(V_T)$



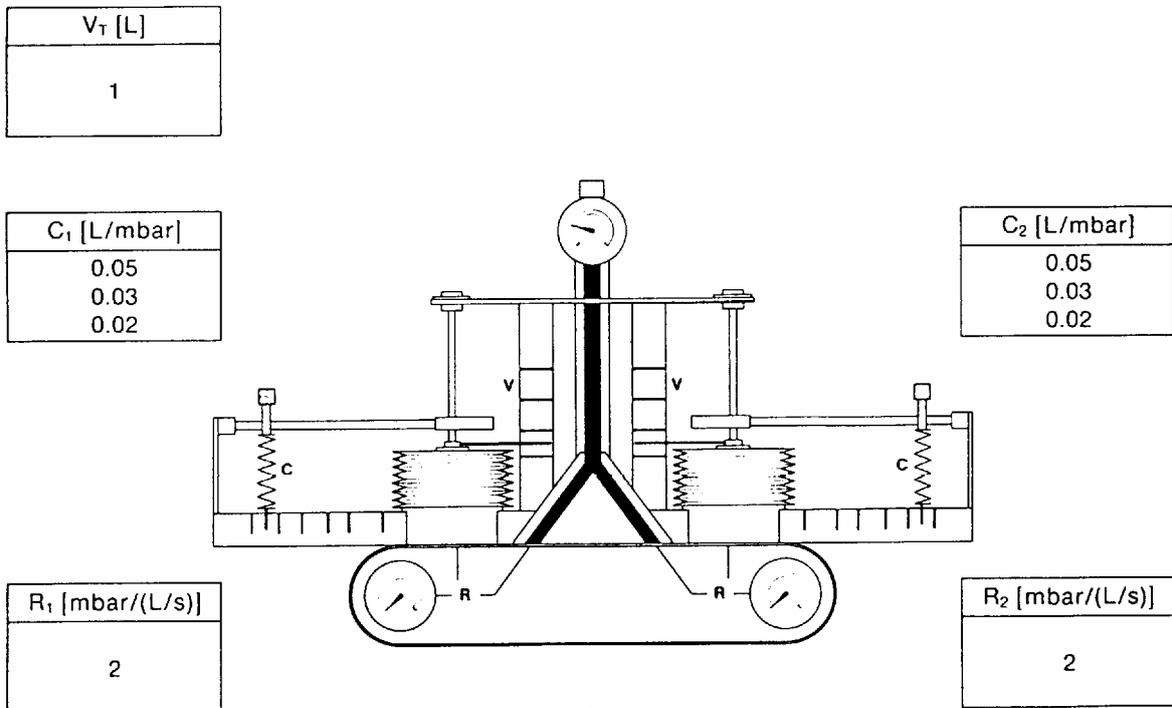
Graphik B:  $P_{alv} = f(C)$

## IV. Atemmechanik

### 1.2 Zusammenhang zwischen (belüftbarem) Lungenvolumen und Compliance

**Übungsziel:** Es soll gezeigt werden, wie sich die parallele Belüftung zweier Lungenflügel mit jeweils gleicher Compliance auf den intrapulmonalen Druck bzw. die Gesamtcompliance auswirkt.

**Versuchsaufbau:**



**Aufgabe:** Einfüllen eines Volumens  $V_T$  von 1 l Luft zuerst nur in eine Hälfte des Lungensimulators bei den angegebenen Compliance-Werten  $C_1$ . Ablesen des Druckes  $P_{alv}$ . Dann Wiederholung des Versuches, wobei jetzt je 0,5 l in beide Hälften eingefüllt werden. Alle Ergebnisse werden in Tabelle 2 eingetragen. Jede Messung wird 3mal wiederholt; danach arithmetische Mittelwertbildung. Berechnung der Gesamtcompliance.

IV. Atemmechanik

Tabelle 2

	$P_{alv}$ (mbar)											
	$C = 0,05$ (l/mbar)				$C = 0,03$ (l/mbar)				$C = 0,02$ (l/mabr)			
Compartment I												
Compartment I & II												
$C_{gesamt}$												

**Schlussfolgerungen:**

Was bewirkt eine Vergrößerung des belüftbaren Volumens hinsichtlich des Alveolardruckes?

Was bedeutet dies für die Compliance?

### 1.3 Regional verminderte Compliance

**Übungsziel:** Die funktionelle Auswirkung einer ungleichmäßigen Verteilung der Compliance auf die Belüftung zweier Lungencompartments soll untersucht werden.

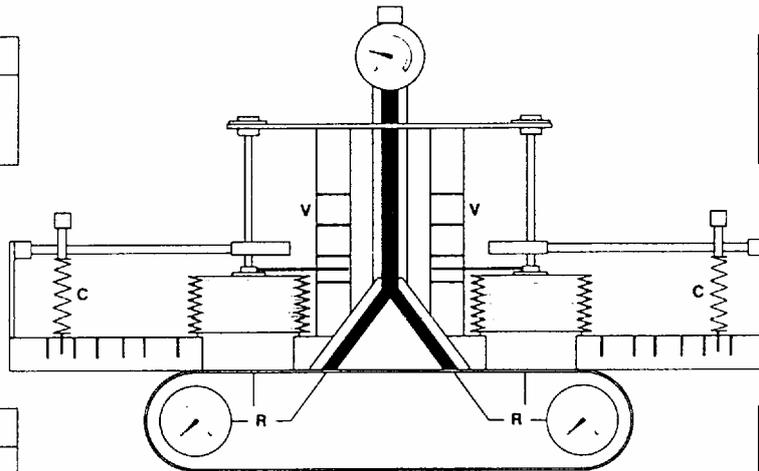
**Versuchsaufbau:**

$V_T$ [L]
1.0
1.5

$C_1$ [L/mbar]
0.1
0.02
0.1

$C_2$ [L/mbar]
0.05
0.01
0.01

$R_1$ [mbar/(L/s)]
2



$R_2$ [mbar/(L/s)]
2

**Aufgabe:** Die beiden Compartments, die unterschiedliche Compliance aufweisen, werden mit dem Beatmungsbeutel durch mehrere Hübe soweit aufgefüllt, bis das linke Compartment jeweils ein Volumen von 1,0 l (bzw. 1,5 l) enthält. Dann ist das Volumen des rechten Compartments abzulesen. Die Ergebnisse werden in der Tabelle 3 eingetragen (Messungen 3mal wiederholen; arithmetische Mittelwertbildung).

IV. Atemmechanik

Tabelle 3

	$C_1 = 0,10$ (l/mbar)	$C_1 = 0,02$ (l/mbar)	$C_1 = 0,10$ (l/mbar)
	$C_2 = 0,05$ (l/mbar)	$C_2 = 0,01$ (l/mbar)	$C_2 = 0,01$ (l/mbar)
$V_1$ (l)	1,0	1,0	1,0
$V_2$ (l)			
$V_1$ (l)	1,5	1,5	1,5
$V_2$ (l)			

**Schlussfolgerungen:**

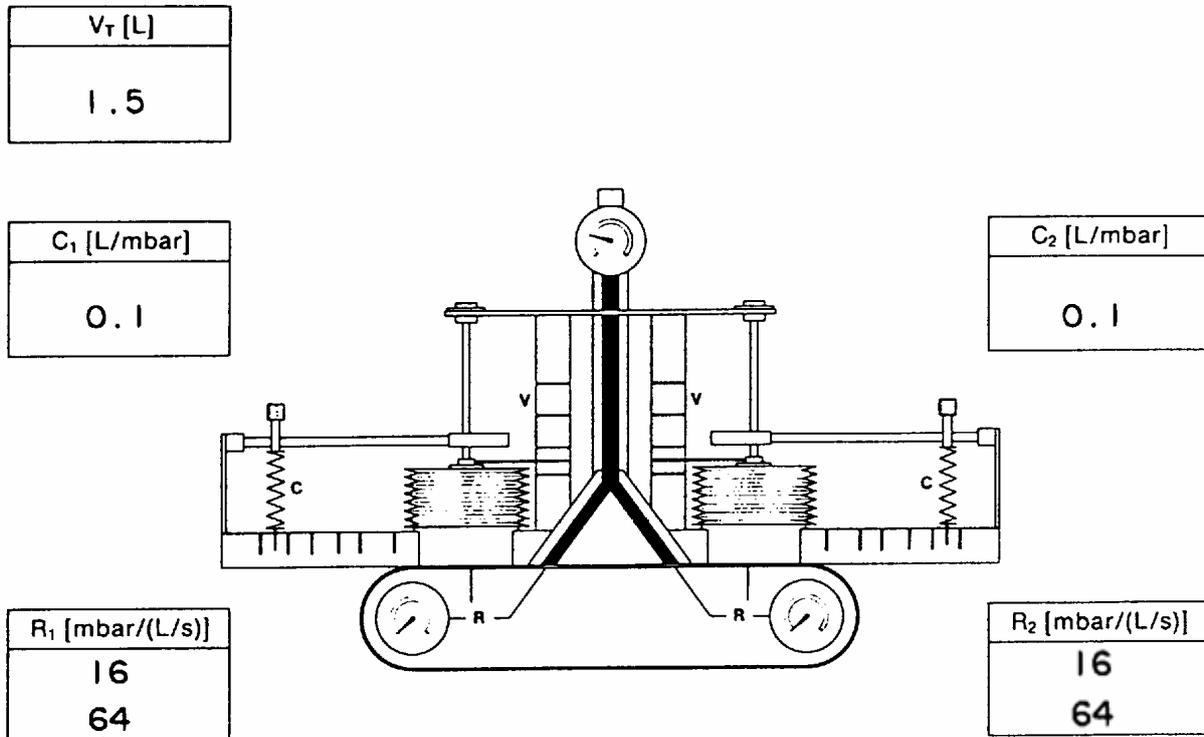
(Bedenken Sie, dass bei diesem Versuch die durchaus realistische Situation simuliert wurde, dass am Ende einer Einatmung zwar in allen Lungencompartments der gleiche Druck herrscht, die Compartments jedoch unterschiedliche Compliances haben.)

Wie wirkt sich eine regional unterschiedliche Compliance auf den Füllzustand der verschiedenen Lungencompartments aus?

1.4 Entleerungsgeschwindigkeit der Lunge bei verschieden hoher Resistance

**Übungsziel:** Es soll illustriert werden, dass die Entleerungsgeschwindigkeit einer Lunge vom Strömungswiderstand (Resistance) in den Atemwegen abhängt.

**Versuchsaufbau:**



**Aufgabe:** Es wird zunächst nur die linke Hälfte des Lungensimulators benutzt. Nach Einfüllen des Volumens  $V_T$  von 1,5 l Luft erfolgen die Freigabe der Entleerung des Compartments durch Anheben des Beatmungsventils (NICHT durch Entfernung des Stopfens!!) und die Messung der Zeit bis zum Passieren des Zeigers an der 0,5 l-Marke (= 37% von 1,5 l;  $t = R \times C$ ) auf der Volumenskala. Eintragung der Messwerte in Tabelle 4 (3mal wiederholen, arithmetische Mittelwerte).

Anschließend Belüftung beider Hälften mit je 1,5 l und vergleichende Betrachtung des Entleerungsvorganges. Sofern 2 Stoppuhren vorhanden sind, können die Entleerungsvorgänge bis zur 0,5 l-Marke für Compartment I und Compartment II simultan beobachtet werden (sonst nacheinander).

Berechnung der theoretischen Zeitkonstante für Compartment I ( $R_1 \times C_1$ ) und Compartment I & II ( $(1/(1/R_1 + 1/R_2)) \times (C_1 + C_2)$ )

#### IV. Atemmechanik

Tabelle 4

<b>Compartment I</b>	<b><math>R_1 = 16</math> ([mbar × s]/l)</b>				<b><math>R_1 = 64</math> ([mbar × s]/l)</b>			
<b>Zeit (s)</b>								
<b>Zeitkonstante (s)</b>								

<b>Compartment I &amp; II</b>	<b><math>R_1 = R_2 = 16</math> ([mbar × s]/l)</b>				<b><math>R_1 = R_2 = 64</math> ([mbar × s]/l)</b>			
<b>Zeit (s)</b>								
<b>Zeitkonstante (s)</b>								

<b>Compartment I &amp; II</b>	<b><math>R_1 = 16</math> ([mbar × s]/l)</b>				<b><math>R_2 = 64</math> ([mbar × s]/l)</b>			
<b>Zeit (s)</b>								
<b>Zeitkonstante (s)</b>								

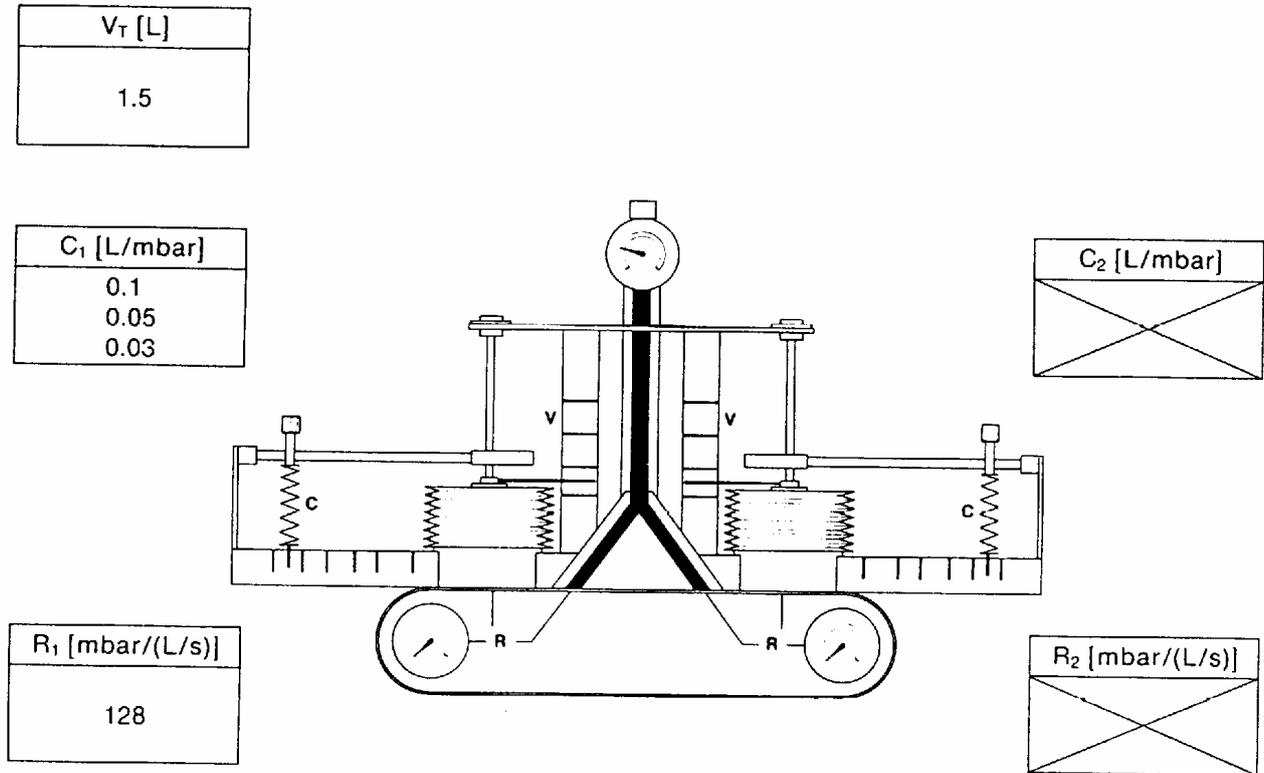
**Schlussfolgerungen:**

Welcher Zusammenhang besteht zwischen dem Atemwegwiderstand R und der Entleerungszeit einer Lunge?

1.5 Entleerungsgeschwindigkeit der Lunge bei verschieden hoher Compliance

**Übungsziel:** Es soll illustriert werden, dass die Entleerungsgeschwindigkeit einer Lunge bei vorgegebenem Strömungswiderstand (Resistance) von ihrer Compliance abhängt.

**Versuchsaufbau:**



**Aufgabe:** Bei jedem der angegebenen Compliancewerte  $C_1$  wird das linke Compartment des Lungensimulators mit einem Volumen  $V_T$  von 1,5 l Luft gefüllt. Sodann erfolgen die Freigabe der Entleerung durch Abheben des Beatmungsventils und die Messung der Zeit für die Abnahme des Volumens  $V_T$  von 1,5 auf 0,5 l (= 1 Zeitkonstante!). Die Ergebnisse werden in Tabelle 5 dokumentiert (3mal wiederholen, arithmetische Mittelwertbildung).

Tabelle 5	$C_1 = 0,10 \text{ (l/mbar)}$				$C_1 = 0,05 \text{ (l/mbar)}$				$C_1 = 0,03 \text{ (l/mbar)}$			
Zeit (s)												

**Schlussfolgerungen:**

Welcher Zusammenhang zwischen Compliance und Entleerungszeit lässt sich beobachten?

**2. Funktionsprüfungen der Lunge - Spirometrie**

In Ruhe gelangen bei jedem Atemzug eines Erwachsenen etwa 500 ml Luft in den Respirations-trakt (**Atemzugvolumen  $V_T$** ). Davon gelangen etwa  $\frac{2}{3}$  in die Lungenalveolen; der Rest nimmt nicht am Gasaustausch teil, verbleibt also im „Totraum“. Bei einer Atemfrequenz von 14 bis 16 Atemzügen pro Minute ergibt das ein Atemminutenvolumen (AMV) von 7 bis 8 Litern.

Durch verstärkte Inspiration können zusätzlich noch weitere 2 bis 3 Liter Luft eingeatmet werden (**inspiratorisches Reservevolumen IRV**). Durch verstärkte Expiration nach Ende einer normalen Ausatmung kann ebenfalls noch ein weiteres Volumen von ca. 1 Liter ausgeatmet werden (**expiratorisches Reservevolumen ERV**).

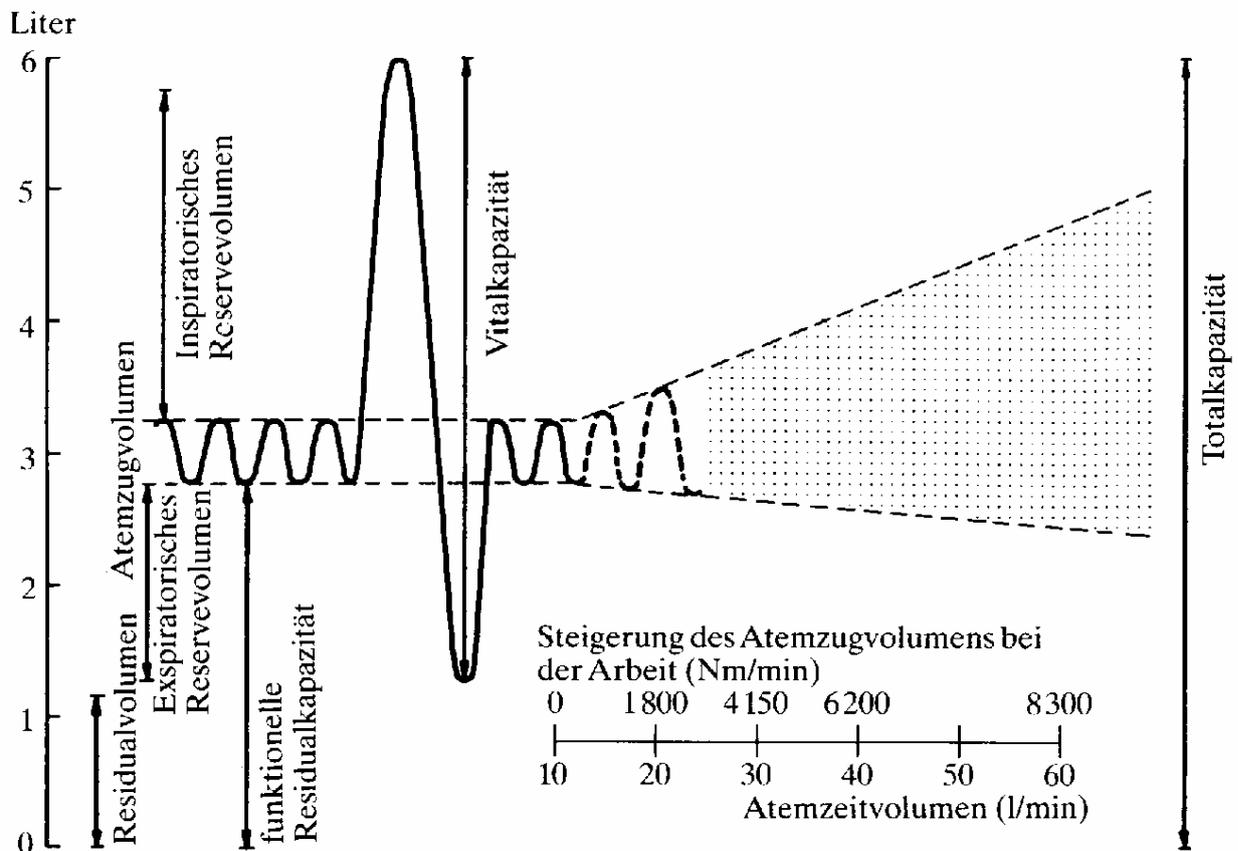
Addiert man zum Atemzugvolumen das inspiratorische und das expiratorische Reservevolumen, so erhält man die **Vitalkapazität (VC)**. Ihr Wert gibt das maximal wechselbare Volumen wieder.

Auch nach stärkster Ausatmung verbleibt noch das **Residualvolumen** in den Lungen. Die Summe aus Vitalkapazität und Residualvolumen ergibt die **Totalkapazität**. Sie ist das maximal mögliche Volumen, das die Lunge aufnehmen kann.

Die **funktionelle Residualkapazität** ist das Volumen, das nach normaler Ausatmung sich noch in der Lunge befindet. Sie ist ein Gradmesser für die Leistungsreserven der Lunge.

#### IV. Atemmechanik

Die aufgeführten Atemgrößen, die durch die willkürlich einnehmbaren Atemstellungen definiert sind, sind in Abb. 3 dargestellt.

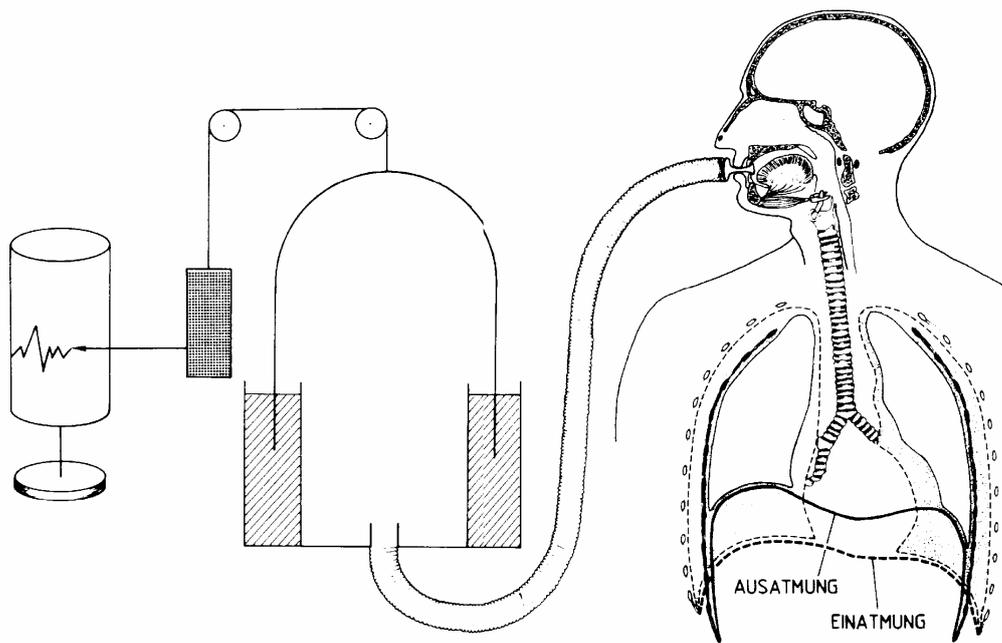


**Abb.3:** Schematisierte Darstellung der Atemvolumina in einem Spirogramm.

Zugrunde gelegt ist die Totalkapazität eines erwachsenen, jungen Mannes. Im linken Teil der Abbildung sind die einzelnen Teilgrößen der Atmung dargestellt. Der punktierte Bereich rechts zeigt die Steigerung des Atemvolumens bei körperlicher Arbeit. Man beachte, dass selbst bei starker Arbeit der einzelne Atemzug die Vitalkapazität nicht voll ausschöpft (aus: Mörike/Betz/Mergenthaler: Biologie des Menschen, 13. Aufl.; Quelle und Meyer, Heidelberg, 1991).

Mit Ausnahme des Residualvolumens und der Kapazitäten, in denen dieses enthalten ist, können die Atemvolumina mit einem **Spirometer** gemessen werden. Die Spirometrie ist ein basisdiagnostisches Verfahren bei pulmonologischen Erkrankungen.

Das Prinzip der Spirometrie ist in Abb. 4 dargestellt. Ein Spirometer besteht aus einer pneumatischen Wanne, über die - durch Wasser abgedichtet - eine Glocke gestülpt ist. Dadurch, dass das Gas im geschlossenen System mit Wasser in Kontakt steht, herrschen im Spirometer stets Verhältnisse mit Wasserdampf-Sättigungsdruck. Das Gewicht der Glocke wird mit einem Kontergewicht ausbalanciert. Der abgeschlossene Gasraum hat einen Auslass, an den die Atemwege des Patienten oder Probanden angeschlossen werden. Der Gasinhalt des Spirometers wird durch die Glockenstellung angezeigt, die in Volumeneinheiten (Liter) kalibriert ist. Atmet die Versuchsperson in das Spirometer (Expiration), hebt sich die Glocke, wird inspiriert, senkt sich die Glocke.



**Abb.4:** Das Prinzip der Spirometrie (aus: Steinhausen: Physiologie, 3. Aufl.; Kohlhammer, Stuttgart, 1989).

Das im Praktikum verwandte Spirometer ist im Prinzip für Messungen der Atemvolumina und der  $O_2$ -Aufnahme geeignet. Damit sich im geschlossenen System kein Kohlendioxid anreichert, ist im Atemweg des Spirometers eine Atemkalkpatrone integriert, die das vom Probanden produzierte  $CO_2$  absorbiert. Im T-förmigen Verzweiger des Mundstückes sind zwei Ventile untergebracht, die für einen gerichteten Gasstrom in den Atemschläuchen des Spirometers sorgen. Das Expirationsgas wird zuerst durch die Atemkalkpatrone geleitet, so dass der  $CO_2$ -Anteil unter der Spirometer-Glocke auch bei forcierter Atmung weniger als 0,5% beträgt.

#### IV. Atemmechanik

### 2.1 Bestimmung der Vitalkapazität und deren Teilvolumina (statische Lungenvolumina)

Nachdem der Proband bequem Platz genommen, eine Nasenklemme aufgesetzt (WICHTIG!!) und ein Mundstück (mit integriertem Bakterienfilter) montiert hat, nimmt er das Mundstück in den Mund und atmet zunächst für 1 oder 2 Minuten aus dem Schlauchsystem Zimmerluft. Nach dieser kurzen Eingewöhnungsphase wird ein Ventil am Spirometer zur Atmung in das geschlossene System umgestellt und der Schreiber zur Registrierung der Volumenänderungen des Spirometers eingeschaltet (Vorschub 5 cm/min, Empfindlichkeit 2 V/Div). Nach einigen normalen Atemzügen atmet der Proband ein- oder zweimal maximal ein und aus. Danach wird wieder normal weitergeatmet.

Folgende Werte werden bestimmt:

Spirometertemperatur (ST):	°C
$p_{H_2O}$ im Spirometer:	mmHg
Körpertemperatur (KT):	°C
$p_{H_2O}$ bei Körpertemperatur:	mmHg
Barometerdruck:	mmHg

Sättigungsdruck von Wasserdampf über Wasser (Die „Sättigung“ entspricht einer relativen Feuchtigkeit von 100%).

	Temperatur °C	mbar	$P_{H_2O}$ mmHg
ST	18	20.63	15.48
	19	21.97	16.48
	20	23.38	17.53
	21	24.86	18.65
	22	26.43	19.83
	23	28.09	21.07
	24	29.83	22.38
	25	31.67	23.75
	26	33.62	25.21
KT	37	62.70	47.00

#### IV. Atemmechanik

ATPS

BTPS

Atemzugvolumen (ml)

inspiratorisches Reservevolumen (ml)

expiratorisches Reservevolumen (ml)

Vitalkapazität (ml)

#### Umrechnung von ATPS- auf BTPS-Bedingungen

Da sich das Expirationsgas in den Schläuchen des Spirometers schnell auf Umgebungstemperatur abkühlt, sind die gemessenen Volumina nicht den in der Lunge bewegten Volumina gleichzusetzen. Außerdem kondensiert bei der Abkühlung Wasserdampf im Schlauchsystem. Für eine genaue Bestimmung der in der Lunge tatsächlich bewegten Volumina müssen die am Spirometer (unter ATPS-Bedingungen) abgelesenen Werte auf BTPS-Bedingungen umgerechnet werden.

Unter Zusammenfassung der Gesetze nach BOYLE-MARIOTTE und GAY-LUSSAC gilt für eine abgeschlossene Menge  $n$  eines idealen Gases die allgemeine Gasgleichung:

$$n = P \times V / (R \times T)$$

Da sich beim Messvorgang die **Gasmenge** nicht verändert - gleichgültig, ob sie sich im Spirometer oder in der Lunge befindet -, können wir gleichsetzen:

$$n_{\text{Lunge}} = n_{\text{Spirometer}}$$

Unter Berücksichtigung des Wasserdampfdruckes folgt daraus:

$$\frac{(P_B - P_{H_2O} \text{ bei } KT) \times V_{\text{Lunge}}}{R \times (273 + KT)} = \frac{(P_B - P_{H_2O} \text{ bei } ST) \times V_{\text{Spirom}}}{R \times (273 + ST)}$$

R = allg. Gaskonstante  
P<sub>B</sub> = Barometerdruck  
P<sub>H<sub>2</sub>O</sub> = Wasserdampfpartialdruck  
KT = Körpertemperatur  
ST = Spirometertemperatur

Hieraus ergibt sich ein Korrekturfaktor (KF) für die Umrechnung von ATPS- auf BTPS-Bedingungen:

$$\frac{V_{\text{Lunge}}}{V_{\text{Spirom}}} = \frac{(P_B - P_{H_2O} \text{ bei } ST) \times (273 + KT)}{(P_B - P_{H_2O} \text{ bei } KT) \times (273 + ST)} = \text{KF}$$

$$V_{\text{Lunge}} = \text{KF} \times V_{\text{Spirom}}$$

## 2.2 Bestimmung einzelner Ventilationsgrößen

### - Atemminutenvolumen, Atemgrenzwert

Das Spirometer wird mit Luft befüllt. Nach Aufsetzen der Nasenklemme und normal ruhiger Atmung von Zimmerluft über Mundstück und Schlauchsystem wird das Ventil auf Spirometer-Atmung umgestellt. Die Atmung wird mindestens 1 Minute lang auf dem Schreiber registriert.

Atemminutenvolumen:

$$\dots\dots\dots \text{ l/min (ATPS)} = \dots\dots\dots \text{ l/min (BTPS)}$$

Zur Bestimmung des maximal möglichen Atemzeitvolumens, des Atemgrenzwertes, atmet der Proband willkürlich so schnell und so tief wie möglich (nicht länger als  $\frac{1}{2}$  Minute!!).

Atemgrenzwert:

$$\dots\dots\dots \text{ l/min (ATPS)} = \dots\dots\dots \text{ l/min (BTPS)}$$

### - Sekundenkapazität (TIFFENEAU-Test)

Da der Strömungswiderstand durch die Schläuche des Spirometers und die Atemkalkpatrone für diesen Versuch nicht mehr zu vernachlässigen ist, werden diese kurzgeschlossen. Nach maximaler Inspiration bläst der Proband (mit Nasenklemme!!) so kräftig wie möglich ins Spirometer. Die Aufzeichnung der Volumenkurve sollte mit höherer Schreibergeschwindigkeit als bei den vorhergehenden Versuchen erfolgen (Vorschub 100 cm/min, Empfindlichkeit 2 V/Div [wie oben]).

Sekundenkapazität:

$$\dots\dots\dots \text{ l/s (ATPS)} = \dots\dots\dots \text{ l/s (BTPS)}$$

relative Sekundenkapazität:

$$\dots\dots\dots \%$$

Welche Art Ventilationsstörung (restriktiv oder obstruktiv) würden Sie folgender Befundkonstellation zuordnen:

absolute Sekundenkapazität reduziert/  
relative Sekundenkapazität normal? .....

absolute Sekundenkapazität reduziert/  
relative Sekundenkapazität reduziert .....

### - Bestimmung des funktionellen Totraumes

Der funktionelle Totraum umfasst den anatomischen Totraum (Luftwege) und den Alveolarraum, der nicht oder nur unvollkommen am Gasaustausch teilnimmt. Pathologische Toträume sind z.B. nicht durchblutete Alveolen, Bronchiektasen oder Emphysemblasen.

Die Ermittlung des funktionellen Totraumes kann nach der BOHR-Formel erfolgen. Dabei geht man davon aus, dass die ausgeatmete Gasmenge ( $M_E$ ) zu einem Teil aus dem Alveolarraum ( $M_A$ ) und zum anderen aus dem Totraum ( $M_D$ ) stammt:

$$M_E = M_A + M_D$$

#### IV. Atemmechanik

Mengen M ergeben sich jeweils als Produkt aus Volumen V und Konzentration C:

$$V_E \times C_E = V_A \times C_A + V_D \times C_D$$

Man geht nun ferner davon aus, dass sich - wie die gesamte Gasmenge - auch die ausgeatmete O<sub>2</sub>- bzw. CO<sub>2</sub>-Menge jeweils aus einem Tot- und Alveolarraumanteil zusammensetzen (s. Gesetz nach HENRY und DALTON!). Nimmt man für die Totraum-Bestimmung das CO<sub>2</sub> als „Testgas“, so entfällt in obiger Formel der zweite Summand, da im Totraum lediglich Frischluft mit vernachlässigbarer CO<sub>2</sub>-Konzentration „hin- und hergeatmet“ wird:

$$V_E \times C_E = V_A \times C_A$$

Aus diesen Größen lässt sich V<sub>D</sub> aber noch nicht direkt bestimmen. Ausgehend von obiger Überlegung gilt aber

$$V_E = V_D + V_A \text{ oder } V_A = V_E - V_D$$

Wir ersetzen also:

$$V_E \times C_E = (V_E - V_D) \times C_A$$

und erhalten durch Umformung:

$$V_D = V_E \times (C_A - C_E) / C_A$$

#### Praktische Durchführung der Totraumbestimmung:

Gemäß der soeben hergeleiteten BOHR-Formel müssen zur Bestimmung des Totraumvolumens drei Größen gemessen werden:

1. Das expirierte Gasvolumen V<sub>E</sub>: Es wird dem Atemzugvolumen gleichgesetzt (s. Versuch II.1).
2. Die CO<sub>2</sub>-Konzentrationen im Alveolargas C<sub>A</sub> bzw. im Expirationsgas C<sub>E</sub> lassen sich mit einem sog. "URAS" bestimmen (**U**ltrarot**A**bsorptionss**P**ektrometer; dieses Messgerät nutzt die Absorption von „ultrarotem“ Licht zur Bestimmung von CO<sub>2</sub>-Fraktionen bzw. -Konzentrationen):
  - a. Bestimmung von C<sub>E</sub>: Der Proband (mit Nasenklemme!) setzt am Ende einer normalen Inspiration einen leeren Gummibeutel an den Mund und bläst das Atemzugvolumen langsam bis zur Atemruhelage aus. Der Einfüllschlauch des Beutels wird danach mit einer Klemme fest verschlossen. Zur Bestimmung des CO<sub>2</sub>-Anteils im Expirationsgas wird der Ansaugschlauch des URAS an den Gummibeutel angeschlossen.
  - b. Bestimmung von C<sub>A</sub>: Zur Bestimmung des alveolären CO<sub>2</sub>-Anteiles wird die **endexpiratorische CO<sub>2</sub>-Konzentration** gemessen. Hierzu wird der Ansaugschlauch des URAS in den Mundraum des Probanden eingeführt. Dieser atmet dann langsam **mit offenem Mund** sein expiratorisches Reservevolumen aus. Der höchste hierbei bestimmbare CO<sub>2</sub>-Wert wird als C<sub>CO<sub>2</sub>A</sub>-Wert betrachtet.

$$V_D = \dots\dots\dots \text{ ml}$$

$$= \dots\dots\dots \% \text{ vom Atemzugvolumen}$$

#### *IV. Atemmechanik*

Die Totraumventilation ist nicht nur von dem anatomisch vorgebildeten Totraum abhängig. Sie wird vielmehr bestimmt von

- der **Atemtiefe**, bei deren Zunahme der belüftete Alveolarraum vergrößert wird,
- der **Atemfrequenz**, bei deren Zunahme die Häufigkeit der Belüftung des Totraumes wächst, so dass der Anteil der Totraumventilation an der Gesamtventilation größer wird.

Daraus ergibt sich, dass eine Atemsteigerung für eine Verbesserung der alveolären Ventilation dann am effektivsten ist, wenn sie mehr durch Vertiefung der Atemzüge als durch Frequenzzunahme erreicht wird.

## Seminarthemen „Atemmechanik“

### 1. Struktur & Dynamik des Respiratorischen Systems

- Komponenten des Atmungssystems (Thorax, Pleura, Mediastinum, Nase-Pharynx-Larynx-Trachea-Bronchien-Bronchiolen-Alveolen, Interkostalmuskeln, Diaphragma, Bauchmuskeln,.....)
- Gastransport (die „Sauerstoff-Rutsche“ von der Atmosphäre zu den Mitochondrien: Konvektion - Diffusion - Konvektion - Diffusion; FICKsches Diffusionsgesetz)
- Lungenvolumina und -kapazitäten (statische & dynamische Lungenvolumina und -kapazitäten, Spirometrie)
- alveoläre Ventilation und Totraum (alveoläres Minutenvolumen)
- Grundzüge obstruktiver und restriktiver Lungen ventilationsstörungen (VK, SK, TIFFENEAU-Test)

### 2. Die mechanischen Eigenschaften von Lunge und Thorax

- Compliance (C. vom Thorax, C. von der Lunge, C. vom Lungen-Thorax-System, Zusammenhang zwischen Volumen und Druck in der Lunge, Zusammenhang zwischen Volumen und Compliance, regional unterschiedliche Compliance, Zusammenhang zwischen Entleerungsgeschwindigkeit der Lunge und Compliance)
- Atemruhelage (A. vom Thorax, A. von der Lunge, A. vom Lungen-Thorax-System)
- Atembewegungen (Bauch-, Rippen-, Flankenatmung)
- Resistance (R. der verschiedenen Atemwegskomponenten, Zusammenhang zwischen der Entleerungsgeschwindigkeit der Lunge und der Resistance)

### 3. Atemgastransport und -austausch

- Zusammensetzung der Luft sowie des alveolären und expiratorischen Gasgemisches, Gaspartialdrücke im (arteriellen und venösen) Blut
- Intrapleuraler und -pulmonaler Druck während eines Atemzyklus
- Komponenten der Atemarbeit (visköse und elastische Komponente, Reibungs-, Trägheits- und Deformationswiderstände)
- Lungen-Surfactant