

(Aus dem gerichtlich-medizin. Institut der Universität Zurich.)

Der Strömungswiderstand in den menschlichen Atemwegen und der Ein- fluss der unregelmässigen Verzweigung des Bronchialsystems auf den Atmungsverlauf in verschiedenen Lungenbezirken.

Von

Fritz Rohrer,

Assistenzarzt der medicin. Poliklinik Tübingen.

(Mit 10 Textfiguren.)

Inhaltsübersicht.

	Seite
Einleitung	226
I. Physikalische Voraussetzungen	227
1. Die physikalischen Eigenschaften der Atemluft	227
2. Die Strömung in Röhren	230
3. Strömungscharakter der Atmung	236
4. Berechnung des Widerstandes von Rohrsystemen	241
5. Die Stromungsarbeit	248
II. Der Widerstand in den Atemwegen	249
1. Rohrströmungswiderstand in den Luftwegen der Collapslungen	249
2. Zusammenhang zwischen Verteilung der Liefermengen und der Druckgefälle im bronchiolobulären System	261
3. Die Strömungsgeschwindigkeiten und Extrawiderstände in den Atemwegen der Collapslung	268
4. Einfluss der Lungendehnung auf den Widerstand der Atemwege	274
III. Ablauf der Atmung in den verschiedenen Lungenbezirken	281
1. Dehnungsgesetz der Lungen	281
2. Dehnungsgesetz der Lappchen; zentralste und peripherste Lappchen	283
3. Verhalten der Bronchen	288
4. Einfluss einer ungleichmassigen Verteilung der elastischen und der dehnenden Kräfte	289
IV. Die Grösse des schädlichen Raumes	292
Zusammenfassung	295

Einleitung.

Über die Strömungsvorgänge in den oberen Atemwegen (Nase, Larynx, Trachea) liegen eine Reihe von experimentellen Arbeiten vor (Gad, Ewald, Bloch usw.), die über alle wesentlichen Momente (Atemmenge, Seitendruck, Temperatur und Feuchtigkeit der Atemluft usw.) orientieren. Über die Luftströmung im Bronchialsystem und die sie bedingende Druckdifferenz zwischen Alveolen und Bifurkation ist dagegen, wegen der schwierigen Zugänglichkeit dieses Abschnittes der Luftwege, noch wenig bekannt.

Im allgemeinen hat der theoretischen Darstellung eines Gebietes die experimentelle Erforschung voranzugehen. Wenn aber wie hier die Aussichten einer experimentellen Untersuchung so gering sind, scheint es wohl erlaubt, zunächst den Weg der theoretischen Rekonstruktion des Vorganges zu gehen.

Die Strömung der Luft in den Atemwegen ist ein rein physikalischer Vorgang, eine Strömung in Röhren, über deren Gesetzmässigkeiten wir ziemlich gut unterrichtet sind. Wenn wir diese Gesetze unter möglichst genauer Anpassung auf unseren speziellen Fall anwenden, können wir mit grosser Wahrscheinlichkeit annehmen, den tatsächlichen Verhältnissen sehr nahe zu kommen.

H. v. Recklinghausen¹⁾ suchte nach dieser Methode den Alveolendruck zu bestimmen, indem er das Bronchialsystem durch ein regelmässig dichotomisch verzweigtes Röhrensystem ersetzte. Er findet für den Erwachsenen bei ruhiger Atmung auf der Höhe der Expiration als Druckdifferenz zwischen Alveolen und Aussenluft 0,129 cm Wassersäule. Ein Wert, der gegenüber dem von anderen Autoren gemessenen Seitendruck in der Trachea so klein ist, dass es sehr wünschenswert erscheint, die Berechnung noch einmal, auf breiterer Basis aufbauend, durchzuführen; besonders auch, weil die physikalische Erforschung der Strömungsvorgänge überhaupt seither grosse Fortschritte gemacht hat und Methoden ausgearbeitet sind, welche die Strömungsvorgänge in ganz unregelmässig verzweigten Röhrensystemen (Bronchialbaum) zu berechnen erlauben²⁾.

1) H. v. Recklinghausen, Über die Atemgrosse des Neugeborenen. Pflüger's Arch. Bd. 62 S. 451—493.

2) Blaess, Die Strömung in Röhren und die Berechnung weitverzweigter Leitungen. Verlag Oldenbourg, München 1911.

Das Verfahren von Blaess ist für turbulente Strömung abgeleitet. Da eine ähnliche Berechnungsmethode für Parallelströmung in verzweigten Rohrsystemen noch nicht publiziert ist, werde ich dieser Frage, die bei der grossen Rolle, welche Strömungen in verzweigten Rohrsystemen in der Physiologie besitzen, auch von allgemeinerem Interesse ist, einen längeren Abschnitt widmen.

Als Grundlage unserer Berechnung der Strömungsverhältnisse der Lungen dient das bis zu den Lobularbronchen von 1 mm Durchmesser hin vermessene Bronchialsystem einer rechten Lunge.

Aufbauend auf dieses Berechnungsmaterial werden wir zwei weitere, noch wenig berücksichtigte Fragen der Atmungsphysiologie zu lösen versuchen: 1. den Einfluss des unregelmässigen Baues des Bronchialsystems auf den Ablauf der Atmung in den verschiedenen Lungenbezirken; 2. die Grösse des schädlichen Raumes.

I. Physikalische Voraussetzungen.

1. Die physikalischen Eigenschaften der Atemluft.

Die Inspirationsluft ist mit Wasserdampf gesättigte Atmosphärenluft. Die Komponenten der letzteren stehen in dem konstanten Verhältnis (Volum-Prozent): Sauerstoff 21 %, Stickstoff + Edelgase 78,96 %, Kohlensäure ca. 0,04 %. Für die Ausatemungsluft sind die entsprechenden Prozente 15,4; 79,3; 4,3. Von den physikalischen Eigenschaften dieser Gasgemenge zeigt der Druck die grössten Variationen. Die hauptsächlich wichtige Variationsbreite beträgt $\frac{1}{5}$ Atmosph.: Luftdruck am Meeresniveau 1 Atmosph., an einem Höhenkurort 2000 m ü. M. ca. $\frac{4}{5}$ Atmosph. Unter ausserordentlichen Verhältnissen kann die Variationsbreite über 3 Atmosph. betragen. Der Luftdruck kann bei Ballonfahrten bis $\frac{1}{4}$ Atmosph. sinken, bei Arbeit im Caisson heute bis 3,5 Atmosph. steigen.

Die grosse Variabilität der Temperatur und der Feuchtigkeit der Aussenluft ist für die strömende Atemluft ohne Einfluss, indem die Inspirationsluft schon in den obersten Luftwegen nahezu auf Körpertemperatur gebracht wird und sich mit Wasserdampf sättigt ¹⁾. Für die Wärmeabgabe durch die Atmung ist Temperatur und Feuchtigkeit der Atmosphärenluft dagegen von maassgebender Bedeutung.

1) Hermann, Lehrb. d. Physiol., 13. Aufl., S. 529.

Die Dichte (spez. Gew.) der Luft ist nach der Zustandsgleichung der Gase ¹⁾:

$$\gamma = \frac{p}{C \cdot T}$$

p = Druck, T = absolute Temperatur = $273 + t$, C = Gas-konstante bezogen auf 1 g; γ für trockene Luft bei 0° und 760 mm Hg ist 0,001293. Für die Ausatemluft berechnet sich γ aus den Partialdrücken und spezifischen Gewichten der Komponenten zu 0,001315. Der Unterschied, 1,65 ‰, ist so gering, dass wir für die Dichte der trockenen Atemluft den Mittelwert 0,001304 setzen können.

Für Körpertemperatur $36,5^\circ$ und 1 Atmosph. Luftdruck ist γ der Atemluft 0,00115.

Die Variation der Dichte durch Temperaturvariationen der Atemluft fällt unter normalen Verhältnissen ausser Betracht; wenn wir mit Fiebertemperaturen bis 43° C. rechnen, beträgt sie höchstens 2 ‰. Durch die physiologisch zu berücksichtigenden Luftdruckänderungen dagegen, kann das spez. Gew. bei 1 Atmosph. sich um 75 ‰ verringern und um 350 ‰ vermehren.

Für die Strömungsvorgänge ist der Koeffizient der inneren Reibung, η = Viskositätskoeffizient, von grosser Bedeutung. Er beträgt für trockene Luft von $36,5^\circ$: $\gamma \cdot 10^7 = 1915$ in absoluten Einheiten: dyn. ²⁾.

Die Viskosität der Gase ist unabhängig vom Druck (Maxwell); sie wächst dagegen mit steigender Temperatur. Die Viskositätsänderungen der Inspirationsluft betragen, wenn wir mit Fiebertemperaturen bis 43° C. rechnen, nur ca. 1,6 ‰. Der Einfluss des Staubgehaltes der Luft auf die Viskosität lässt sich nach der Formel von Einstein berechnen ³⁾. Auch für extrem hohen Staubgehalt, zum Beispiel in einer Filzschuhfabrik, 175 mg im Kubikmeter ⁴⁾, ist die berechnete Viskositätsänderung verschwindend klein.

1) Max Planck, Thermodynamik, 3. Aufl., S. 6.

2) Berechnung aus dem Wert für 15° C. nach der Formel von Sutherland. Kleint, Ber. d. deutsch. physik. Gesellsch. 1905 S. 146. -- Ferner: Landolt und Börnstein, Physik.-chem. Tabellen S. 95.

3) Schibig, Über die Bedeutung der Viskositätsmessung für die Kenntnis der organ. Kolloide S. 94. Dissert. Zurich 1913.

4) Trabert, Meteorologie, Sammlung Göschen, 2. Aufl., S. 16.

Über die Viskosität von Mischungen von Sauerstoff und Stickstoff hat F. Kleint eingehende Untersuchungen vorgenommen¹⁾. Wir können danach die Viskosität der Ausatemungsluft berechnen.

Sauerstoff 15,4% und Stickstoff 79,3% stehen im Verhältnis 16,3 : 83,7. $\eta \cdot 10^7$ dieses Gemisches berechnet sich nach der Formel von Thiesen zu 1784 bei 15°, daraus nach der Sutherland'schen Formel zu 1890 bei 36,5°. Nun ist noch der Kohlensäuregehalt, 4,3%, zu berücksichtigen. $\eta \cdot 10^7$ der Kohlensäure ist 1414 bei 0°, 1598 bei 36,5°, also kleiner als die Viskosität des Sauerstoff-Stickstoffgemisches. $\eta \cdot 10^7$ der Ausatemungsluft ist kleiner als 1890, andererseits muss es aber höher liegen als 1878, ein Wert, der sich nach der Mischungsregel ergibt, indem alle Untersuchungsreihen von Kleint zeigen, dass die Viskosität eines Gasgemisches stets höher liegt als ein Wert, welcher nach der Mischungsregel aus den Volumprozenten und Viskositäten der Komponenten berechnet wird.

Die Viskosität der Ausatemungsluft: $\eta \cdot 10^7$ zwischen 1878 und 1890, ist also nur ca. 1—2% geringer als die der Einatemungsluft: $\eta \cdot 10^7 = 1915$. Der Mittelwert $\eta \cdot 10^7$ für trockene Atemluft bei 36,5° C. ist ca. 1900.

Für die Dichte und die Viskosität der Atemungsluft ist der Einfluss des Wasserdampfes noch zu berücksichtigen.

Die Atemungsluft sättigt sich schon beim Durchgang durch die Nase nahezu mit Wasserdampf. Der Partialdruck des gesättigten Wasserdampfes hängt nur von der Temperatur ab, das Mariotte'sche Gesetz hat keine Gültigkeit. Bei 36,5° ist die Tension des Wasserdampfes 45,2 mm Hg. Bei 1 Atmosph. Luftdruck sind also 5,94 Volumprozent der Atemungsluft Wasserdampf. Wenn der aussere Luftdruck sinkt, steigt, da die Tension sich gleich bleibt, entsprechend der Volumprozentgehalt der Atemluft an Wasserdampf. Im Höhenklima zum Beispiel $\frac{4}{5}$ Atmosph. = 608 mm Hg sind es 7,43%. Bei $\frac{1}{4}$ Atmosph. = 190 mm Hg, einer Höhe von 9500—10 000 m entsprechend, die bei Ballonfahrten schon erreicht wurde, sind es 23,74%. Der Volumprozentgehalt der Atemluft an anderen Gasen reduziert sich entsprechend²⁾.

Da das spez. Gew. des Wasserdampfes 0,623 desjenigen der Luft von gleichem Druck (45,2 mm Hg) ist, sinkt das spez. Gew. der Atemungsluft für diese extremen Verhältnisse um ca. 9% mehr, als für trockene Luft sich ergeben würde. Wenn wir für die gewöhnlichen Verhältnisse, Tiefenklima — Höhenklima, mit einem mittleren

1) F. Kleint, Über innere Reibung binärer Mischungen zwischen Wasserstoff, Sauerstoff, Stickstoff. Ber. d. deutsch. physik. Gesellsch. 1905 S. 146.

2) Bohr, Nagel's Handb. d. Physiol. Bd. 1 S. 210.

Wasserdampfgehalt von ca. 6,5 Volum-Prozent rechnen, ist das spez. Gew. der Atmungsluft bei 36,5° C. und 760 mm Hg: $\gamma = 0,001117$.
Für einen Druck b zwischen 760 und 680 mm Hg: $\gamma = 0,001117 \cdot \frac{b}{760}$.

Der Wasserdampf gewinnt durch diese Verhältnisse bei starker Verminderung des Luftdruckes auch einen Einfluss auf die Viskosität des Wasserdampf-Luftgemisches.

Der Viskositätskoeffizient des Wasserdampfes bei 36,5°: $\eta \cdot 10^7 = \text{ca. } 1000$, ist bedeutend geringer als derjenige der trockenen Atemluft: 1900. Nach der Mischungsregel würde sich für 23,74% Wasserdampf eine Viskositätsverminderung der Atemluft um ca. 11,3% ergeben; für 6,5% Wasserdampf um ca. 3%. Die wirklichen Differenzen sind geringer, da die Mischungsregel zu niedrige Werte gibt.

Um diese Verhältnisse zu berücksichtigen, reduzieren wir den Mittelwert für trockene Luft $\eta \cdot 10^7 = 1900$ um 1,5% und erhalten so für die feuchte Atemluft: $\eta \cdot 10^7 = 1873$. Diesen Wert von η , von dem die Abweichungen für Inspiration und Expiration, für Tiefenklima und Höhenklima bis 2000 m, für gewöhnliche Körpertemperatur und Fieber bis 43° C., nur ca. 1—2% betragen, werden wir für unsere Berechnungen als geltend annehmen.

Durch die Erwärmung auf Körpertemperatur und Sättigung mit Wasserdampf bei dieser Temperatur erfährt das eingeatmete Luftquantum eine Volumenvermehrung, die je nach der Temperatur und relativen Feuchtigkeit der Aussenluft verschieden ausfällt. Bei einer mittleren Aussentemperatur von 16—20° C. und 50% relativer Feuchtigkeit beträgt die Volumvermehrung nach der Berechnung von Ewald¹⁾ 1/9.

2. Die Strömung in Röhren.

Stromungsvorgänge sind bedingt durch Druckdifferenzen. Die Stromung hat Widerstände: innere Reibung des stromenden Mediums, Reibung an der Rohrwandung usw., zu überwinden und leistet dabei Arbeit. Der Verlust an potentieller Energie: Produkt aus Druckhöhenverlust und Strömungsvolumen, wandelt sich um in Wärme (Reibungsarbeit) und kinetische Energie der Strömung. Die Drucke werden wir meistens in Zentimeter-Wassersäule angeben. Es ist gleichbedeutend:

$$1 \text{ cm H}_2\text{O} = 981 \text{ Dynen Quadratcentimeter} = 0,7355 \text{ mm Hg.}$$

a) Parallelströmung und turbulente Strömung, kritische Geschwindigkeit.

Die Strömung in einem glatten, zylindrischen Rohr von der Länge l cm und Radius r cm, bei einem Druckgefälle von p cm H₂O,

1) Arch. f. Physiol. (phys. Abt. d. Arch. f. Anat. u. Phys.) 1880 S. 148—151.

erfolgt bei einem kleinen Wert von p nach der Poiseulle'schen Kapillarströmungsformel¹⁾:

$$p = \frac{8 \cdot l \cdot v \cdot \eta}{981 \cdot r^2} \text{ cm H}_2\text{O.}$$

l , v und r in Zentimetern, η in absoluten Einheiten.

Wenn wir ein bestimmtes Rohr und ein bestimmtes strömendes Medium annehmen, so sind l , r und η konstante Grössen.

Die Gleichung besitzt also die Form:

$$p = \text{konst. } v,$$

d. h. Druckhöhenverlust und Strömungsgeschwindigkeit sind direkt proportional.

Die Kapillarströmung ist eine Parallelströmung. Alle Teilchen des strömenden Mediums bewegen sich in zur Rohrachse parallelen Linien. Die zunächst der Rohrwandung liegenden Teilchen sind in Ruhe, gegen die Rohrachse hin steigt die Strömungsgeschwindigkeit in Form einer Parabel an und erreicht dort ihren Maximalwert, der das Doppelte der mittleren Strömungsgeschwindigkeit beträgt. Das Strömungsvolumen in der Sekunde, geteilt durch den Querschnitt des Rohres, gibt die mittlere Strömungsgeschwindigkeit (v).

Der Geltungsbereich der Kapillarströmungsformel ist begrenzt durch die kritische Geschwindigkeit v_k , für welche nach Reynolds und Couette²⁾ die Formel gilt:

$$v_k = \frac{1290}{d} \cdot \frac{\eta}{\gamma}.$$

v in Meter, d in Millimeter, η in absoluten Einheiten, γ spez. Gew. bz. auf Wasser.

Bei einer Atmosphäre Luftdruck ist für die Atmungsluft bei Körpertemperatur:

$$\frac{\eta}{\gamma} = \frac{0,0001873}{0,001117} = 0,1677,$$

$$v_k = \frac{1290}{d} \cdot 0,1677 = \frac{216,31}{d} \text{ m (} d \text{ in Millimeter).}$$

Für die menschliche Trachea (d ca. 21 mm) ist $v_k = 10,3$ m. Für Bronchen von $d = 17$; 12; 9; 6; 3 und 1 mm sind die entsprechenden Werte: 12,7; 18; 24; 36; 72,1; 216,3 m.

1) Biel, Über den Druckhöhenverlust bei der Fortleitung tropfbarer und gasformiger Flüssigkeiten. Mitteilungen über Forschungsarbeiten auf dem Gebiete des Ingenieurwesens H. 44 S. 4. Verlag von Jul. Springer, Berlin. — Ferner: Prasil, Techn. Hydrodynamik S. 8.

2) Biel, l. c. S. 9.

Wenn die Strömungsgeschwindigkeit in einem glatten Rohre über v_k wächst, so erfolgt bei v_k plötzlich der Umschlag in einen neuen Strömungszustand, indem nun die Druckhöhenverluste annähernd proportional dem Quadrate der Geschwindigkeit werden:

$$p = k \cdot v^n.$$

$n = 1,7-2$, Reynolds, Saph-Schoder¹⁾, $n = 1,852$, Fritzsche²⁾.

Dieser Übergang in einen anderen Strömungszustand zeigt sich auch in einer Änderung des Strömungscharakters. Die glatte Parallelströmung der Teilchen geht bei v_k plötzlich über in ein unregelmässiges Durcheinanderwirbeln, die Parallelströmung wird zur turbulenten Strömung.

Wenn wir für ein bestimmtes Rohr und ein bestimmtes strömendes Medium, in einem Koordinatensystem über den Geschwindigkeiten als Abszissen, die zugehörigen Druckhöhen als Ordinaten einzeichnen, so stellt sich der Bereich der Parallelströmung als schief vom Nullpunkt ansteigende Gerade dar, die turbulente Strömung als parabelähnliche Kurve (Fig. 1, Linie 1 und 2). Der Abscissenwert des Schnittpunktes beider Linien ist die kritische Geschwindigkeit. Wenn wir die beiden Linien über diesen Punkt hinaus verlängern (punktierte Linien, Fig. 1), sehen wir, dass im Bereich der Parallelstromung die Kurve der Druckhöhenverluste für turbulente Strömung unter der Linie der Poiseulle'schen Druckhöhenverluste verläuft, umgekehrt oberhalb der kritischen Geschwindigkeit die Linie der Parallelströmung unter der Kurve der turbulenten Strömung liegt, d. h. geringere Stromungsarbeit bedingen würde. Es folgt daraus allgemein, dass bei einer bestimmten Geschwindigkeit stets derjenige Stromungscharakter vorliegt, welcher mit den grösstmöglichen Druckhöhenverlusten verbunden ist, d. h. stabil ist diejenige Strömungsform, welche die grösste Strömungsarbeit bedingt.

b) Druckhöhenverluste durch Querschnittsänderung und Richtungsänderung. Untere und obere Grenzgeschwindigkeit.

Wenn störende Momente vorhanden sind, erfolgt der Übergang zu einem neuen Strömungszustand schon unterhalb der kritischen Geschwindigkeit und nicht so plötzlich.

1) Biel, l. c. S. 13.

2) Untersuchungen über den Stromungswiderstand der Gase in geraden zylindrischen Rohrleitungen. Mitteilungen über Forschungsarbeiten auf dem Gebiete des Ingenieurwesens H. 60 S. 24.

Solche störenden Momente sind sprungweise Änderung des Strömungsquerschnittes und Änderung der Strömungsrichtung (Rohrkrümmer).

Änderungen des Strömungsquerschnittes sind vorhanden zum Beispiel bei Rohreinschnürungen (Glottis zwischen Trachea und Pharynx); Richtungsänderung: zum Beispiel Übergang von Nase in Pharynx, dann auch in verzweigten Rohrsystemen beim Abgang von Zweigrohren; wenn die Querschnittssumme der Zweigrohre nicht gleich der des Stammrohres ist, erfolgt dabei auch eine Querschnittsänderung, zum Beispiel Bronchial und Bronchiolarverzweigungen.

Der Druckhöhenverlust, den solche störenden Momente bedingen, ist proportional dem Quadrate der Geschwindigkeit, analog den Druckhöhenverlusten bei turbulenter Strömung in glatten Rohren. Diese Analogie erklärt sich dadurch, dass in beiden Fällen Wirbelbildung vorliegt. Dort führt beim Überschreiten von v_k die Strömung als solche zur Wirbelbildung, während hier äussere Momente Wirbelung erzeugen.

Für den Druckhöhenverlust bei sprungweiser Änderung des Strömungsquerschnittes gilt die Formel von Carnot-Borda:

$$p = \frac{\gamma}{2 \cdot g} (v_1 - v_2)^2 \text{ } ^1).$$

$p = \text{kg/qm} = \text{mm H}_2\text{O}$; $\gamma = \text{kg/cbm}$; $v = \text{m/sek}$; $g = 9,81 \text{ m/sek}^2$.

Für $v_2 = 0$ geht die Formel über in die Ausströmungsformel der Gase. Sie gilt auch annähernd für den Widerstand beim Eintritt der Strömung in ein Rohr:

$$p = \frac{\gamma}{2g} \cdot v^2.$$

Für den Widerstand bei Richtungsänderung der Strömung gilt nach Weisbach die Formel²⁾:

$$p = \zeta \cdot \frac{\gamma}{2g} \cdot v^2.$$

ζ ist ein Erfahrungswert. Für rechtwinklige Krümmer, deren Radius zwischen dem einfachen und doppelten Rohrdurchmesser liegt, ist $\zeta = 0,2$. Die Radien der Krümmer der Atemwege liegen in diesem Grössenbereich. Der Ablenkungswinkel im Nasenpharynx ist ca. 90° , ζ also $= 0,2$. Der Ablenkungswinkel vorn beim Austritt aus der Nase ist ca. 45° . Für das Bronchialsystem sind die Ablenkungswinkel bei Mittellage ca. $25\text{--}45^\circ$, für das Lobularsystem

1) Blaess, Die Strömung in Rohren S. 39.

2) Blaess, Die Strömung in Rohren S. 63.

ca. $40-50^\circ$. ζ ist hier kleiner als 0.2. Wir können approximativ für alle diese Winkel $\zeta = 0,1$ ansetzen. Die Fehlerquelle, die dadurch entsteht, ist gering, weil der Druckhohenverlust durch Richtungsänderung in den Atemwegen, wie wir sehen werden, nur einen kleinen Bruchteil des Druckhöhenverlustes durch Querschnittänderung betragt. Wir werden daher auch die Änderung der Verzweigungswinkel der Bronchen bei der Lungendehnung nicht berücksichtigen.

Diese störenden Momente führen stets zur Wirbelbildung, ob die Rohrströmung an sich nun den Charakter einer Parallel- oder turbulenten Strömung besitzt.

Oberhalb der kritischen Geschwindigkeit ist die dynamische Struktur des strömenden Mediums turbulent, die durch störende Momente erzeugten Extrawirbel summieren sich zu den übrigen und bleiben bestehen. Unterhalb v_k ist die Strömung nicht auf Turbulenz eingestellt. Die Wirbel erhalten keine neue Energie zugeführt und erschöpfen sich allmählich durch Reibung; sie klingen ab, indem die Strömung der stabilen Parallelströmung zustrebt.

Die Rotationsenergie der Wirbel wächst mit der Strömungsgeschwindigkeit. Je näher diese v_k ist, um so länger ist die Zeit des Abklingens, auf um so längerer Strecke ist die Strombahn nach dem wirbelerzeugenden Hindernis von Wirbeln erfüllt. Ebenso, wenn die Turbulenz bedingenden Hindernisse rasch und zahlreich aufeinanderfolgen. So ist zum Beispiel in Röhren mit sehr unregelmässiger Wandung schon bei einer Strömungsgeschwindigkeit, die ein Sechstel der kritischen beträgt, der sogenannten unteren Grenzgeschwindigkeit¹⁾, die Wirbelbildung so bedeutend, dass hier der Übergang in Turbulenz erfolgt. Bei geringeren und weniger rasch sich folgenden Störungsmomenten tritt der Übergang an irgendeinem Punkt zwischen der unteren Grenzgeschwindigkeit vg_1 und v_k ein. Letztere wird daher auch als obere Grenzgeschwindigkeit vg_2 bezeichnet²⁾. Sie ist der Punkt, wo in jedem Fall sich Turbulenz einstellt.

Unterhalb vg_1 ist die Wirbelbildung auch bei bedeutenden Störungsmomenten rein lokaler Natur, die Wirbelung erschöpft sich rasch. Wir haben es mit einer gemischten Strömung zu tun. Die Strömung erfolgt im allgemeinen als Parallelströmung, während an einzelnen Stellen, zum Beispiel an den Verzweigungsstellen, wo Richtungs- und Querschnittsänderung erfolgt, Turbulenz vorliegt.

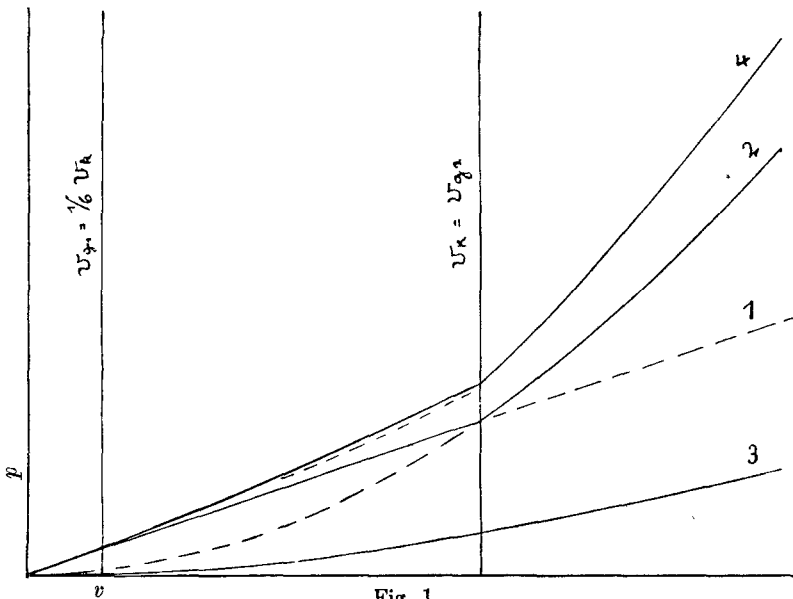
1) Biel, l. c. S. 8.

2) Biel, l. c. S. 9.

Der Gesamtdruckhöhenverlust ermittelt sich, indem wir den Druckhöhenverlust durch Parallelströmung in den Röhren (Bronchen) und die Druckhöhenverluste durch lokale Turbulenz, zum Beispiel an Verzweigungsstellen (Bronchialverzweigungen), gesondert in Rechnung setzen :

$$p = p_1 + p_2 = k_1 \cdot v + k_2 \cdot v^2.$$

Für den Bereich zwischen unterer und oberer Grenzgeschwindigkeit sind noch keine einheitlichen Strömungsgesetze abgeleitet. Wir können aber mit für unsere Zwecke genügender Genauigkeit das



gleiche Verfahren wie unterhalb v_{g1} anwenden. Die Strömung ist auch hier eine gemischte. Wenn auch mit steigender Strömungsgeschwindigkeit immer mehr die ganze Strombahn sich mit Wirbeln durchsetzt, so ist doch überall die Tendenz vorhanden, zur stabilen Parallelströmung überzugehen. Wenn hier, wie wir es tun werden, die Rohrströmung als Parallelströmung angenommen wird, sind die berechneten Druckhöhenverluste wahrscheinlich um einen geringen Betrag zu hoch.

Oberhalb v_k ist der Gesamtdruckhöhenverlust gleich der Summe von Druckhöhenverlust durch turbulente Strömung und den Druckhöhenverlusten durch die störenden Momente.

In Fig. 1 sind diese Verhältnisse eingezeichnet. Linie 1 und 2 stellen den Druckhöhenverlust bei Strömung in einem geraden zylindrischen Rohr dar. Die Linien schneiden sich bei $v_k = v_{g_2}$. Linie 3 ist die Kurve des Druckhöhenverlustes durch ein storendes Moment, zum Beispiel eine Querschnittänderung. Linie 4 gibt die Summe der Druckhöhenverluste. Sie fällt bis v_{g_1} annähernd mit der Linie der Parallelströmung zusammen, indem Linie 3 hier sehr kleine Ordinatenwerte besitzt. Dann steigt sie rascher an. Der ausgezogene Abschnitt der Linie 4 zwischen v_{g_1} und v_{g_2} gilt für die Annahme, dass bis v_{g_2} die Rohrströmung als Parallelströmung erfolgt. Der wirkliche Verlauf dieser Linie, der durch die eigentümliche Mischung von Turbulenz und Parallelströmung in diesem Bereich entsteht, kann nicht viel unter dieser konstruierten Kurve liegen, indem die Strömung stets dem Zustand zustrebt, der mit den grossten Druckhöhenverlusten verbunden ist, wie das Verhalten der Strömung in glatten Röhren zeigt. Der wirkliche Verlauf dürfte etwa der punktiert eingezeichneten Kurve entsprechen. Wir unterlassen eine Korrektur und werden bis v_k die Druckhöhenverluste nach der oben angegebenen Formel berechnen.

3. Strömungscharakter der Atmung.

a) Kritische Geschwindigkeit und untere Grenzgeschwindigkeit.

Die oberen Luftwege bis zur Bifurkation werden von dem gesamten Volumen der Atemluft durchströmt, während die einzelnen Bronchen nur einen Teil der Gesamtliefermenge erhalten. Ferner ist die Trachea das weiteste Rohr, welches von der Atemluft durchströmt wird, und hat daher die kleinste kritische Geschwindigkeit. Solange $v_k = 10,3$ m der Trachea nicht überschritten wird, ist nirgends in den Atemwegen v_k erreicht. Bei v_k ist die Liefermenge der Trachea (Querschnitt ca. 3,5 qcm) 3,6 Liter/Sekunden oder 216 Liter/Minuten. Das maximale inspiratorische Atemvolumen ist das 6—7fache des gewöhnlichen¹⁾, also ca. 50—55 Liter. Das gesamte Strömungsvolumen ist das doppelte: 100—110 Liter. Die dabei erreichte Maximalgeschwindigkeit liegt jedenfalls noch unter v_k der Trachea. Wir können also für alle Atmungsverhältnisse die Strömung als unterhalb v_k liegend annehmen und die Druckhöhenverluste durch Rohrströmung, entsprechend den Ausführungen oben, immer nach der Poiseulle'schen Formel berechnen.

Die untere Grenzgeschwindigkeit der Trachea ist 1,71 m, das entsprechende Strömungsvolumen 36,0 Liter/Minuten. Bei der ruhigen

1) Bohr, Nagel's Handb. d. Physiol. Bd. 1 S. 168.

Atmung ist das Strömungsvolumen 16 Liter/Minuten. Die maximale Strömungsgeschwindigkeit durfte überall in den Atemwegen dabei noch unter v_{g_1} liegen.

b) Experimentelle Untersuchung des Strömungscharakters in einem verzweigten Rohre bei wechselnder Strömungsgeschwindigkeit.

Strömungen in einem Rohrsystem bezeichnet man als stationär, wenn die Strömungsgeschwindigkeit überall konstant bleibt; wenn

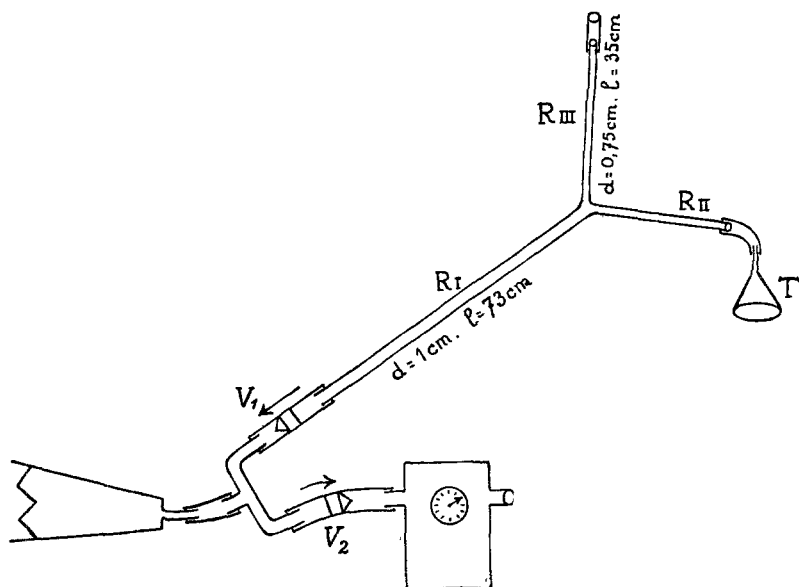


Fig. 2.

sie sich ändert, als nichtstationär. Die Atmung ist ein typisches Beispiel einer nichtstationären Strömung.

Es wäre möglich, dass dieses Moment den Strömungscharakter beeinflusst. Um diesen Einfluss und zugleich auch die Einwirkung von Verzweigungsstellen zu bestimmen, nahm ich mit freundlicher Mithilfe von Dr Hess im Laboratorium von Professor Gaule (Zurich) folgenden Versuch vor.

Fig. 2 zeigt die Versuchsanordnung.

Ein T-Rohr ist einerseits mit dem verzweigten Versuchsrohr (R_I , R_{II} , R_{III}), andererseits mit einer Gasuhr, deren Zuverlässigkeit kontrolliert wurde, und mit der dritten Öffnung mit einem maschinell angetriebenen, vollständig abgedichteten Bläsbalg verbunden. Die

Ventile V_1 und V_2 öffnen sich in der Pfeilrichtung. Beim Zusammendrücken des Blasbalges wird das gleiche Luftquantum durch die Gasuhr getrieben, welches beim Heben desselben durch das Versuchsrohr angesogen wird. Durch den einen Zweig des Versuchsrohres wird reine Luft, durch den anderen Chlorammoniumdämpfe, die unter dem Trichter T entwickelt werden, aspiriert. Zur Kompensation des kleinen Strömungswiderstandes durch den Trichter an R_{II} wurde an R_{III} ein kurzes Stück Gummischlauch angebracht.

Die mittlere Strömungsgeschwindigkeit v in R_I berechnet sich aus dem sekundlichen Strömungsvolumen und dem Rohrquerschnitt. Die Tätigkeit des Blasbalges wurde staffelweise bis zum erreichbaren Maximum gesteigert. Ich konnte so die mittlere Strömungsgeschwindigkeit in R_I bis 2 m/sec ansteigen lassen. Die Beobachtung des Versuchsrohres zeigte folgendes:

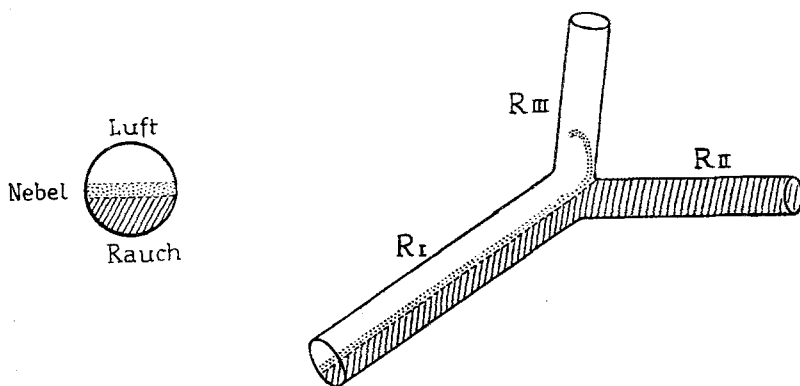


Fig. 3.

Zunächst wurde dasselbe so fixiert, dass R_I mit der Horizontalen einen Winkel von ca. 45° bildete, R_{II} lag annähernd horizontal, R_{III} vertikal.

Das Lumen von R_{II} ist mit dichtem Rauch erfüllt. Das Verhalten des Rauches in R_I blieb von der kleinsten mittleren Geschwindigkeit bis zur maximal erreichten von 2 m das gleiche. Die untere R_{II} entsprechende Querschnittshälfte war mit dichtem Rauch erfüllt, die obere R_{III} entsprechende frei von Rauch. Der Übergang zwischen beiden Zonen wurde durch eine ganz dünne Schicht eines zarten Nebels gebildet (Fig. 3). An der Verzweigungsstelle ging der Rauchstrang von R_{II} vollkommen glatt in die Rauchzone von R_I über.

Bei den einzelnen Aspirationen stieg die Strömungsgeschwindigkeit von Null bis zu einem Maximalwert, der höher liegen muss

als die mittlere Geschwindigkeit. Der Anstieg und Abfall von v erfolgte zeitweise nicht ganz regelmässig, was an leichten Erschütterungen in der Nebelzone sich zeigte. Es waren dies zweifellos stehende Wellen, welche in dem oben glatt abschneidenden, pfeifenartig wirkenden Rohr R_{III} entstanden. Am Schluss der Strömungszeit sank v nicht nur bis Null ab, sondern es trat, bis der Ventilschluss in V_1 vollständig eingetreten war, eine kurze Rückströmung statt, durch welche die der Verzweigungsstelle zunächst liegende Partie der Nebelzone wie ein zartes, ca. 3 cm langes, paraboloides Flämmchen, in R_{III} hineingetrieben wurde, aber ohne dass die Zone des dichteren Rauches nachfolgte (Fig. 3). Die Separierung von Rauch- und Luftzone in R_I und der glatte Übergang an der Verzweigungsstelle beweisen, dass in R_I Parallelströmung vorliegt. Turbulenz würde eine Ausbreitung des Rauches auf den ganzen Querschnitt bedingen.

Da bei dieser Lage von R_I das höhere Gewicht der Chlorammoniumdämpfe bei der Separierung von Rauch und Luft mitwirken konnte, wurde der Versuch nochmals bei vertikal stehendem R_I vorgenommen, mit gleichem Ergebnis. Die dünne Nebelschicht ist auf eine leichte Durchmischung der Stromfäden der an der Verzweigungsstelle zusammenfliessenden Ströme zurückzuführen, bedingt durch kleine lokale Wirbel im toten Winkel der Verzweigungsstelle (Carnot-Borda'scher und Krümmerwiderstand). Die Nebelschicht behält auf ihrer ganzen Länge in R_I die Lage als dünne Trennschicht von Rauch- und Luftzone bei. Wir können annehmen, dass die sie erzeugenden Wirbel rasch sich erschöpfen und einer reinen Parallelbewegung Platz machen. Das kleine Nebelflämmchen zeigt, dass die Nebelschicht beiden Zonen angehört und sich daher beim Rückströmen auf beide Rohräste verteilt.

Diese Versuchsanordnung entspricht der Expiration. Dass die inspiratorische Trennung von Luftströmen an einer Verzweigungsstelle keine anderen Verhältnisse bedingt, zeigt folgender Versuch mit dem gleichen verzweigten Rohr (Fig. 4).

Der gleiche Blasbalg wird mit offenem Ventil benutzt. Durch das Glasgefäss G hindurch fliesst die Luft in das Versuchsrohr. Das Röhrchen R , welches mit seiner rechtwinklig abgelenkten Spitze in R_I hineinreicht, dient zum Einblasen von Rauch. Die Blasbalgtätigkeit wird allmählich bis zum Maximum gesteigert. Eine Volumenmessung wurde hier nicht vorgenommen, aber da wir mit dem gleichen Blasbalg und Versuchsrohr arbeiteten, können wir an-

nehmen, dass wir die gleiche mittlere Geschwindigkeit (2 m) wie beim anderen Versuch erreichten.

Das Verhalten des eingeblasenen Rauches war bis zur maximal erreichten Geschwindigkeit folgendes: Er verteilt sich zunächst durch Wirbel, die beim Passieren der Spitze entstehen, auf den ganzen Querschnitt von R_I . Bald nach dem Verlassen des Gefäßes differenziert sich diese Rauchmasse in eine Anzahl gerader, unregelmässig über den Querschnitt verteilter Rauchfasern, die beim Vorwärtsströmen ihre Lage beibehalten; ein Zeichen, dass hier wieder Parallelströmung eingetreten ist. An der Verzweigungsstelle vollzieht sich eine glatte Trennung. Die in der rechten Querschnittshälfte

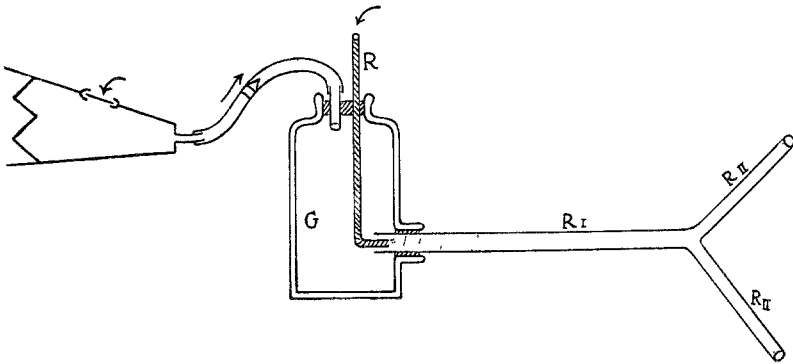


Fig. 4.

liegenden Rauchfasern biegen in das rechts liegende, die links in das linke Zweigrohr hinein. Verzweigungswiderstand, An- und Abschwellen der Strömungsgeschwindigkeit und rückläufige Stromstösse waren auch hier ohne Einfluss.

Die untere Grenzgeschwindigkeit v_{g_1} beträgt für R_I ($d = 1$ cm) 3,6 m. Die erreichte mittlere Geschwindigkeit war 2 m.

Wenn wir bedenken, dass die maximal erreichte Geschwindigkeit sicher höher als die mittlere, wahrscheinlich 3 m oder noch höher war, können wir sagen, dass wir sehr nahe an v_{g_1} von R_I gekommen sind.

Die beiden Versuche ergeben, dass in verzweigten Rohrsystemen (Bronchialsystem), inspiratorisch und expiratorisch, die Rohrströmung zum mindesten bis v_{g_1} eine Parallelströmung ist. Die Druckhöhenverluste, welche die an den Verzweigungsstellen lokalisierten kleinen Wirbel bedingen, können extra in Rechnung gesetzt werden.

Diese Verhältnisse treffen nicht nur für ungestörte stationäre Strömung zu, sondern auch für nichtstationäre Strömung (Atmung), bei der noch andere störende Momente, zum Beispiel stehende Wellen (Phonation) vorhanden sind.

Da bei ruhiger Atmung an keiner Stelle in den Atemwegen v_{g_1} überschritten wird, ist unsere Berechnungsmethode des Alveolendruckes zum mindesten für diesen Fall auf sicherem Boden. Unsere Apparatur erlaubte leider nicht, höhere Geschwindigkeiten zu erreichen. Die Gründe dafür, dass wir die gleiche Berechnungsmethode auch bis zur oberen Grenzgeschwindigkeit verwenden, haben wir oben angegeben.

4. Berechnung des Widerstandes von Rohrsystemen.

Es kommen hier nur zwei Systembildungen in Frage. Einerseits Hintereinanderschaltung von Rohren: Rohrstrang (Nase bis Bifurkation); andererseits dichotomisch verzweigte Rohrsysteme, bei denen noch regelmässig verzweigte (Lobularsystem) und unregelmässig verzweigte (Bronchialsystem) zu unterscheiden sind. Die Rohrströmung erfolge als Parallelströmung.

Wenn wir in die Poiseulle'sche Formel das sekundliche Strömungsvolumen V in Litern und den Rohrquerschnitt F in Quadratmillimetern einführen, nimmt sie die Form an:

$$p = k_1 \cdot \frac{l}{F^2} \cdot V \text{ cm H}_2\text{O},$$

wobei $k_1 = \frac{10^7 \cdot 8 \cdot \pi \cdot \eta}{981}$ ist. Für Atemluft ($\eta = 0,0001873$) ist

$$k_1 = 47,986.$$

Der Faktor $\frac{l}{F^2}$ gibt die Abhängigkeit der Druckhöhe von den Abmessungen des Rohres: Rohrwiderstand w . Es ist also:

$$p = k_1 \cdot w \cdot V, \text{ wobei } w = \frac{l}{F^2}.$$

Alle Rohre mit gleichem w liefern bei gleicher Druckhöhe das gleiche Strömungsvolumen. Sie sind äquivalent.

Ein anschauliches Bild für den Strömungswiderstand eines Rohres ist ihr äquivalentes Rohr von 1 cm Länge. Wir bezeichnen den Querschnitt dieses Rohres mit F_{ae} . Es ist:

$$w = \frac{l}{F^2} = \frac{1}{F_{ae}^2}; \quad F_{ae}^2 = \frac{1}{w} = \frac{F^2}{l}.$$

Wir können so das Verhältnis der Widerstände verschiedener Röhre und die Widerstandsumme eines Rohrsystems anschaulich darstellen.

a) Strömung im Rohrstrang.

Alle Röhre besitzen gleiche Liefermenge V .

a) Druckhöhenverlust durch Rohrströmung. Es ist:

$$p_1 = k \cdot w_1 \cdot V; \quad p_2 = k \cdot w_2 \cdot V; \quad p_n = k \cdot w_n \cdot V.$$

$$p = p_1 + p_2 + \dots + p_n = k \cdot V \cdot (w_1 + w_2 + \dots + w_n) = k \cdot V \cdot \Sigma w_n$$

β) Druckhöhenverlust durch Extrawiderstände. Es ist:

$$V = v_1 \cdot F_1 = v_2 \cdot F_2 = v \cdot F = \dots = v_n \cdot F_n.$$

Alle Geschwindigkeiten werden bezogen auf die Geschwindigkeit v in der Trachea (Querschnitt = F).

$$v_n = \frac{F}{F_n} \cdot v = a_n \cdot v; \quad a_n = \frac{F}{F_n}.$$

1. Druckhöhenverluste durch Querschnittsänderung.

Es ist allgemein:

$$p_n = \frac{\gamma}{2g} (v_{n-1} - v_n)^2 = \frac{\gamma}{2g} \cdot v^2 (a_{n-1} - a_n)^2.$$

Der Gesamtdruckhöhenverlust $p = p_1 + p_2 + \dots + p_n$ ist:

$$p = \frac{\gamma}{2g} \cdot v^2 \cdot \Sigma [(a_{n-1} - a_n)^2].$$

2. Druckhöhenverlust beim Austritt bzw. Eintritt ist:

$$p = \frac{\gamma}{2g} \cdot v_1^2 = \frac{\gamma}{2g} \cdot v^2 \cdot a_1^2.$$

3. Druckhöhenverluste durch Richtungsänderung.

Es ist allgemein:

$$p_n = \zeta \cdot \frac{\gamma}{2g} \cdot v_n^2 = \zeta \cdot \frac{\gamma}{2g} \cdot v^2 \cdot a_n^2.$$

Der Gesamtdruckhöhenverlust ist:

$$p = \frac{\gamma}{2g} \cdot v^2 \cdot \zeta \cdot \Sigma (a_n^2).$$

In allen diesen Formeln ist der gemeinsame Faktor $\frac{\gamma}{2g} \cdot v^2$. v ist die Trachealgeschwindigkeit in Metern, γ in Kilogramm/Kubikmeter für Atemluft = 1,117, $g = 9,81$ m. Wenn wir das Strömungsvolumen V in Litern einführen: $v^2_{met.} = 100 \cdot \frac{V_{Lit.}^2}{F_{qcm}^2}$, $F =$ Tracheal-

querschnitt = 3,393 qcm (s. S. 259), und die Druckhöhen, die hier in Millimeter H₂O sind, in Zentimeter H₂O umrechnen, ist:

$$\frac{1}{10} \cdot \frac{\gamma}{2g} \cdot v = \frac{1}{10} \cdot \frac{1,117}{2 \cdot 9,81} \cdot \frac{100}{3,393^2} \cdot V^2 = k_2 V^2; \quad k_2 = 0,049451.$$

Wir erhalten somit als Gesamtdruckhöhenverlust im Rohrstrang, durch Rohrströmung und Extrawiderstände:

$$p = k_1 V \cdot \Sigma w_n + k_2 V^2 \cdot [a_1^2 + \Sigma [(a_{n-1} - a_n)^2] + \zeta \cdot \Sigma (a_n^2)] \text{ cm H}_2\text{O};$$

letzterer Ausdruck in Klammern ist eine Systemkonstante = w_2 .
 p ist also gleich: $p = k_1 \cdot w_1 V + k_2 \cdot w_2 \cdot V^2$.

b) Strömung in einem verzweigten System.

Wenn die Verteilung der Liefermenge des Hauptrohres auf die einzelnen Zweigrohre bekannt ist, können wir irgendeinen Rohrstrang, der vom Stammrohr zu einem Endzweig hinführt, herausgreifen und die gleichen Ableitungen wie vorhin vornehmen, unter Berücksichtigung, dass die Liefermenge der Einzelrohre hier verschieden ist. Wir beziehen alle Liefermengen der Zweigrohre auf die des Hauptrohres (Trachea). Es ist allgemein:

$$V_n = b_n \cdot V; \quad \left(b_n = \frac{V_n}{V} \right)$$

$$= F_n \cdot v_n = b_n \cdot F \cdot v$$

also: $v_n = b_n \cdot \frac{F}{F_n} \cdot v = b_n \cdot a_n \cdot v; \quad \left(a_n = \frac{F}{F_n} \right)$.

Die Formel für den Gesamtdruckhöhenverlust ist demnach:

$$p = k_1 V \cdot \Sigma (w_n \cdot b_n) + k_2 \cdot V^2 \cdot [a_n^2 \cdot b_n^2 + \Sigma [(a_{n-1} \cdot b_{n-1} - a_n \cdot b_n)^2] + \zeta \cdot \Sigma (a_n^2 \cdot b_n^2)]$$

$$= k_1 \cdot w_1 \cdot V + k_2 \cdot w_2 \cdot V^2.$$

V ist die Gesamtliefermenge des Systems, das Strömungsvolumen der Trachea. Der Austrittsdruckhöhenverlust ist hier an den Endzweigen: Alveolengänge ($a_n \cdot b_n$). Für $b_1, b_2 \dots, b_n = 1$ geht die Formel über in die Formel des Rohrstranges.

Die Grössen $a_1, a_2 \dots a_n$ berechnen sich aus den gegebenen Durchmesser der Einzelrohre. Bei verzweigten Systemen ist also die Hauptaufgabe die Verteilung der Liefermenge auf die einzelnen Äste, die Grössen $b_1, b_2 \dots b_n$ zu bestimmen. Wir setzen hier zunächst gleichen Druckabfall zu allen Endästen hin voraus.

α) Regelmässig dichotomisch verzweigte Systeme. (Lobulus.)
 Wenn Länge und Durchmesser jedes Einzelrohres eines dichotomisch

verzweigten Systems in konstantem Verhältnis stehen: $l_n = c \cdot d_n$, ferner ein Verzweigungsgesetz vorhanden ist: der Durchmesser eines Zweiges n ter Ordnung steht in konstantem Verhältnis zu dem eines Zweiges $n - 1$ ter Ordnung, $d_n = q \cdot d_{n-1}$, so ist das System vollkommen symmetrisch gebaut, und die Gesamtliefermenge V verteilt sich auf die 2^{n-1} Zweige der n ten Ordnung vollkommen gleichmässig:

$$V_n = \frac{1}{2^{n-1}} \cdot V_1.$$

Die Abnahme der Durchmesser, Längen, Querschnitte, Widerstandsgrößen, Druckhöhenverluste durch Rohrströmung, Geschwindigkeiten erfolgt vom Stammrohr an in geometrischer Progression. Es ergeben sich folgende Beziehungen:

$$d_n = q^{n-1} \cdot d_1; \quad l_n = c \cdot q^{n-1} \cdot d_1; \quad F_n = q^{2(n-1)} \cdot F_1$$

$$w_n = \frac{1}{(q^2)^{n-1}} \cdot w_1; \quad p_n = \frac{1}{(2q^2)^{n-1}} \cdot p_1; \quad v_n = \frac{1}{(2q^2)^{n-1}} \cdot v_1.$$

Die Summenwerte: Widerstandsgröße des Systems, Gesamtdruckhöhenverlust durch Rohrströmung und Extrawiderstände, können indirekt durch Berechnung der Einzelwerte oder direkt durch Anwendung der Summenformel der geometrischen Progression erhalten werden. Dieses Verfahren ist von Heinrich v. Recklinghausen¹⁾ für eine approximative Berechnung des Druckhöhenverlustes in den Atemwegen benutzt worden. Das Lobularsystem ist annähernd regelmässig dichotomisch gebaut; wir werden dort diese Methode anwenden.

β) Unregelmässig dichotomisch verzweigtes System. (Bronchialsystem.) Die Verteilung der Liefermenge an einer Verzweigungsstelle ist abhängig von der beiderseits vorhandenen Widerstandssumme. Wenn nach beiden Seiten hin das gleiche Druckgefälle besteht, ist:

$$p = k \cdot w_1 \cdot V_1 = k \cdot w_2 \cdot V_2$$

also:
$$V_1 : V_2 = \frac{1}{w_1} : \frac{1}{w_2} = F_1'^2 : F_2'^2$$

Die Liefermengen zweier zusammenmündender Zweigrohre verhalten sich umgekehrt wie die Gesamtwiderstandsgrößen ihrer Verzweigungsgebiete, oder wie die Quadrate der Querschnitte der Äquivalenzrohre dieser Verzweigungsgebiete.

Der Einfluss der Extrawiderstände ist dabei noch nicht berücksichtigt. Er ist abhängig von der Strömungsgeschwindigkeit. Man

1) Pflüger's Arch. Bd. 62 S. 451—493.

kann ihre Summation für das Rohrsystem nach dem Verfahren von Blaess vornehmen und die Widerstandsummen durch äquivalente Öffnungen darstellen. Da aber im Bronchial- und Lobularsystem die Rohrwiiderstandsummen, wie wir sehen werden, bedeutend grösser sind als die Summen der Extrawiderstände, werden wir den Einfluss der letzteren auf die Verteilung der Liefermengen nicht berücksichtigen. (Wenn das Druckgefälle an einer Verzweigungsstelle nach den beiden Verzweigungsgebieten hin nicht gleich gross ist, gilt folgendes Gesetz: $p_1 = k \cdot w_1 \cdot V_1$; $p_2 = k \cdot w_2 \cdot V_2$;

$$V_1 : V_2 = \frac{p_1}{w_1} : \frac{p_2}{w_2} = p_1 \cdot F_1'^2 : p_2 \cdot F_2'^2.$$

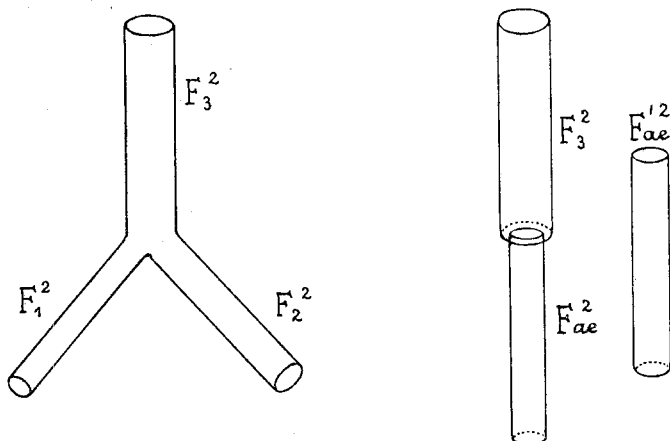


Fig. 5.

Unterschiede des Alveolendruckes in verschiedenen Lungenpartien sind bei der Atmung, wie wir sehen werden, sehr wahrscheinlich vorhanden. Wir werden später auf den Einfluss dieses Momentes auf den Verlauf der Atmung in den verschiedenen Lungenpartien genauer eingehen.)

1. Gesamtwiderstandsgrösse des Systems und Gesamtdruckgefälle durch Rohrströmung. Wir berechnen für jedes Einzelrohr die Widerstandsgrösse, d. h. wir ersetzen jedes Rohr durch sein Äquivalenzrohr von 1 cm Länge, und beginnen nun von den periphersten Verzweigungen an diese Einzelwiderstände zu summieren. Fig. 5 stellte eine solche peripherste Verzweigung dar. Die Rohre sind durch ihre Äquivalenzrohre $F_1'^2$, $F_2'^2$ und $F_3'^2$ ersetzt. Das Vorgehen ist nun folgendes:

Wir ersetzen die beiden zusammenmündenden Rohre durch ein äquivalentes Rohr (F_{ae}^2), das bei gleicher Druckhöhe die Summe der Liefermengen leistet: $V = V_1 + V_2$.

Da nun $V_1 = \frac{p}{k} \cdot \frac{1}{w_1} = \frac{p}{k} \cdot F_1^2$ ist, für V_2 und V entsprechend, so ist $F_{ae}^2 = F_1^2 + F_2^2$ oder $\frac{1}{w} = \frac{1}{w_1} + \frac{1}{w_2}$.

Auf diese Weise wird die Verzweigung in einen Rohrstrang übergeführt (F_{ae}^2 , F_3^2), und es gilt nun das Gesetz:

$$w' = w + w_3 \text{ oder } \frac{1}{F_{ae}^2} = \frac{1}{F_{ae}^2} + \frac{1}{F_3^2}.$$

Mit diesen beiden Gesetzen kann in einem beliebig verzweigten System die Summation der Widerstandszahlen von den Endästen bis zum Stamm hin durchgeführt werden. Aus der Widerstandszahl des ganzen Systems (w) berechnet sich der Gesamtdruckhöhenverlust durch Rohrströmung: $p = k \cdot w \cdot V$.

Für das Bronchialsystem werden die Endäste repräsentiert durch die Lobularsysteme, deren Widerstandszahl sich nach der Recklinghausen'schen Methode berechnet.

Wenn wir vom Stamme aus rücksteigend zu den Ästen, die Aufteilung der Gesamtwiderstandsgrösse verfolgen, erhalten wir die Verteilung der Liefermenge auf die Äste, d. h. die Grössen b_1 , $b_2 \dots b_n$.

2. Für die Berechnung der Summe der Extrawiderstände in irgendeinem Rohrstrang des verzweigten Systems sind nun alle Daten: a_1 bis a_n , b_1 bis b_n , gegeben.

Dieses für Parallelströmung in unregelmässig verzweigten Systemen gultige Summationsverfahren ist analog der Blaess'schen für turbulente Strömung entwickelten Methode abgeleitet.

c) Änderung der Gesamtwiderstandsgrösse eines Rohrsystems bei gleichmässiger Änderung der Dimensionen der Einzelrohre.

Alle Durchmesser ändern im Verhältnis $d'_n = \beta \cdot d_n$.

Alle Längen " " " $l'_n = \alpha \cdot l_n$.

Für uns sind hier fünf Fälle wichtig:

1. Es ändern nur die Längen: $\beta = 1$.
2. Längen- und Durchmesseränderung ist gleich: $\alpha = \beta$.

3. Die Druckhöhe für eine bestimmte Liefermenge bleibt gleich: $\alpha = \beta^4$.

4. Der Inhalt jedes Einzelrohres bleibt gleich: $\alpha = \frac{1}{\beta^2}$.

5. Es ändern nur die Durchmesser: $\alpha = 1$.

α) Änderung der Rohrwiderstandssumme $\cdot w_1$.

Es ist allgemein:

$$w'_n = \frac{l'_n}{F'^2_n} = \frac{\alpha \cdot l_n}{\beta^4 \cdot F_n^2} = \frac{\alpha}{\beta^4} \cdot w_n.$$

Der Faktor $\frac{\alpha}{\beta^4}$ geht bei jeder Summation der Widerstände zusammenmündender oder aufeinanderfolgender Rohre auf die Summe über. Wir erhalten also für das ganze System:

$$w' = \frac{\alpha}{\beta^4} \cdot w.$$

Für die oben genannten fünf Fälle erhalten wir:

1. $w' = \alpha \cdot w$; 2. $w' = \frac{1}{\alpha^3} \cdot w$; 3. $w' = w$;

4. $w' = \alpha^3 \cdot w$; 5. $w' = \frac{1}{\beta^4} \cdot w$.

Wenn $\alpha^3 = a$ der Volumendehnungskoeffizient der Lunge ist, erhalten wir:

1. $w' = \sqrt[3]{a} \cdot w$; 2. $w' = \frac{1}{a} \cdot w$; 4. $w' = a \cdot w$.

β) Änderung des Gesamtdruckhöhenverlustes durch Extrawiderstände. Solange diese Dimensionsänderungen nur das Bronchialsystem betreffen, ändert der Druckhöhenverlust durch Extrawiderstände wenig, indem die Bezugsgeschwindigkeit der Trachea sich gleich bleibt. Nur der staffelweise Abfall der Trachealgeschwindigkeit zu der geringen Strömungsgeschwindigkeit in den Alveolen ändert sich etwas, was wenig ausmacht. Wenn wir aber zum Beispiel von den Atemwegen des Erwachsenen zu denen des Kindes übergehen, haben wir eine gleichmässige Änderung der Dimensionen aller Atemwege anzunehmen ($\alpha = \beta$). Da der Faktor k_2 (S. 243) das Quadrat des Trachealquerschnittes im Nenner besitzt, wird er zu $\frac{1}{\alpha^4} \cdot k_2$. Die Summe der Druckhöhenverluste durch Rohrströmung p_1 (Fall 2 oben) und Extrawiderstände p_2 wird:

$$p' = \frac{1}{\alpha^3} \cdot p_1 + \frac{1}{\alpha^4} \cdot p_2.$$

γ) Änderung des Inhaltes des Rohrsystems. Die Inhaltsänderung des Systems erfolgt proportional der Inhaltsänderung eines beliebigen Einzelrohres. Es ist:

$$J' = F' \cdot l' = \beta^2 \cdot F \cdot \alpha \cdot l = \beta^2 \cdot \alpha \cdot J.$$

Für die genannten fünf Fälle erhalten wir:

$$\begin{aligned} 1. J' &= \alpha \cdot J; & 2. J' &= \alpha^3 \cdot J; & 3. J' &= \sqrt{\alpha^3} \cdot J; \\ 4. J' &= J; & 5. J' &= \beta^2 \cdot J. \end{aligned}$$

Wenn J der Inhalt des Bronchialsystems, α der lineare Ausdehnungskoeffizient, $\alpha^3 = a$ der Volumendehnungskoeffizient der Lunge ist, erhalten wir:

$$1. J' = \sqrt[3]{a} \cdot J; \quad 2. J' = a \cdot J; \quad 3. J' = \sqrt{a} \cdot J.$$

5. Die Strömungsarbeit.

a) Stationäre Strömung.

Die Strömungsarbeit in der Sekunde ist gleich dem Produkt aus Druckhöhenverlust und Strömungsvolumen in der Sekunde¹⁾.

$$A = p \cdot V.$$

Für p in dyn, V in cm/sec., ist A in erg/sec.

Wenn andere Einheiten gewählt werden, ist $A = k \cdot p \cdot V$.

Für p in Zentimeter H₂O, V in Litern ist:

$$\begin{aligned} A &= 981\,000 \cdot p \cdot V \text{ erg/sek} = 0,01 \cdot p \cdot V \text{ sec/m/kg} = \\ &= \frac{0,01}{427} \cdot p \cdot V \text{ gr. Kal./sec} = \frac{10}{427} \cdot p \cdot V \text{ kl. Kal./sec.} \end{aligned}$$

Bei stationärer Strömung sind keine Beschleunigungen und daher keine Massenkräfte vorhanden. Die Arbeit wird nur verwendet zur Überwindung von Oberflächenkräften (Viskosität). Daher hängt die Arbeitsleistung vom transportierten Volumen, nicht von der Masse, ab. Wenn wir für p den für ein Rohrsystem gefundenen Ausdruck einsetzen, ist:

$$A = k_1 \cdot w_1 \cdot V^2 + k_2 \cdot w_2 \cdot V^3.$$

b) Nichtstationäre Strömung. (Wechselnde Strömungsgeschwindigkeit.)

Die Oberflächenkräfte ändern entsprechend der Geschwindigkeit. Wir können bezüglich der Oberflächenkräfte die nichtstationäre Strömung als eine Reihe kontinuierlich ineinander übergehender,

1) Prášil, Hydrodynamik S. 152.

stationärer Strömungszustände auffassen und die Arbeitsleistung durch Integration nach der Zeitkurve der Geschwindigkeit berechnen.

Die Massenkräfte sind abhängig von der Beschleunigung. Die Arbeit, die beim Anstieg der Strömungsgeschwindigkeit durch Überwindung der Trägheit des strömenden Mediums geleistet wird, addiert sich zur Arbeit durch Überwindung der Oberflächenkräfte und erscheint als kinetische Energie der strömenden Masse. Beim Abfall der Strömungsgeschwindigkeit wird die kinetische Energie der strömenden Masse in Arbeit umgesetzt, indem sie einen entsprechenden Anteil der Arbeit durch Überwindung von Oberflächenkräften leistet; sie subtrahiert sich von dieser Grösse. Die beim Strömungsgeschwindigkeitsanstieg durch Überwindung der Massenkräfte geleistete Arbeit wird beim Abfall wieder zurückgewonnen und, wenn der Endwert der Geschwindigkeit gleich dem Anfangswert ist, hebt sich der Einfluss der Massenkräfte auf die Grösse der Strömungsarbeit gerade auf. Bei der Berechnung der Strömungsarbeit sind in diesem Fall nur die Oberflächenkräfte zu berücksichtigen. Dies trifft für die Atmung zu.

II. Der Strömungswiderstand in den Atemwegen.

1. Rohrströmungswiderstand in den Luftwegen der Collapslungen.

a) Lobularsystem.

Über die metrischen Verhältnisse des Lobularsystems finden sich folgende Angaben:

Ausführendes System der Lappchen nach Laguesse und d'Hardiviller¹⁾: Die Lobularbronchen ($d = 1$ mm) geben zunächst zwei bis drei Kollateralen ab. Der Hauptstamm teilt sich dichotomisch in etwa 30 Äste ($d = 0,3-0,4$ mm), die noch keine Alveolen tragen. Daran schliessen die respiratorischen Abschnitte. Respiratorisches System nach Ebner²⁾:

Die Bronchioli intralobul. mit $d = 0,4$ mm (Bronchioli der kleinsten, respiratorischen Lappchen) teilen sich sukzessiv in drei bis sechs Bronchioli respiratorii mit $d = 0,2$ mm, die sich in erweiterte, noch sich teilende, blind endende Alveolengänge verzweigen. Ein respiratorisches Lappchen enthält ca. 20—25 Alveolengänge. Die Bronchioli respiratorii besitzen auf eine Länge von 1,5—3,5 mm Flimmerepithel, auf eine Strecke von 1,5—2 mm gemischtes Epithel; die Gesamtlänge beträgt 3—5,5 mm. Die Alveolengänge sind 0,85—1,7 mm, im Mittel ca. 1,3 mm lang. Der Alveolendurchmesser beträgt für den Collapszustand 0,16—0,37 mm.

1) Bardeleben's Handb. d. Anat. 9. Lief. S. 100. 1902.

2) Kolliker's Handb. d. Gewebelehre Bd. 3 S. 300—305. 1899.

Im Aufbau des Lobularsystems ist die Dichotomie mit wenigen Ausnahmen gewahrt. Als Kompensation für die Kollateralen des Lobularbronchus, die wir nicht berücksichtigen, nehmen wir die Zahl der Endäste des ausführenden Systems (30) zu $32 = 2^5$ an, die Zahl der Bronchioli respiratorii letzter Ordnung jedes Endastes (3—6) zu $8 = 2^3$. Die Zahl der Alveolengänge eines kleinsten Lappchens (20—25) setzen wir zu $24 = 3 \cdot 2^3$, so dass jedem Bronchiolus respir. letzter Ordnung drei Alveolengänge entsprechen. Wir erhalten so ein in neun Stufen dichotomisch verzweigtes Röhrensystem: Lobularbronchus — Bronchioli intralobulares erster bis fünfter Ordnung — Bronchioli respir. erster bis dritter Ordnung, dessen Endäste sich je in drei Alveolengänge teilen. Die Anzahl der respiratorischen Lappchen, der Bronchioli respir. dritter Ordnung und der Alveolengänge eines Lappchens ist 32, 256 und 768.

Wir wenden auf dieses leicht schematisierte Lobularsystem die Recklinghausen'sche Methode an. (S. 243—244.) n ist gleich 9. Der Faktor q ermittelt sich aus der Beziehung $d_n = q^{n-1} \cdot d_1$. Da $d_1 = 1$ mm, d_9 (Bronchiol. respir. dritter Ordnung) = 0,2 mm ist, ergibt sich:

$$q = \sqrt[8]{0,2} = 0,8177.$$

Der Faktor c bestimmt sich aus $l_1 = c \cdot d_1$. Da die mittlere Länge von 100 in den verschiedensten Abschnitten einer rechten Collapsung gemessenen Bronchen mit $\bar{d} = 1$ mm, annähernd 4 mm betrug, ist $c = 4$.

Durch Anwendung der oben S. 244 angegebenen Beziehungen berechnen sich für das Lobularsystem folgende Werte:

	Zahl	d mm	l mm	Ge- schwindig- keit	Druck- gefalle
Lobularbronchus.	1	1	4	$1,0 \cdot v_1$	$1,0 \cdot p_1$
Intralob. Bronchus, 1. Ordnung .	2	0,82	3,27	$0,75 \cdot v_1$	$0,914 \cdot p_1$
" " 2. " "	4	0,67	2,67	$0,56 \cdot v_1$	$0,836 \cdot p_1$
" " 3. " "	8	0,55	2,19	$0,42 \cdot v_1$	$0,764 \cdot p_1$
" " 4. " "	16	0,45	1,79	$0,31 \cdot v_1$	$0,699 \cdot p_1$
" " 5. " "	32	0,37	1,47	$0,23 \cdot v_1$	$0,639 \cdot p_1$
Bronchioli respir., 1. Ordnung .	64	0,3	1,2	$0,17 \cdot v_1$	$0,584 \cdot p_1$
" " 2. " "	128	0,24	0,98	$0,13 \cdot v_1$	$0,534 \cdot p_1$
" " 3. " "	256	0,2	0,8	$0,1 \cdot v_1$	$0,488 \cdot p_1$
Alveolengänge	768	0,3	1,3	sehr klein	sehr klein

Länge des Bronchiolarweges	19,7 mm
Druckgefalle im Lobulus	$6,46 \cdot p_1$
Inhalt aller Hohlräume des Lobulus	0,68 ccm

Der Inhalt der einzelnen Bronchiolen bestimmt sich nach der Inhaltsformel des Zylinders $J = F \cdot l$. Für die Inhaltsbestimmung der mit Alveolen besetzten Alveolengänge kann approximativ die gleiche Formel benutzt werden, indem der Durchmesser (0,3 mm) um den doppelten, die Länge (1,3 mm) um den einfachen Alveolendurchmesser vermehrt wird.

Zur Kontrolle, ob die Schematisierung des Lobularsystems sich in erlaubten Grenzen hält, diene folgendes:

- a) Durchmesser der introlobular Bronch. fünfter Ordnung:
gemessen¹⁾ 0,3—0,4 mm, berechnet 0,37 mm;
- b) Länge der Bronchioli respir. erster bis dritter Ordnung:
gemessen²⁾ 3—5,5 mm, berechnet 3 mm;
- c) Luftgehalt des Collapslobulus:

Bei der Ausmessung des Bronchialsystems einer rechten Collaps-lunge von 355 g Gewicht und 675 ccm Volumen, fand ich 467 Bronchen mit 1 mm Durchmesser (Lobularbronchen). Da das spezifische Gewicht des Lungengewebes annähernd 1 ist³⁾, beträgt der Luftgehalt dieser Lunge ca. $675 - 355 = 320$ ccm. Die Luft findet sich ausschliesslich in den Lobuli, da sich die grössten nicht kollabierten Bronchen, bei der Volumenbestimmung durch Wasserverdrängung, auch mit Wasser füllen. Der mittlere Luftgehalt des einzelnen Lobulus bestimmt sich, übereinstimmend mit dem berechneten Wert 0,68 ccm, zu $\frac{320}{467} = 0,686$ ccm.

d) Der Bronchiolarweg (berechnete Länge ca. 2 cm) durchzieht infolge der Verzweigungswinkel als gebrochener Linienzug das Lappchen und ist daher etwas länger als der mittlere Lappchendurchmesser: 0,6—2,8 cm⁴⁾.

Der Gesamtströmungsquerschnitt (Querschnittsumme aller Bronchioli gleicher Ordnung) nimmt vom Lobularbronchus bis zu den Bronchioli respir. dritter Ordnung ziemlich genau um das 10fache zu. Für die Alveolengänge ist, wenn nur der freie Kanal berücksichtigt wird, der Strömungsquerschnitt das 70fache, wenn auch die Alveolen berücksichtigt werden, ca. das 500fache des Querschnittes des Lobularbronchus. Die Strömungsgeschwindigkeiten verhalten sich gerade umgekehrt.

Der Druckhöhenverlust durch Rohrströmung beträgt für das

1) Bardeleben's Handb. d. Anat., I. c.

2) Ebner, I. c.

3) Vierordt, Anatomische Daten 1906 S. 57.

4) Kolliker's Handb. d. Gewebelehre Bd. 3 S. 300. 1899.

Lobularsystem das 6,46fache des Druckabfalles im Lobular bronchus. Die Widerstandsgrösse des Lobularsystems beträgt: (S. 241) (l_1 : cm, F_1 : mm²)

$$w = 6,46 \cdot w_1 = 6,46 \cdot \frac{l_1}{F_1^2} = 4,185.$$

$$F_{ae}^2 = \frac{1}{w} = 0,239.$$

Die Bestimmung der Extrawiderstände werden wir für die gesamten Luftwege zusammen vornehmen.

b) Bronchialsystem.

a) Morphologie des Bronchialbaumes.

Da in der Literatur keine vollständige Vermessung eines Bronchialsystems vorliegt, war es zunächst nötig, diese Grundlage für die Strömungsberechnung zu erhalten.

Die Ausgussmethode, die beim Studium der Verzweigungsform des Bronchialbaumes Vorzugliches leistet (Aeby, Narath, Birch-Hirschfeld), ist für die genaue Feststellung der Lumenweiten, die für uns vor allem wichtig ist, weniger geeignet. Durch den hydrostatischen Druck der spezifisch schweren Ausgussmasse werden schon die Lumina von Trachea und Stammbronchen (Braune und Stahel)¹⁾, noch viel mehr natürlich die der mittleren und feinsten Bronchen dilatiert.

Ich nahm daher die Vermessung der Bronchen direkt an einer Leichenlunge mittels kalibrierter Bougies vor, eine Methode, die auch sonst in der Medizin zur Ausmessung von Kanälen benutzt wird (Urologie). Die Durchmesser der verwendeten Bougies lagen zwischen 1 und 10 mm, mit einem Abstand von je 0,5 mm. Die Bougies waren vom leicht abgerundeten distalen Ende an auf 5 cm Länge mit $\frac{1}{2}$ cm Teilung versehen.

Die Vermessung wurde, vom Stammbronchus an beginnend, sukzessive bis zu den Bronchen von 1 mm Durchmesser hin durchgeführt.

Die Kontrolle geschieht teils mit dem Auge, teils vor allem durch das Tastgefühl. Da hier ein psychophysisches Moment, die Unterschiedschwelle für Widerstandsempfindungen, von Einfluss ist, hat eine zu feine Abstufung der Bougiestärken keinen Wert. Bei den grösseren nicht kollabierten Bronchen ist leicht zu ermitteln, welche Bougie-

1) Arch. f. Anat. u. Entwicklungsgesch. 1886 S. 13.

nummer eben das Lumen ausfüllt, bei den feineren kollabierten, welches eben das Lumen zu entfalten vermag. Die folgende Bronchialverzweigung macht sich der das Bougie möglichst zart einführenden Hand als leichter Widerstand bemerklich; an der $\frac{1}{2}$ cm-Teilung wird nun die Länge des Bronchus abgelesen, indem die Millimeter geschätzt werden. Der so vermessene Bronchus wird aufgeschnitten und nun möglichst oft die Längenmessung direkt mit dem Millimetermaassstab kontrolliert, besonders, wenn zwei gleichkalibrige Bronchen aufeinanderfolgen und das Bougie an der ersten Verzweigungsstelle vorbeigeglitten war. Am Stammbronchus und Verbindungsbronchus zwischen Ober- und Mittellappen, deren Querschnitt nicht kreisförmig ist, wurden zwei aufeinander senkrecht stehende Durchmesser mit dem Millimetermaassstab gemessen.

Da bei dieser Messmethode die kollabierten mittleren und feineren Bronchen entfaltet werden, entsprechen die Maasse einem Dehnungszustand der Lunge, der unmittelbar dem Collapszustand vorangeht. Die oben besprochenen metrischen Verhältnisse des Lobulus der Collapslunge gelten auch für diesen Zustand, indem mit dem Zusammensinken der Bronchialwände ein weiterer Luftaustritt verhindert ist. Wir können der Einfachheit halber auch diesen Dehnungszustand der Lunge noch unter die Bezeichnung Collapszustand fassen.

Vermessen wurde, nachdem die Methode an einer anderen Lunge eingeübt war, das ganze Bronchialsystem der rechten Lunge eines an Carcinoma Coli gestorbenen 48jährigen Mannes von 166 cm Körperlänge bis zu den Bronchen von 1 mm Durchmesser¹⁾.

Die Vermessung nahm ich am frischen Präparat an drei aufeinanderfolgenden Tagen vor, in der Zwischenzeit wurde die Lunge im Kühlraum des pathologisch-anatomischen Institutes aufbewahrt. Die Orientierung über die morphologischen Verhältnisse des Bronchialsystems geschah fortwährend an Hand der vorzüglichen Abbildungen in der Arbeit Birch-Hirschfeld's²⁾. Die Vermessungsergebnisse wurden sukzessive im Maassstab 2 : 1 graphisch aufgezeichnet und Durchmesser- und Längenwerte beigefügt. An acht Stellen stiess bei der Messung eines Bronchus von 1,5 mm Durchmesser das Bougie ins Lungengewebe durch. Ich nahm hier die Mittelzahl der Längen gleichkalibriger Bronchen der betreffenden Lungenpartie als gültig an.

Dass wir die in dieser rechten Lunge gefundenen 467 Bronchen von 1 mm Durchmesser als Lobularbronchen betrachten dürfen, be-

1) Dieses anatomische Untersuchungsmaterial verdanke ich Herrn Professor Busse, Zürich.

2) Birch-Hirschfeld, Über den Sitz und die Entwicklung der primären Lungentuberkulose. Deutsch. Arch. f. klin. Med. Bd. 64 S. 58—128. 1899.

weist die aus dieser Zahl, aus Lungengewicht (355 g) und Volumen (675 ccm) folgende Läppchengrösse:

Wenn wir den Gewichtsanteil der Bronchen und Gefässe zu ca. $\frac{1}{3} = 120$ g = 120 ccm veranschlagen, ist das Volumen des einzelnen Läppchens $\frac{555}{467} = 1,19$ ccm. Eine Kugel von diesem Inhalt besitzt einen Durchmesser von ca. 1,3 cm. Für die polyedrischen Lobuli sind die grössten Durchmesser etwas höher anzusetzen: ca. 1,5 cm; ein Wert, der sehr gut im Bereich der gemessenen 0,6—2,8 cm liegt¹⁾.

Da die Reproduktion der Vermessungstafeln zu grossen Raum erfordern würde, stellte ich zur Orientierung über den Aufbau des Bronchialsystems dieser rechten Lunge zwei statistische Übersichtstafeln zusammen. Die erste zeigt den Anteil der Bronchen verschiedenen Kalibers am Gesamtbau des Bronchialsystems, die zweite die Verteilung der Summenwerte, ferner die Mittelwerte der Bronchiallängen für die einzelnen Lappen und die ganze Lunge.

<i>d</i> mm	Zahl der Bronchen	Gesamtlänge der Bronchen cm	Mittellänge der Bronchen cm	Gesamtvolumen der Bronchen ccm
17	1	3,0	—	6,8
12	1	2,9	—	3,3
9	2	2,3	—	1,5
8	1	0,4	—	0,2
7,5	1	1,4	—	0,6
6	2	2,0	—	0,6
5,5	6	5,1	0,85	1,2
5	5	6,5	1,30	1,3
4,5	8	8,1	1,01	1,3
4	22	23,5	1,07	2,9
3,5	24	22,3	0,93	2,1
3	36	31,0	0,86	2,2
2,5	67	59,6	0,89	2,9
2	86	73,5	0,85	2,3
1,5	204	160,4	0,79	2,8

Für Stammbronchus und Verbindungsbronchus zwischen Ober- und Mittellappen, deren Lumen nicht kreisförmig ist, wurde die Querschnittsgrösse aus den beiden Durchmessern 18:16 mm bezüglich 13:11 mm nach der Inhaltsformel der Ellipse berechnet. In die Tafel wurde der Mittelwert der Durchmesser 17 mm bzw. 12 mm eingesetzt.

1) Kolliker's Handb. d. Gewebelehre, I. c. S. 38.

	Zahl der Lappchen	Zahl der Bronchen	Gesamt- länge der Bronchen cm	Mittlere Länge der Bronchen cm	Gesamt- inhalt der Bronchen ccm
Rechte Lunge .	467	466	402	0,86	32
Oberlappen. . .	163	162	128,9	0,80	7,2
Mittellappen . .	104	103	89,4	0,87	4,4
Unterlappen . .	200	199	177,8	0,89	10,4

Interessant ist, dass für die einzelnen Lungenlappen wie für die ganze Lunge die Anzahl der Bronchen um eins kleiner ist als die zugehörige Lappchenzahl. Es ist dies eine allgemeine Beziehung, welche für jedes regelmässig oder unregelmässig (monopodisch) dichotomisch verzweigte System gilt: die Zahl der zuführenden Äste ist gleich der Zahl der Endäste weniger eins.

Die Gesamtlänge aller Bronchen (402 cm) ist klein, wenn man bedenkt, dass die Lappchen der Collapslunge bis zu 20 cm von der Bifurkation entfernt sind, während die vorhandene Längenentwicklung des zuführenden Röhrennetzes pro Lobulus nur 0,86 cm beträgt. Die mittlere Bronchiallänge zeigt vom Oberlappen gegen den Unterlappen hin, entsprechend der steigenden Entfernung von der Bifurkation, eine leichte Zunahme.

Zur Ergänzung füge ich eine kleine Übersichtstafel über die Bronchiolen der 467 Lobuli dieser rechten Lunge bei. Durch Vereinigung mit den Werten des Bronchialsystems erhalten wir die Summenwerte für die ganze Lunge.

<i>d</i> mm	Zahl der Bronchen	Gesamtlänge der Bronchen m	Mittlere Länge der Bronchen mm	Gesamtinhalt der Bronchen ccm
1	467	1,87	4	1,5
0,82	934	3,03	3,27	1,6
0,67	1 868	4,99	2,67	1,8
0,55	3 736	8,18	2,19	1,9
0,45	7 472	13,38	1,79	2,1
0,37	14 944	21,98	1,47	2,3
0,3	29 888	35,9	1,2	} 320
0,24	59 776	58,6	0,98	
0,2	119 552	95,6	0,8	
Alveolengänge	358 656	466,2	1,3	

Gesamtzahl aller Bronchen und Bronchiolen 239 103,
 Gesamtzahl aller Brochen, Bronchiolen und Alveolengänge. 597 759,
 Gesamtlänge aller Bronchen, Bronchiolen und Alveolengänge. 713,75 m,
 Gesamtinhalt des ausführenden Systems 43,2 ccm.

Interessant ist die grosse Anzahl (ca. 600 000) und Länge (ca. 0,7 km) aller Röhrenelemente (Bronchen, Bronchiolen, Alveolengänge) dieser Lunge. Wichtig ist der Gesamtinhalt des ausführenden Systems: 43,2 ccm (Bifurkation bis Bronchioli intralobulares fünfter Ordnung), wovon auf die interlobulären Bronchen 32 ccm, auf die intralobulären Bronchiolen 11,2 ccm fällt.

Das Volumenverhältnis der rechten zur linken Lunge betrug nach Messung 675 ccm : 450 ccm = 1 : 0,67 ($\frac{2}{3}$). Das Verhältnis ist hier etwas kleiner als gewöhnlich.

Nach den Messungen von Braune und Stahel¹⁾ ist die linke Lunge im Mittel 74,9% ($\frac{3}{4}$) der rechten. Da wir unsere Untersuchung absichtlich an einem speziellen Fall unter Berücksichtigung aller individuellen Momente durchführen, werden wir das gemessene Verhältnis 1 : $\frac{2}{3}$ der Berechnung zugrunde legen.

Die linke Lunge ist nicht einem verringerten Dehnungszustand der rechten, sondern einem Teil derselben gleichzusetzen. Die für die rechte Lunge bestimmten Anzahlen, Längen und Inhaltswerte reduzieren sich daher alle im gleichen Verhältnis 1 : $\frac{2}{3}$. Wir haben für die linke Lunge ca. 311 Läppchen und entsprechend 310 interlobuläre Bronchen anzunehmen.

Von den Summenwerten beider Lungen zusammen ist bemerkenswert: die Läppchenzahl ca. 778, die Zahl aller Bronchen, Bronchiolen und Alveolengänge ca. 1 000 000, die gewaltige Länge aller luftführenden Gänge ca. 1,2 km, der Gesamtinhalt aller lufthaltigen Hohlräume ca. 0,6 Liter und vor allem der Inhalt des ausführenden Systems 72 ccm. Von dem letzteren Wert fallen auf die interlobulären Bronchen 53,3 ccm, auf die intralobulären Bronchiolen 18,7 ccm.

β) Berechnung des Widerstandes.

Auf das Bronchialsystem dieser rechten Lunge wurde das oben (S. 245—246) entwickelte Berechnungsverfahren angewandt und als Ergebnis aller Summationen von den 467 Lobularsystemen bis zur Bifurkation hin der Ausdruck $F_{ae}^2 = 79,15$ oder $w = 0,01263$ gefunden.

1) Braune und Stahel, Über das Verhältnis der Lungen, als zu ventilierender Luftraume, zu den Bronchen als luftzuleitenden Rohren. Arch. f. Anat. u. Entwicklungsgesch. 1886 S. 5—44.

Wie wir sehen werden (S. 263), verteilt sich die Liefermenge des rechten Stammbronchus auf die einzelnen Lappen proportional der Lappenzahl. Wir können entsprechend annehmen, dass auch das Strömungsvolumen der Trachea sich auf die beiden Lungen im Verhältnis der Lappenzahlen oder der Lungenvolumina verteilt. F_{ae}^2 der linken Lunge beträgt demnach (S. 244) zwei Drittel von F_{ae}^2 der rechten Lunge. Die Summe beider Grössen ist F_{ae}^2 beider Lungen (S. 246). Wir erhalten folgende Übersicht:

	F_{ae}^2	w
Rechte Lunge	79,15	0,012 63
Linke Lunge	52,767	0,018 96
Beide Lungen	131,917	0,007 581

Die Grösse $w = 0,007581$ charakterisiert den gesamten Rohrströmungswiderstand von der Bifurcatio tracheae bis zu den Alveolen beider Lungen hin für den Collapszustand. Die Reproduktion der Berechnungstafeln würde zu grossen Raum beanspruchen und wäre an sich auch wenig interessant. Hingegen möchte ich kurz auf die Hilfsmittel eingehen, welche diese langwierige Berechnung etwas erleichterten.

Für die Umwandlung der Bronchen in äquivalente Rohre (S. 245) mit $l = 1$ cm, legte ich von vornherein eine Tafel an, deren Grundwerte für die verschiedenen Durchmesser und $l = 1$ cm, mit fünfstelligen Logarithmen, die übrigen Werte für $l = 0,3-2,5$ cm mit dem Rechenschieber (System Rietz, 25 cm Teilungslänge) bestimmt wurden.

Das rechnerisch umständliche Summationsgesetz für aufeinanderfolgende Rohre (S. 246) kann durch ein genaues graphisches Verfahren ersetzt werden. Wenn wir die dort verwendeten Bezeichnungen beibehalten, so ist bei den Verhältnissen des Bronchialsystems F_3^2 stets bedeutend (3—300 mal) grosser als F_{ae}^2 . Wir setzen

$$F_3^2 = a \cdot F_{ae}^2.$$

Die Summationsformel lautet dann nach Umformung:

$$F_{ae}'^2 = F_{ae}^2 \cdot \frac{a}{a + 1} = b \cdot F_{ae}^2.$$

Es wurde nun in grossem Maassstab auf Millimeterpapier die Kurve konstruiert, welche für die Abszissenwerte a die Ordinatenwerte b darstellt. Man dividirt mit Hilfe des Rechenschiebers F_3^2 durch F_{ae}^2 , liest zu dem erhaltenen a aus der Kurve das zugehörige b ab und erhält, wieder mit Rechenschieber, durch Multiplikation von F_{ae}^2 mit dieser Grösse $F_{ae}'^2$.

Die Berechnung wurde in der Art des nachstehenden Schemas durchgeführt, welches den Berechnungsgang für ein kleines peripheres

Ästchen des Unterlappens zeigt. Die endständigen Bronchen von $d = 1,5$ mm mit zwei Lobuli wiederholen sich so oft, dass ich von vornherein eine Tabelle berechnete, welche für Bronchiallängen von 3—25 mm $F_{ae}'^2$ des Bronchus samt beider Lobularsysteme enthält.

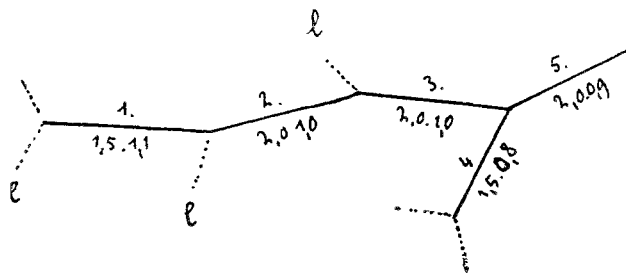


Fig. 6.

Bronchus	$d \cdot l$ mm cm	$F_3'^2 = \frac{F^2}{l}$	$F_{ae}'^2 = b \cdot F_{ae}^2$	Verzw. Punkt	$F_{ae}^2 = F_1'^2 + F_2'^2$	a
1 + 2 l	1,5 · 1,1	—	0,4085	—	—	—
2	2,0 · 1,0	9,87	$0,939 \cdot 0,6475 = 0,608$	1 · l 2	$0,4085 + 0,239 = 0,6475$	15,25
3	2,0 · 1,0	9,87	$0,921 \cdot 0,847 = 0,78$	2 · l 3	$0,608 + 0,239 = 0,847$	11,65
4 + 2 l	1,5 · 0,8	—	0,4255	—	—	—
5	2,0 · 0,9	10,98	$0,901 \cdot 1,2055 = 1,086$	3 · 4 5	$0,78 + 0,4255 = 1,2055$	9,1

c) Obere Luftwege.

Der Seitendruck der strömenden Luft in den oberen Atemwegen ist von mehreren Autoren [Donders¹⁾, Ewald²⁾, Aron¹⁾] beim Menschen gemessen worden. Der Anteil des Rohrströmungswiderstandes und der Extrawiderstände am Gesamtdruck kann aus den vorliegenden Messungen nicht ermittelt werden. Ich zog daher vor, auch hier den Weg der Berechnung einzuschlagen und nachträglich das Ergebnis an den vorliegenden Messungen zu prüfen.

Die oberen Luftwege sind mit Ausnahme der Trachea sehr unregelmässig begrenzte Kanäle, besonders die Nasengänge. Die Berechnung kann daher nicht die gleiche Sicherheit bieten wie bei den zylindrischen Bronchen; immerhin glaube ich, dass die Fehlergrenze ca. 5—10 % nicht übersteigt. Es lag uns auch hauptsächlich daran, die Berechnung für das Bronchialsystem mit aller Genauigkeit durchzuführen, um das Verhalten der verschiedenen Parenchympartien bei der Atmung feststellen zu können.

1) Tigerstedt, Lehrb. d. Physiol. Bd. 1 S. 422. 1909.

2) Heymann, Handb. d. Laryngologie u. Rhinologie Bd. 1 S. 167. 1898.

Unregelmässig begrenzte Kanäle sind nicht direkt kreisförmigen Röhren von gleichem Querschnitt gleichzusetzen. Maassgebend für die Strömungsverhältnisse ist der sogenannte hydraulische Radius, das Verhältnis von Querschnitt und Umfang: $\frac{F}{U}$ ¹⁾. Wir erhalten den Durchmesser des gleichwertigen Rohres mit kreisförmigem Querschnitt nach der Formel:

$$d' = 4 \cdot \frac{F}{U}$$

In folgender kleiner Tabelle sind die metrischen Verhältnisse und die berechneten Widerstandsgrössen für die einzelnen Abschnitte der oberen Luftwege zusammengestellt.

	Länge cm	Fläche qmm	Umfang mm	Inhalt ccm	w
Nasenöffnung . .	—	2 · 100	—	—	—
Nasengänge . .	6	2 · 125	2 · 100	15	0,007 781
Pharynx	8 + 2	300	100	30	0,000 782
Glottis	0,5	100	50	—	0,000 198
Trachea	12 + 2	339,3	—	40,7 + 4,3	0,000 122

Die Angaben über Grösse der Nasenöffnung, Länge der Nasengänge, des Pharynx und Trachea sind aus Vierordt²⁾ entnommen. Die Grösse der Glottisöffnung ist von Geigel³⁾ zu 1 qcm angegeben. Als Länge der Glottisenge nahm ich die Distanz zwischen wahren und falschen Stimmbändern ca. 5 mm, als Umfang die doppelte Länge der Stimmbänder³⁾. Flachengrösse und Umfang der Nasengänge wurden an einer nahezu lebensgrossen Abbildung eines Frontalschnittes durch den Kopf gemessen⁴⁾. (Der Schnitt liegt in der Stirnhöhlengegend, die Fortsätze der Nasenhöhlen gegen die Stirnhöhlen hin wurden nicht berücksichtigt.)

Der Trachealquerschnitt berechnet sich aus dem frontalen und sagittalen Durchmesser, 24 : 18 mm, nach der Ellipsenformel. Die berechnete Querschnittsgrösse, 339,3 qmm, ist gegenüber den Angaben von Aeby, 165—316 qmm, und von Braune und Stabel, 189 bis 315,6 qmm, etwas zu gross. Der breitgezogene U-förmige Querschnitt der Trachea dürfte zwar eher etwas grösser sein als die eingeschriebene Ellipse mit gleichen Durchmessern. Dass die aus Vierordt entnommenen Werte Innendurchmesser und nicht Aussenmaasse der Trachea sind, zeigen auch die Angaben in Gegenbauers Lehrbuch der Anatomie: Sagittaldurchmesser des Tracheallumens 16—20 mm, Frontal-

1) Blaess, Die Strömung in Röhren S. 77 und Biel (l. c. S. 7) S. 27.

2) Vierordt, Anatom. Daten 1906 S. 126, 127, 169.

3) Geigel, Untersuchungen über die Mechanik der Expektoration. Virchow's Arch. Bd. 161.

4) Spalteholz, Handatlas d. Anat. Bd 3 Fig. 517.

durchmesser 20—27 mm. Wenn der Trachealquerschnitt etwas zu gross angenommen ist, so ist die dadurch bedingte Veränderung der Rohrwiderstand und Extrawiderstandssumme eine sehr geringe; ich unterliess daher eine Korrektur.

Für den Querschnitt der Pharynx fand ich keine Literaturangaben. Er liegt etwa zwischen der Grosse des Trachealquerschnittes und dem der beiden Nasengänge, also ca. 3 qcm, und besitzt die Form eines in ventrodorsaler Richtung abgeplatteten Spaltraumes. Die Breite beträgt im Nasopharynx¹⁾ 44 mm, der Umfang kann entsprechend zu ca. 10 cm angenommen werden.

Für den Nasopharynx ist die Kapazität zu 14 ccm angegeben¹⁾. Für die Nasenhöhlen berechnet sie sich zu ca. 15 ccm. Die Kapazitätsangabe für die Nasenhöhle, 26—41 ccm (Braune)¹⁾, bezieht sich wohl auf Nase mit Nasopharynx (14 + 15 = 29 ccm). Den Aditus laryngis rechnete ich als Zuschlag zur Pharynxlänge: 8 + 2 = 10 cm, den hypoglottischen Raum zur Trachea: 12 + 2 = 14 cm. Bei der Volumenberechnung wurde die konische Verjüngung des letzteren berücksichtigt.

Als Kapazität der oberen Luftwege von Nase bis Bifurkation erhalten wir ca. 90 ccm. Diese Grösse, vereinigt mit dem Inhalt der interlobulären Bronchen, 53,3 ccm (S. 256), gibt 143,3 ccm, ein Wert, der vorzüglich mit den Angaben von Zuntz und A. Loewy²⁾ über die Grösse des schädlichen Raumes bei Leichenlungen übereinstimmt: 140 und 144 ccm. Beide Autoren benutzten die Ausgussmethode, wobei die intralobulären Bronchiolen nicht in Betracht fallen. Der Gesamtinhalt des ausführenden Systems ist 90 + 72 = 162 ccm.

Den Einfluss der Nasenöffnungen werden wir bei den Extrawiderständen in Rechnung ziehen. Die Einzelwiderstände der beiden Nasengänge sind nach der Summenformel für zusammenmündende Röhre zu vereinigen.

Den Gesamtwiderstand der oberen Luftwege und der ganzen Atemwege erhalten wir nach der Summenformel des Rohrstranges (S. 242). Die Ergebnisse sind in folgender kleinen Tabelle enthalten.

	w_1	Prozent des Gesamtwiderst.	$k_1 \cdot w_1$
Gesamte Luftwege	0,016 464	100 %	0,79
Obere Luftwege	0,008 883	54 %	0,426
Nase	—	47,3 %	—
Pharynx	—	4,76 %	—
Glottis	—	1,2 %	—
Trachea	—	0,74 %	—
Bronchiolobuläres System . . .	0,007 581	46 %	0,364

1) Vierordt, Anatom. Daten 1906 S. 111, 112, 169.

2) A. Loewy, Pflüger's Arch. Bd. 58 S. 417. 1894.

Überraschend und interessant ist, dass der Rohrströmungswiderstand der Nase und des bronchiollobulären Systems nahezu gleich gross ist.

Bei der ruhigen Atmung beträgt die Volumengeschwindigkeit ca. $\frac{1}{3}$ Liter in der Sekunde. Den Ausdruck $k_2 \cdot w_2$ werden wir für die oberen Luftwege zu ca. 0,71 finden (S. 272). Wir erhalten als Seitendruck in der Trachea:

$$p = k_1 \cdot w_1 \cdot V + k_2 \cdot w_2 \cdot V^2 = 0,426 \cdot \frac{1}{3} + \\ + 0,71 \cdot \frac{1}{9} = 0,22 \text{ cm H}_2\text{O} = 0,16 \text{ mm Hg.}$$

Dieser Wert stimmt gut überein mit den Bestimmungen von Ewald¹⁾: 0,1—0,13 mm Hg. Die Messungen von Donders: 0,5 bis 0,7 mm Hg, wurden durch Einsetzen eines Manometers in das eine Nasenloch ausgeführt; Stromung findet also nur in einem Nasengang statt und mit doppelter Geschwindigkeit. Der Rohrströmungswiderstand einer Nasenhälfte ist doppelt so gross wie der beider Nasengänge; ferner treten beim Übergang vom Pharynx in den einen offenen Nasengang und beim Austritt durch die eine Nasenöffnung in erhöhtem Maasse Extrawiderstände auf, so dass bei dieser Versuchsanordnung drei- bis vierfach zu hohe Werte gemessen werden. Wenn man diese Verhältnisse berücksichtigt, spricht auch dieser Versuch für die Richtigkeit unseres Ergebnisses. Die Messungen von Aron an Tracheotomierten: 0,7—1,9 mm Hg sind schwer zu beurteilen, da durch den operativen Eingriff die Lumenverhältnisse der Trachea, soweit nicht schon vorher Stenosierungen vorlagen, die zur Tracheotomie führten, verändert werden.

Bei der relativ geringen Volumengeschwindigkeit der gewöhnlichen Atmung verursacht der Rohrströmungswiderstand der Nasengänge den Hauptanteil des Druckgefälles in den oberen Luftwegen. Die schon bei Normalen bedeutenden Unterschiede der Morphologie des Naseninnern bedingen natürlich auch Verschiedenheiten des Widerstandes und damit des Druckgefälles.

Der Gesamtrohrswiderstand der Luftwege entspricht einem Rohr vom Querschnitt der Trachea und ca. 19 m Länge.

2. Zusammenhang zwischen Verteilung der Liefermengen und der Druckgefälle im bronchiollobulären System.

Die Atemwege sind kein Rohrsystem, wo an zentraler Stelle, am Hauptrohr, ein druckdifferenzerzeugender Apparat steht und die

1) l. c. S. 34.

peripheren Enden in einem Raum von gleichmässigem Druck liegen, wie es bei technischen Lüftungsanlagen fast stets der Fall ist. Die Erzeugung der Druckdifferenz findet peripher statt durch die Volumenänderung aller einzelner Alveolen und Alveolengänge. Wenn die Dehnung verschiedener Parenchympartien verschieden erfolgt, so können die verschiedensten Lüftungsverhältnisse entstehen.

Wir werden die Untersuchung an zwei Grenzfällen durchführen, zwischen denen die tatsächlichen Lüftungsverhältnisse zu suchen sind. Im einen Hauptfall sei ein gleich grosses Druckgefälle von der Bifurkation zu allen Alveolen hin: p_{ab} konstant, im zweiten Hauptfall erhalte jedes Lappchen die gleiche Liefermenge: V_{lob} konstant.

Für den ersten Fall erhalten wir die Verteilung der Liefermenge nach dem S. 246 angegebenen Verfahren, für den zweiten durch Ermittlung der Lappchenzahl, die durch jeden Bronchus versorgt wird.

Im ersten Fall sind an jeder Verzweigungsstelle für die Verteilung der Liefermengen nur die beiderseits vorhandenen Widerstandsgrössen maassgebend (S. 244). In allen anderen Fällen, speziell im zweiten Fall, sind auch die beiderseitigen Druckgefälle von Einfluss. Es gilt dann das Verteilungsgesetz (S. 245):

$$V_1 : V_2 = \frac{p_1}{w_1} : \frac{p_2}{w_2}.$$

Weil w_1, w_2 gegebene Systemkonstanten sind, ist für jeden Zweig auch der Quotient aus Liefermenge und Druckgefälle eine für jedes beliebige Verteilungsverhältnis gültige Systemkonstante, weil $p = k \cdot w \cdot V$, ist:

$$\frac{V}{p} = \frac{1}{k \cdot w} = \text{konstant.}$$

Diesen wichtigen Quotienten, welcher bei der unendlichen Mannigfaltigkeit möglicher Verteilungsverhältnisse überall den bleibenden, bestimmenden Einfluss der gegebenen metrischen Verhältnisse des Rohrsystems, in welchem sich der Strömungsvorgang vollzieht, als Invariante ausdrückt, wollen wir als Strömungsvolumen-Druckgefälle-Quotienten oder Vp -Quotienten bezeichnen.

Da das Bronchialsystem unregelmässig dichotomisch sich verzweigt, ist die Länge und der Widerstand des Bronchialweges, der zu den einzelnen Lappchen hinführt, ein sehr verschiedener, und es werden sich daher auch die Lüftungsverhältnisse für die einzelnen Lobuli, je nach ihrer Stellung im System, anders gestalten.

Wenn von der Trachea zu jedem Lobulus ein isolierter Rohrstrang hinführen würde, wäre für jeden einzelnen Lobulus der Vp -Quotient eine gegebene Grösse. Nun ist aber diese sukzessive Vereinigung aller Einzelrohrstränge bis schliesslich zu einem einzigen Hauptrohr vorhanden. Da, je zentraler ein Bronchus liegt, er die Liefermengen um so zahlreicherer Lämpchen führt, sind nun die Widerstandssummen $\Sigma (w_n \cdot b_n)$, welche für den Druckabfall zu den einzelnen Lobuli hin maassgebend sind, nicht nur von der Liefermenge der einzelnen Lämpchen, sondern, je weiter trachealwärts wir schreiten, um so mehr auch von denen anderer Lämpchen abhängig. Es wird unsere Aufgabe sein, zu untersuchen, wie weit trotz dieser Zustände die Lüftungsverhältnisse der verschiedenen Lämpchen doch einen konstanten Vp -Quotienten erkennen lassen, ob also der Quotient $\frac{b_n}{\Sigma (w_n b_n)}$ eine Konstante ist. Wenn für die beiden Hauptfälle der Verteilung der Liefermengen übereinstimmende Werte gefunden werden, können wir mit Sicherheit annehmen, dass jedes Lämpchen einen charakteristischen Vp -Quotienten besitzt.

Wir werden in beiden Fällen die lobulären Liefermengen wie auch das Druckgefälle von der Bifurkation zu den Alveolen der einzelnen Lämpchen hin durch die Verhältniszahlen zur mittleren lobulären Liefermenge, bezüglich zum mittleren bronchiolobulären Druckgefälle, ausdrücken. Den ersteren Wert werden wir als lobulären Lüftungskoeffizienten, den letzteren als Druckkoeffizienten bezeichnen. Im ersten Verteilungsfall ist der Druckkoeffizient, im zweiten der Lüftungskoeffizient für alle Lämpchen gleich 1. Der relative (auf den Mittelwert bezogene) Vp -Quotient ist im ersten Fall gleich dem Lüftungskoeffizienten, im zweiten Fall gleich dem reziproken Druckkoeffizienten.

a) Gleichmässiges bronchiolobuläres Druckgefälle.

(p_{alb} konstant.)

Wenn wir die Lüftungsgrösse bei gleichmässiger Verteilung der Liefermenge als Maassstab benützen, ergeben sich für die Lüftung der einzelnen Abschnitte der vermessenen rechten Lunge bei Annahme gleichen Alveolendruckes die auf S. 264 folgenden Verhältniszahlen (Einteilung der Oberlappenbronchen nach Birch-Hirschfeld).

Die Lüftung der Lungenlappen ist in beiden Fällen nahezu gleich; für die Unterabschnitte der Lappen sind Abweichungen bis + 10 % und — 8 % vorhanden. Vermehrte Lüftung findet sich im allgemeinen bei den der Bifurkation nähergelegenen Abschnitten der Lappen.

Parenchymbezirk (Bronchus)	Zahl der Lobuli	Lüftungs- koeffizient	Abweichung %
Oberlappen	163	1,008	+ 0,8
1. Bronchus ant.	56	1,09	+ 9
a) Ram. ventral	25	1,08	+ 8
b) Ram. lateral	31	1,10	+10
2. Bronchus apic.	49	0,94	- 6
a) Ram. ant.	17	0,91	- 9
b) Ram. post.	32	0,95	- 5
3. Bronchus post.	58	0,99	- 1
Mittellappen (Bronchus ventr. I) .	104	0,964	- 3,6
1. Bronchus intern.	65	0,99	- 1
2. Bronchus extern.	39	0,92	- 8
Unterlappen	200	1,013	+ 1,3
1. Bronchus dors. I.	49	1,06	+ 6
2. Bronchus ventr. II	37	1,03	+ 3
3. Nebenbronchus ventr. II	37	1,04	+ 4
4. Bronchus dors. II	17	1,04	+ 4
5. Rest des Unterlappens	60	0,94	- 6

Grössere Differenzen zeigen sich, wenn die Berechnung bis zu den Läppchen hin durchgeführt wird. Ich wählte dazu zwei Lungenabschnitte, deren Lüftungskoeffizienten möglichst verschieden sind, so dass wir einen Einblick in die Schwankungsbreite von V_{lob} für die ganze Lunge erhalten (Ramus ant. Bronch. apic. und Ramus lat. Bronch. ant. lob. sup.). Für 48 Läppchen fanden sich folgende Lüftungskoeffizienten:

Lüftungskoeffizient	0,6—0,7	0,7—0,8	0,8—0,9	0,9—1,0	1,0—1,1	1,1—1,2	1,2—1,3
Zahl der Lobuli .	3	1	2	12	9	19	2

18 Läppchen stehen unter, 30 über dem Mittel. Entsprechend sind die Abweichungen nach unten grösser wie nach oben.

Diese Unterschiede von V_{lob} stehen im Zusammenhang mit der Verschiedenheit der Länge des zu den einzelnen Läppchen hinführenden Bronchialweges (Bifurkation—Lobulus).

Länge des Bronchialweges: Bifurkation—Lobulus und lobul. Lüftungskoeffizient. p_{alv} = konstant.

Länge cm	0,6—0,7	0,7—0,8	0,8—0,9	0,9—1,0	1,0—1,1	1,1—1,2	1,2—1,3
8—9	—	—	—	—	—	7	1
9—10	—	—	—	—	2	4	1
10—11	—	—	—	—	4	8	—
11—12	—	—	—	4	2	—	—
12—13	—	1	2	4	1	—	—
13—14	3	—	—	4	—	—	—

Der niedrigste Wert (0,635) fand sich für den periphersten Lobulus des Bronch. apic., der höchste (1,297) für den zentralsten Lobulus des Ramus lat. Bronch. ant. lob. sup. Bei gleichem Druckgefälle zu den Alveolen hin erhalten die zentralsten Lappchen doppelt so viel Luft wie die periphersten.

Annähernd der gleiche Unterschied findet sich auch für Mittel- und Unterlappen.

Lobulärer Lüftungskoeffizient der zentralsten und periphersten Lappchen.

	Zentralste Lappchen		Peripherste Lappchen
Oberlappen:		Oberlappen:	
Bronchus ant.	1,297	Bronchus apic.	0,635
Mittellappen:		Mittellappen:	
Bronchus ext.	1,228	Bronchus int.	0,713
Unterlappen:		Unterlappen:	
Bronchus ventr. II. . . .	1,272	Bronchus ventr. II . . .	0,741
Bronchus dors. I	1,124	Ventr. Endast	0,627

b) Gleiche lobuläre Liefermengen. (V_{lob} konstant.)

Es wurde für die gleichen 48 Lappchen die Grösse $\Sigma(w_n b_n)$ berechnet. Der Mittelwert dieser 48 Bestimmungen beträgt $w_1 = 0,00766$. Gegenüber dem Wert von w_1 im ersten Verteilungsfall (0,007581) besteht ein Unterschied von nur ca. 1%. Für die gesamten Luftwege berechnet sich $k_1 \cdot w_1$ zu 0,794 gegenüber 0,79 im ersten Fall, d. h. die Grösse des mittleren Alveolendruckes ist von der Art der Verteilung der Liefermenge unabhängig.

Die 48 Einzelbestimmungen gruppieren sich folgendermassen um den Mittelwert:

Druckkoeffizient	0,7—0,8	0,8—0,9	0,9—1,0	1,0—1,1	1,1—1,2	1,2—1,3
Zahl der Lobuli	1	18	11	11	2	1
Druckkoeffizient	1,3—1,4	1,4—1,5	1,5—1,6			
Zahl der Lobuli	0	1	3			

30 Lappchen stehen unter, 18 über dem Mittel; genau umgekehrt wie oben

Die Länge des Bronchialweges übt hier den entgegengesetzten Einfluss aus. Wir erhalten das reziproke Bild der Tafel des ersten Verteilungsfalles.

Länge des Bronchialweges: Bifurkation — Lobulus und $\Sigma(w_n \cdot b_n)$ des Bronchialweges + Lobulus. (Mittelwert 0,00766 gleich 1 gesetzt.)

V_{lob} konstant.

Länge cm	0,7—0,8	0,8—0,9	0,9—1,0	1,0—1,1	1,1—1,2	1,2—1,3	1,3—1,6
8—9	1	7	—	—	—	—	—
9—10	—	5	2	—	—	—	—
10—11	—	6	6	—	—	—	—
11—12	—	—	2	3	—	1	—
13—13	—	—	—	5	2	—	1
13—14	—	—	—	4	—	—	3

Dieses reziproke Verhalten der Druckverteilung im zweiten Fall zur Verteilung der lobulären Lüftungsmenge im ersten Fall gilt sehr genau auch für jedes einzelne Lappchen. Unter den berechneten 48 Lappchen beträgt die Abweichung des reziproken Druckkoeffizienten des zweiten Falles vom Luftungskoeffizient im ersten Fall:

für 40 Lappchen	1—2 %
„ 6 „	2—5 %
„ 1 „	5—10 %
„ 1 „	10—20 %.

Mit wenigen Ausnahmen besteht eine sehr gute Übereinstimmung, besonders für die extremen Werte:

	Druck- koeffizient 2. Fall	Reziproker Druck- koeffizient	Luftungs- koeffizient 1. Fall
Periph. Lob. Bronchus apic.	1,6	0,625	0,635
Zentr. Lob. Bronchus lat. lob. sup. . .	0,781	1,281	1,297

Wie im ersten Fall die zentralsten Lobuli die doppelt so grosse Liefermenge wie die periphersten erhalten, beträgt hier das Druckgefälle zu den periphersten Lobuli das Doppelte von dem zu den zentralsten.

Die Übereinstimmung zwischen Luftungskoeffizient des ersten Verteilungsfalles und reziprokem Druckkoeffizient des zweiten Falles beweist, dass die einzelnen Lobuli konstante Vp -Quotienten besitzen. Für die zentralsten Lobuli beträgt der relative Vp -Quotient ca. 1,3, für die periphersten ca. 0,65.

Diese Erscheinung hat folgenden Grund: Die grösseren Bronchen, in welchen die Verteilung der Gesamtliefermenge auf die einzelnen Parenchymbezirke erfolgt, haben einen sehr geringen Einfluss auf die

Art der Verteilung, obschon dieser Vorgang in ihnen abläuft. Es ist fast ausschliesslich der rückwirkende Widerstand der Lobularsysteme und der peripheren engeren Bronchen von 1,5—3 mm Durchmesser, welcher maassgebend ist. Wie folgende kleine Tafel zeigt, fällt stets mehr als 90 % von $\Sigma(w_n b_n)$ auf diese Abschnitte.

	Lobulus	Bronchus mit $d = 1,5-3$	Bronchus mit d über 3
Periph. Lob. Bronch. apic. . .	43,8 %	46,35 %	9,85 %
Zentr. Lob. Bronch. lat. Lob. sup.	90 %	3,2 %	6,8 %

Die Bronchen von 3 mm Durchmesser haben durchschnittlich nur acht Läppchen zu versorgen. So ist es begreiflich, dass jedes Läppchen, trotz der Verbindung seines Bronchialweges mit dem aller anderen Läppchen durch das Bronchialsystem, seine vollständige Autonomie behält, so dass sich die Stromungsverhältnisse gestalten, wie wenn jedes Läppchen seine eigene isolierte Zuleitung von der Trachea her besitzen würde.

Für die zentralen Lobuli ist die Zahl und Weglänge der engeren Bronchen sehr klein; sie münden fast direkt in weitkalibrige Bronchen. Zu den periphersten Läppchen führt dagegen eine längere Reihe von engkalibrigen Bronchen, deren Rohrwiderstandsumme $\Sigma(w_n b_n)$, wie vorstehende Tafel zeigt, dem Widerstand des Lobularsystems gleichkommt. Daher rührt der Unterschied des Vp -Quotienten der zentralen und peripheren Läppchen. Wir werden auf die Konsequenzen, welche sich aus diesen Verhältnissen für den Ablauf der Atmung in den verschiedenen Parenchympartien ergeben, erst später eingehen.

Wir können nach vorstehenden Ausführungen das bronchiolobuläre System für die Untersuchung der Strömungsverhältnisse in den Lungen durch ein System isolierter Rohrstränge ersetzen, welches die Trachea mit den Alveolen der einzelnen Läppchen verbindet. Um die Strömungsgleichung der einzelnen Rohrstränge zu erhalten, führen wir in die Gleichung des mittleren Druckgefälles im bronchiolobulären System $p = 0,364 \cdot V$ (S. 260), an Stelle der Gesamtliefermenge V in Litern die mittlere lobuläre Liefermenge V_{lob} in Kubikzentimetern ein. Es ist: V (in Litern) $= 0,778 \cdot V_{lob}$ (in Kubikzentimetern) (S. 256). Wir erhalten für die Läppchen, welche bei mittlerem Druckgefälle stets die mittlere lobuläre Liefermenge erhalten, deren relativer Vp -Quotient also gleich 1 ist, die Strömungsgleichung:

$$p = 0,364 \cdot 0,778 \cdot V_{lob} = 0,283 \cdot V_{lob} \text{ cm H}_2\text{O} \text{ (} V_{lob} \text{ in Kubikzentimetern).}$$

Dem relativen Vp -Quotienten 1 entspricht der absolute Wert $\frac{1}{0,283} = 3,532$. Den relativen Vp -Quotienten der zentralsten und

periphersten Lobuli 1,3 und 0,65 entsprechen die absoluten Werte 4,59 und 2,295. Wir erhalten die Strömungsgleichungen:

zentralste Lobuli : $p = 0,218 \cdot V_{lob}$ cm H₂O (V_{lob} in Kubikzentimetern),

peripherste " : $p = 0,436 \cdot V_{lob}$ cm H₂O (V_{lob} " ").

3. Die Strömungsgeschwindigkeiten und Extrawiderstände in den Atemwegen der Collapslunge.

Zur Berechnung der Extrawiderstände ist die Kenntnis der Relativzahlen der Strömungsgeschwindigkeit in den einzelnen Bronchen ($a_n \cdot b_n$) und Abschnitten der oberen Luftwege (a_n) zu derjenigen in der Trachea nötig (S. 242—243). Die Grössen a_n sind konstant, die Grössen b_n ändern je nach der Verteilung der Liefermengen für die einzelnen Bronchen.

Die erste der folgenden Tabellen enthält die Relativzahlen der Strömungsgeschwindigkeit in den oberen Luftwegen, die zweite die der Bronchen verschiedenen Durchmessers der vermessenen rechten Lunge für die beiden Hauptverteilungsfälle: p_{alv} konstant und V_{lob} konstant.

Strömungsgeschwindigkeit in den oberen Luftwegen.

Nasenöffnung	1,70
Nasengänge	1,36
Pharynx	1,13
Glottis	3,39
Trachea	1,00

Für die oberen Luftwege ist vor allem charakteristisch der hohe Anstieg der Strömungsgeschwindigkeit in der Glottisenge.

(Siehe die Zusammenstellung auf S. 269.)

Da die Verteilung der Liefermengen auf die grösseren Parenchymabschnitte in beiden Fällen wenig verschieden ist, sind auch die Strömungsgeschwindigkeiten in den grösseren Bronchen für beide Fälle nahezu gleich.

Von der Trachea zu den Läppchen hin fortschreitend, beobachtet man folgende typische Erscheinung, welche ebenfalls unabhängig von der Verteilung der Liefermenge ist: Nach einem ersten Sinken der Strömungsgeschwindigkeit durch die Erweiterung der Strombahn in den Stammbronchen zeigt sich in den folgenden Bronchen ein neuer Anstieg. Auf diese sekundäre Verengerung des Strömungsquerschnittes

**Strömungsgeschwindigkeit in den Bronchen verschiedenen Durchmessers.
Verhältniszahlen zur Geschwindigkeit in der Trachea.**

Durchmesser mm		Gleicher Druckabfall zu den Alveolen			Gleiche Luftung der Lappchen		
		Mittel- wert	kleinster Wert	grösster Wert	Mittel- wert	kleinster Wert	grösster Wert
Trachea	21	1,00	—	—	1,00	—	—
	17	0,90	—	—	0,90	—	—
	12	1,17	—	—	1,18	—	—
	9	1,26	1,13	1,39	1,25	1,12	1,38
	8	1,25	—	—	1,24	—	—
	7,5	1,49	—	—	1,49	—	—
	6	1,64	1,55	1,73	1,68	1,60	1,76
	5,5	1,13	0,62	1,53	1,12	0,57	1,60
	5	0,90	0,50	1,25	0,92	0,47	1,33
	4,5	0,88	0,51	1,15	0,92	0,52	1,21
	4	0,75	0,49	1,60	0,78	0,52	1,70
	3,5	0,64	0,48	0,89	0,69	0,54	0,91
	3	0,54	0,37	0,82	0,54	0,37	0,80
	2,5	0,50	0,38	0,77	0,54	0,36	0,98
	2	0,53	0,28	0,92	0,62	0,42	1,25
	1,5	0,51	0,31	0,92	0,59	0,49	1,23
Lobularbr.	1	0,56	0,35	0,72	0,56	—	—
Intralob. Bronch. 5. Ordn.	0,37	} 0,129	0,08	0,166	0,129	—	—
Bronch. resp. 3. Ordn.	0,2						
Alveolengänge	0,3	} 0,008	0,005	0,01	0,008	—	—

Für Durchmesser bis 5 mm wurde die Bestimmung für alle Bronchen, für $d = 4,5-1,5$ für je 6, 15, 10, 10, 15, 18 und 21 Bronchen aus allen drei Lappen vorgenommen.

haben schon Aeby¹⁾, ebenso Braune und Stahel²⁾ hingewiesen. Bei den folgenden Bronchen prägt sich diese Verengung noch mehr aus, so dass in einzelnen Bronchen von 6—4 mm Durchmesser die Strömungsgeschwindigkeit bis über das 1,7fache der Trachealgeschwindigkeit ansteigt. Nach einem Absinken bis ca. 0,5 in den Bronchen mit $d = 3,5-2,5$ erfolgt in den Bronchen mit $d = 2$ und 1,5 ein erneuter Anstieg, im ersten Verteilungsfall bis nahe, im zweiten bis über die Trachealgeschwindigkeit. Nach einem erneuten Sinken auf 0,3—0,5 in den periphersten Bronchen mit $d = 1,5$ folgt ein letzter kleiner Anstieg in den Lobularbronchen ($d = 1$). Daran schliesst sich das regelmässige Absinken der Strömungsgeschwindigkeit in den Lobularsystemen.

1) Aeby, Der Bronchialraum der Säugetiere und der Menschen S. 78.

2) Arch. f. Anat. u. Entwicklungsgesch. 1886 S. 21.

Dieses dreimalige Wiederansteigen der Strömungsgeschwindigkeit zeigt sich noch klarer bei der Betrachtung des Geschwindigkeitsverlaufes auf dem Bronchialweg zu einem einzelnen Lobulus hin.

Strömungsgeschwindigkeit auf dem Wege von der Trachea bis zum periphersten Lobulus des Bronchus apicalis.

Durchmesser mm	p_{alv} konst.	V_{lob} konst.
Trachea 21	1,00	1,00
17	0,90	0,90
9	1,13	1,12
8	1,25	1,24
5,5	1,53	1,60
4	1,60	1,70
4	1,07	1,18
4	0,54	0,59
2,5	0,67	0,80
2	0,89	1,11
1,5	0,92	1,23
1,5	0,67	0,99
1,5	0,48	0,74
1,5	0,31	0,49
1	0,35	0,56

Der erste und dritte Anstieg findet sich auf dem Weg zu jedem Lobulus, der zweite ist nur für die peripheren Lappchen ausgeprägt, für die zentralen fehlt er meist. Folgende Fig. 7 zeigt graphisch den Verlauf der Geschwindigkeit von der Nasenöffnung bis zu den Alveolen eines periphersten Lappchens des Unterlappens.

Diese dreifache Wiederholung der Verengung der Strombahn scheint auf ein spezifisches Verzweigungsgesetz des Bronchialsystems hinzuweisen. Die Extrawiderstandsumme des Bronchialsystems ist durch diese Verhältnisse etwas höher, als sie bei regelmässigem Geschwindigkeitsabfall wäre. Sie ist aber trotzdem so gering, dass die Extrawiderstände, wie wir sehen werden, bei der gewöhnlichen Atmung einen verschwindenden Einfluss auf die Verteilung der Liefermengen ausüben. Dagegen scheint mir dieses wiederholte hohe Ansteigen der Strömungsgeschwindigkeit in der Reihe der Bronchen eine pathologisch-physiologische Bedeutung zu besitzen, indem wahrscheinlich diese verengerten Stellen beim Hustenstoss für den Abtransport von Sekretmassen aus den Luftwegen eine ähnliche Rolle spielen werden wie die Glottisenge.

Auf dieser Grundlage wurde die Berechnung der Extrawiderstände ausgeführt (S. 242—243). Für die oberen Luftwege erhalten wir $w_2 = 14,43$. Für das bronchiolobuläre System wurde die Bestimmung von w_2 an acht verschiedenen Bronchialwegen zu je vier zentralen

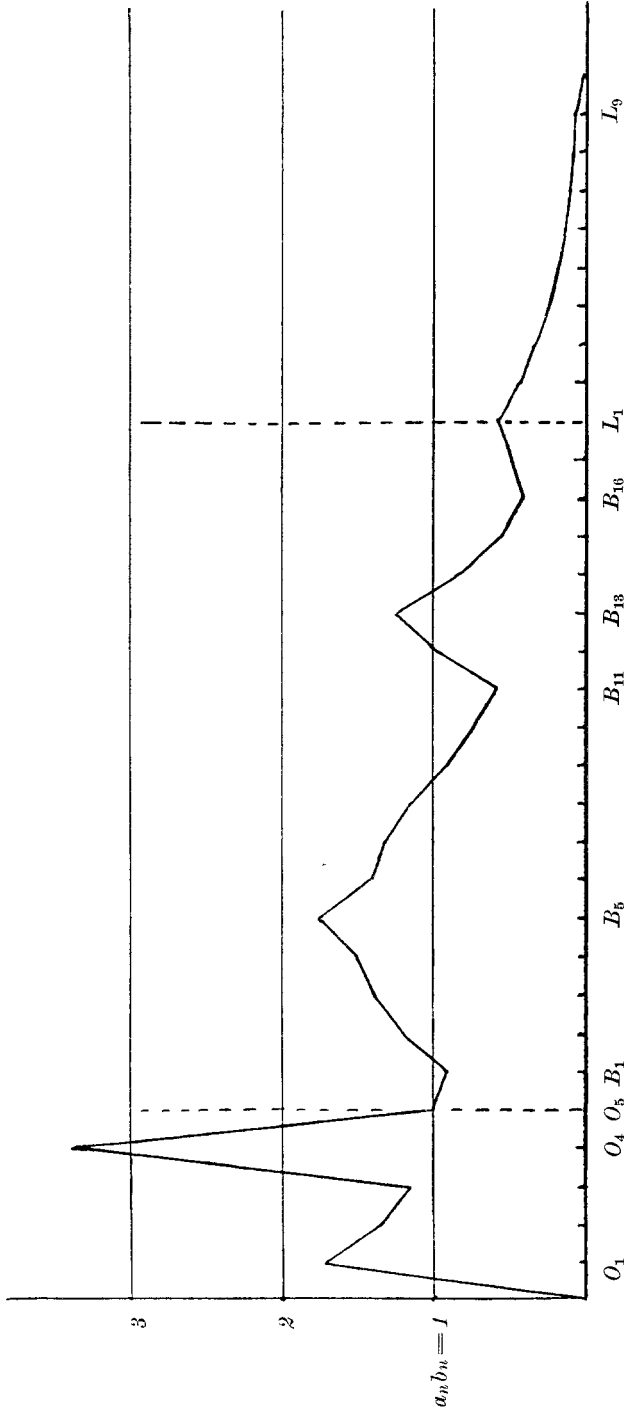


Fig. 7. O_1 bis O_5 : Obere Luftwege; B_1 bis B_{17} : Bronchialweg; L_1 bis L_9 : Lobularsystem.
 $a_n b_n = 1$ = Strömungsgeschwindigkeit in Trachea.

und peripheren Lappchen (dieselben wie S. 265) ausgeführt. Als Mittelwert erhalten wir für die beiden Hauptverteilungsfälle (p_{ab} konstant und V_{lob} konstant) $w_2 = 1,68$ bzw. 1,86. Für die gesamten Luftwege sind die entsprechenden Summenwerte 16,11 und 16,29. Der Unterschied beträgt nur ca. 1%. Wir können für alle Verteilungsformen den Mittelwert $w_2 = 16,2$ und das zugehörige $k_2 \cdot w_2 = 0,801$ als gültig annehmen. In folgender kleinen Tabelle sind die Ergebnisse zusammengestellt.

	p_{ab} konst.	V_{lob} konst.
Gesamte Luftwege w_2	16,11	16,29
$k_2 \cdot w_2$	0,7965	0,8055
Obere Luftwege w_2	14,43	14,43
$k_2 \cdot w_2$	0,7135	0,7135
Bronchiolobuläres System w_2	1,68	1,86
$k_2 \cdot w_2$	0,083	0,092

Die Verteilung der Extrawiderstände auf die einzelnen Abschnitte der Luftwege zeigt folgende Tafel. Zum Vergleich sind die Verteilungszahlen der Rohrwiderstände daneben gesetzt.

	Rohrwiderstand %	Extrawiderstand %
Obere Luftwege	54	89,1
Nase + Pharynx	52,06	22,2
Glottis	1,2	66,9
Trachea	0,74	—
Bronchiolobuläres System	46	10,9
Bronchialweg (Mittel)	13,4	10,15
Lappchen (Mittel)	32,6	0,75

Die Glottisenge allein verursacht zwei Drittel der Extrawiderstandsumme, das bronchiolobuläre System nur ca. 11%. Verschwindend klein ist hier der Anteil des Lobularsystems. Interessant ist vor allem die verschiedene Verteilung auf Bronchialsystem und Lobulus bei den Rohrwiderständen und Extrawiderständen, dort das Verhältnis 1:2,4, hier 1:0,135. Der Grund dieser Erscheinung ist, dass der Rohrwiderstand in hohem Grade vom Querschnitt abhängig ist ($w = \frac{l}{F_2}$), daher die hohen Werte bei den englumigen Lobularbronchen, während die Extrawiderstände nur von der Strömungsgeschwindigkeit abhängen. Im Bronchialsystem sind hohe Anstiege und bedeutende plötzliche Wechsel der Strömungsgeschwindigkeit vorhanden, während im Lobularsystem von einem relativ geringen Werte an ein langsames regelmäßiges Absinken erfolgt.

Der Hauptanteil: 90 % der Extrawiderstände der gesamten Luftwege wird durch Querschnittsänderung, 10 % durch Krümmer verursacht. Da der Anteil der Krümmerwiderstände so gering ist, kann der Einfluss von Änderungen der Bronchialverzweigungswinkel auf w_2 nur sehr klein sein.

Für das Gesamtdruckgefälle zwischen der Aussenluft und den Alveolen der Collapslunge erhalten wir den Ausdruck:

$$p_{ab} = k_1 \cdot w_1 \cdot V + k_2 \cdot w_2 \cdot V^2 = 0,79 \cdot V + 0,801 \cdot V^2.$$

Das fast vollständige Übereinstimmen von $k_1 \cdot w_1$ und $k_2 \cdot w_2$ ist ein zufälliges Ergebnis. Wenn das Strömungsvolumen in anderen Einheiten gemessen wird, tritt sofort ein Unterschied auf. Für die gewählten Einheiten: V in Sekunden/Litern, können wir, da w_1 und w_2 infolge der individuellen Variationen der metrischen Verhältnisse der Luftwege in einem entsprechenden Umfange schwanken werden, $k_1 \cdot w_1 = k_2 \cdot w_2 = 0,8$ setzen und erhalten so die Gleichung:

$$p_{ab} = 0,8(V + V^2) \text{ cm H}_2\text{O} \text{ (} V \text{ in Litern pro Sekunde).}$$

Für den Anteil der oberen Luftwege und des bronchiolobulären Systems am Gesamtdruckgefälle erhalten wir folgende Gleichungen:

Obere Luftwege: $p = 0,426 \cdot V + 0,7135 \cdot V^2.$

Bronchiolobuläres System: $p = 0,364 \cdot V + 0,0875 \cdot V^2.$

Die letztere Gleichung zeigt den geringen Einfluss der Extrawiderstände auf das bronchiolobuläre Druckgefälle. Erst bei $V = 4,16$ Liter, einer Volumengeschwindigkeit, welche nur beim Hustenstoss überschritten, bei der Atmung aber kaum je erreicht wird, bewirken sie einen gleichen Anteil am Druckgefälle wie die Rohr widerstände. Bei der Volumengeschwindigkeit der gewöhnlichen Atmung, ca. $\frac{1}{3}$ Liter pro Sekunde, beträgt der Anteil der Extrawiderstände kaum ein Zwölftel, die Verteilung der Liefermenge wird vollständig von den Rohrströmungswiderständen beherrscht. Unsere Ableitungen über den Zusammenhang von Liefermengen- und Druckverteilung im bronchiolobulären System (S. 261—268) werden daher durch die Extrawiderstände nicht modifiziert.

Es ergibt sich übrigens auch für die Extrawiderstände ein ähnlicher Unterschied zwischen periphersten und zentralsten Läppchen wie bei den Rohr widerständen.

	p_{ab} konst.	V_{lob} konst.
Zentralster Lobulus (vier Bestimmungen) w_2 . . .	1,35	1,3
Luftungskoeffizient	1,3	1,0
Peripherster Lobulus (vier Bestimmungen) w_2 . . .	2,01	2,42
Luftungskoeffizient	0,65	1,0

Der Hauptanteil der Extrawiderstände fällt auf die grösseren und mittleren Bronchen. Da in den grosseren Bronchen die Geschwindigkeit von der Verteilung der Liefermenge wenig abhängt (S. 268), ändert vor allem w_2 des Bronchialweges zu den zentralsten Lappchen wenig mit der Verteilung der Liefermengen. Etwas grösser ist die Veränderlichkeit bei den peripheren Lobuli; allerdings ist auch hier kein konstantes Verhältnis $V_{lob} : p$ vorhanden wie bei den Rohrstromungswiderständen.

Das Verhältnis von w_2 des Bronchialweges der periphersten Lappchen zu w_2 der zentralsten ist 2,42 : 1,3, wenn beide Lappchen gleich lüften; 2,01 : 1,35, wenn die zentralsten die doppelte Liefermenge erhalten. Wie aus dieser Änderungstendenz folgt, ist eine Gleichheit der beiden Werte erst zu erwarten, wenn die Liefermenge der zentralsten Lobuli zirka das Vierfache von derjenigen der periphersten beträgt.

Alle diese Verhältnisse der Extrawiderstände gewinnen erst bei hohen Volumengeschwindigkeiten einen Einfluss auf die Verteilung der Liefermenge und wirken dann wie die Rohrstromungswiderstände begünstigend für die zentralen Lappchen.

Bei den hohen Volumengeschwindigkeiten des Hustenstosses ist jedenfalls ein Gleichgewicht, wahrscheinlich sogar ein Übergewicht des Einflusses der Extrawiderstände vorhanden. Das Anfangsdruckgefälle ist beim Hustenstoss für die Alveolen aller Lobuli das gleiche. Wenn nur die Rohrstromungswiderstände maassgebend wären, würden im Anfang des Hustenstosses die Lobularbronchen der zentralsten Lappchen die doppelten Liefermengen mit doppelter Strömungsgeschwindigkeit fuhren wie die der periphersten (S. 265). Die Extrawiderstände allein würden das Verhältnis noch mehr zugunsten der zentralsten Lappchen verschieben, die dann zirka die vierfache Liefermenge der periphersten Lobuli bieten würden. Das tatsächliche Verhältnis dürfte etwa in der Mitte liegen. Es ist also für die zentralsten Lappchen im Anfang des Hustenstosses eine dreimal so grosse Entleerungsgeschwindigkeit anzunehmen wie für die periphersten. Soweit die Stosskraft der Luftströmung vorwärtstreibend auf die Sekretmassen in den Bronchiolen wirkt, ergeben sich, da diese proportional dem Quadrate der Geschwindigkeit wächst, für die zentralsten Lobuli neunmal günstigere Expektorationsbedingungen wie für die periphersten Lappchen.

4. Einfluss der Lungendehnung auf den Widerstand der Atemwege.

Der Strömungswiderstand in den oberen Luftwegen kann bei einem bestimmten Individuum, dessen Schleimhäute gesund sind, als konstant angenommen werden. Die leichten Deviationen der Trachea bei Stellungsänderungen des Kopfes und die bei einzelnen Menschen beobachteten kleinen respiratorischen Schwankungen der

Glottisweite¹⁾ können den Strömungswiderstand nur in geringem Maasse ändern.

Schwieriger ist der Einfluss der wechselnden Dehnung der Lunge auf den Widerstand des bronchiolobulären Systems zu beurteilen. Unsere Berechnung gilt zunächst nur für den durchaus unphysiologischen Collapszustand der Lungen. Bei mittlerer Dehnung steigt das Volumen auf das 5fache, bei maximaler auf das 8fache; die linearen Dimensionen dehnen sich dabei auf das 1,7- bzw. 2fache der Werte im Collapszustand. Dabei finden sicher auch Dimensionsänderungen der Bronchen statt, wodurch der Rohrströmungswiderstand des bronchiolobulären Systems, welcher zirka die Hälfte von w_1 der Luftwege beträgt, beeinflusst wird. Die Änderung des Extrawiderstandes w_2 des bronchiolobulären Systems, der sowieso nur ein Zehntel von w_2 der Luftwege ausmacht, kann aus den S. 257 angegebenen Gründen vernachlässigt werden.

Im theoretischen Teil (S. 257) sind für mehrere Fälle von Dimensionsänderungen eines Rohrsystems die Formeln für die Änderung des Rohrströmungswiderstandes angegeben. Wir erhalten für Fall 1—4 folgende graphische Darstellung: (Fig. 8). Über den Lungenvolumina in Litern sind die Widerstandsgrossen w_1 des bronchiolobulären Systems als Ordinaten aufgetragen. w_1 der Collapslunge ist als Bezugsgrösse gleich 1 gesetzt.

Bei maximaler Dehnung der Lungen: $a = 8$, erreicht w'_1 in den vier Fällen die Werte: 1. $2 w_1$; 2. $\frac{1}{8} w_1$; 3. w_1 ; 4. $8 w_1$. Die Kurve 1 stellt einen Grenzfall dar: Zunahme der Bronchiallängen bei gleichbleibenden Durchmessern: $\beta = 1$. Oberhalb von ihr liegen alle Fälle, wo bei Längenzunahme der Bronchen eine Abnahme der Durchmesser: $\beta < 1$, unterhalb alle Fälle, wo bei Längenzunahme auch eine Durchmesserergrößerung erfolgt: $\beta > 1$. Solange $\beta < a$ ist, verläuft die Kurve zwischen Kurve 1 und 2. In diesem Zwischenraum ist wieder Linie 3: $a = \beta^4$ ein Grenzfall, indem bei diesen Verhältnissen der Stromungswiderstand für alle Dehnungszustände der Lungen konstant ist.

Was die Längenänderung der Bronchen anbelangt, ist folgendes festzustellen. Vor allem für die engeren Bronchen, welche, den Lungenkörper nach allen Richtungen durchziehend, auf ihrem Wege zu den periphersten Läppchen überall bis dicht unter die Lungenoberfläche vordringen, können wir aus rein geometrischen Gründen behaupten, dass sie bei der Lungendehnung Längenänderungen er-

1) Nagel's Handb. d. Physiol. Bd. 1 S. 26. 1905.

fahren müssen, welche mit der durchschnittlichen linearen Dimensionsänderung der Lungen übereinstimmen. Die gleiche Überlegung gilt auch für die intralobulären Bronchiolen. Beim Übergang vom Collaps- zum maximalen Inspirationszustand ist für diese Bronchen

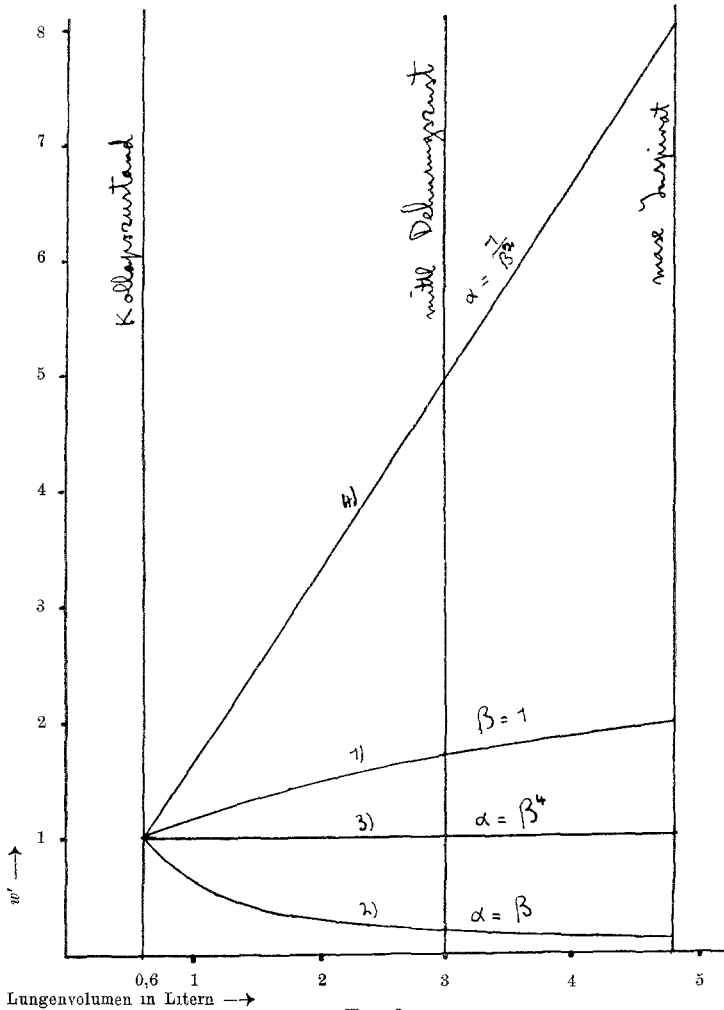


Fig. 8.

entsprechend eine Verdoppelung der Länge anzunehmen. Bei den grösseren Bronchen finden, wie die direkte bronchoskopische Beobachtung ¹⁾ zeigt, zweifellos keine so ausgiebigen Längenänderungen

1) Brunings, Die direkte Laryngoskopie, Bronchoskopie und Osophagoskopie S. 229. 1910. — Schrötter, Klinik der Broncheoskopie S. 122 u. f. 1906.

statt. Das spezielle Verhalten dieser Bronchen ist aber von geringer Bedeutung, indem auf diese Abschnitte kaum ein Zehntel von w_1 des bronchiolobulären Systems fällt (S. 267). Durch die Änderung der Bronchiallängen allein würde w_1 bei der Lungendehnung im Sinne der Kurve 1 zunehmen.

Schwieriger ist das Verhalten der Bronchiallumina zu beurteilen. Eine reine Längszerrung der Bronchen würde zu einer Lumenverengung führen. Bei längsgedehnten Gummischläuchen bleibt der Inhalt konstant¹⁾, der Widerstand nimmt sehr rasch zu: Kurve 4. Da aber die dehrende Kraft sich im Lungenkörper, wie wir sehen werden, nach allen Richtungen annähernd gleichmässig ausbreitet, erleiden die rings mit dem Parenchym verwachsenen Bronchen auch eine entsprechende radiäre Zerrung, so dass, wenn es sich um homogene elastische Rohre handeln würde, eine gleichmässige Längen- und Durchmesseränderung anzunehmen wäre: $\alpha = \beta$, Kurve 2. Nun besteht aber bis zu den feinsten Bronchiolen hin eine zirkuläre Muskulatur, welche einen bestimmten Tonus besitzt²⁾; ferner sind bis zu den Bronchen von 1 mm Durchmesser hin zirkulär gestellte Knorpel einlagerungen vorhanden. Aus beiden Gründen ist es wahrscheinlich, dass die Durchmesserdehnung hinter der Längendehnung zurückbleibt: $\beta < \alpha$. Dass tatsächlich eine leichte inspiratorische Lumenerweiterung erfolgt, ist bronchoskopisch beobachtet an Erwachsenen bei tiefen Atemzügen³⁾, an Kindern schon bei ruhiger Atmung⁴⁾. Die inspiratorische Dimensionsänderung der Bronchen ist eine Längenzunahme mit geringerer Zunahme der Durchmesser: $\alpha > \beta > 1$. Die Kurve für w'_1 liegt zwischen Kurve 1 und 2, wie wir sehen werden, wahrscheinlich sehr nahe von Linie 3.

Diese Überlegungen werden weiter gestützt durch die Untersuchungen Cloetta's über die Änderung des Widerstandes des Lungengefässsystems bei der Lungendehnung⁵⁾.

Das Bronchialsystem, besonders das System der feineren Bronchen, deren Verhalten für w_1 ausschlaggebend ist, besitzt in der Struktur der Wandung, im Aufbau und in der Art seiner Einlagerung ins Parenchym grosse Ähnlichkeit mit dem Arterien- und Venensystem

1) Cloetta, Pfluger's Arch. Bd. 152 S. 358

2) Hermann, Lehrb. d. Physiol. 1905 S. 550.

3) Schrötter, l. c. S. 126.

4) Brunings, l. c. S. 237.

5) Pfluger's Arch. Bd. 152 S. 360.

der Lungen. Zudem unterliegen alle drei Systeme den gleichen longitudinal und radiär dehnenden Kräften, so dass die Annahme einer gleichartigen Längen- und Durchmesseränderung bei der Lungendehnung und damit auch ein gleiches Verhalten der Widerstandsgrößen der drei Systeme sehr wahrscheinlich ist.

Bei der Dehnung einer Hundelunge auf zirka das Vierfache des Ausgangsvolumens¹ fand Cloetta eine Zunahme des Strömungswiderstandes im kleinen Kreislauf von nur 20 %. Nun ist für das Lungenkapillarsystem mit Sicherheit eine Widerstandsvermehrung bei der Lungendehnung anzunehmen. Die Lungenkapillaren sind Röhren, welche zwischen die membranartigen Alveolenwände eingebettet liegen und daher bei der Lungendehnung nur einen Zug von beiden Seiten her, nicht aber eine allseitige radiäre Zerrung wie die grosseren Gefässe und Bronchen erfahren. Versuche von Tendeloo an Gummischläuchen, die, in Kautschukplatten eingegossen, einem seitlichen Zug ausgesetzt wurden, zeigen, dass durch Dehnung unter diesen Umständen eine Widerstandsvermehrung entsteht²). Ein beträchtlicher Anteil der Widerstandsvermehrung von 20 % fällt sicher zu Lasten des Kapillarnetzes. Die Widerstandsänderung des Arterien- und Venensystems der Lunge muss also während der ganzen Dehnungszeit (im ersten Drittel findet nach Cloetta²) nur eine Geraderichtung der vorher geschlängelten Gefässe statt) sehr klein sein.

In Analogie zu dieser Unabhängigkeit des Strömungswiderstandes des Lungenarterien- und Venensystemes vom Dehnungszustand dürfen wir ein Gleiches auch für das bronchiolobuläre System annehmen, d. h. die Dimensionsänderung der Bronchen bei der Lungendehnung folgt dem Typus 3 (S. 247). Der Strömungswiderstand des bronchiolobulären Systems bleibt für alle Dehnungszustände der Lungen konstant. Die berechnete Formel der alveolären Druckdifferenz: $p = 0,8 (V + V^2)$ besitzt daher eine allgemeine Gültigkeit. In Fig. 9 ist die Formel graphisch dargestellt.

Beim gewöhnlichen Atemzug ist auf der Höhe der Inspiration eine Volumengeschwindigkeit von $V = 1/3$ bis $1/2$ Sekunden/Litern vorhanden. Der alveoläre Unterdruck beträgt 0,36 bis 0,6 cm Wassersäule = 0,26 bis 0,44 mm Hg. Wie schon die approximative Berechnung v. Recklinghausen's³) ergab und wie auch Ewald⁴) annimmt, ist die alveoläre Druckdifferenz bei ruhiger Atmung über-

1) Pflüger's Arch. Bd. 152 S. 360.

2) Cloetta, l. c. S. 362.

3) Pflüger's Arch. Bd. 62 S. 451—493.

4) In Heymann, Handb. d. Laryngol. u. Rhinol. Bd. 1 S. 167. 1898.

raschend klein. Bei maximaler Atmung beträgt der Luftwechsel zirka das Siebenfache des Ruhewertes¹⁾; es sind also Volumengeschwindigkeiten von $V = 2,1$ bis $3,5$ Sekunden/Litern vorhanden. Die alveoläre Druckdifferenz beträgt:

$$p = 5,2 \text{ bis } 12,6 \text{ cm H}_2\text{O} = 3,8 \text{ bis } 9,3 \text{ mm Hg.}$$

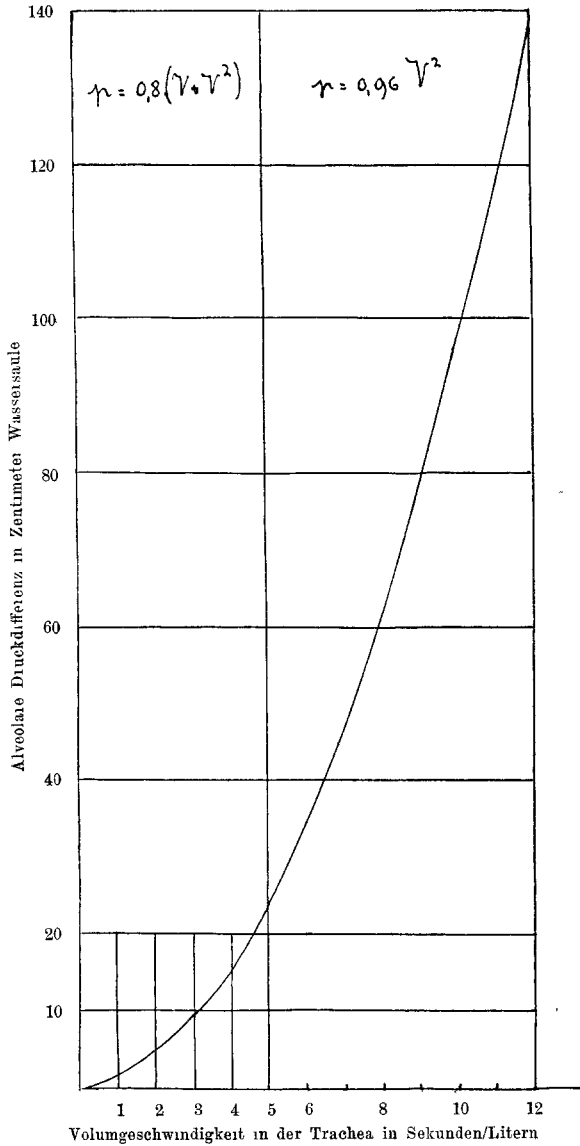


Fig. 9.

1) Nagel's Handb. d. Physiol. Bd. 1 S. 168. 1905.

Die Formel $p = 0,8(V + V^2)$ gilt bis zur Erreichung der kritischen Geschwindigkeit in den Luftwegen, also bis zu einem Sekundenvolumen von ca. 4—5 Litern, welches auch bei maximalster Atmung nicht erreicht wird. Für höhere Volumengeschwindigkeiten steigt für einen grossen Teil der Luftwege auch der Druckhöhenverlust durch Rohrstromung p_1 , proportional dem Quadrate der Geschwindigkeit an. Bei $V = 5$ Liter ist $p_1 = 4$ cm H₂O. Bei $V > 5$ Liter gilt approximativ die Formel:

$$p_1 = 4 \cdot \left(\frac{V}{5}\right)^2 = 0,16 \cdot V^2.$$

Der Gesamtdruckhöhenverlust $p = p_1 + p_2$ ist dann:

$$p = (0,16 + 0,8) V^2 = 0,96 V^2 \text{ cm H}_2\text{O} \quad (V \text{ in Litern}).$$

Fünf Sechstel des Druckhöhenverlustes wird bei diesen hohen Volumengeschwindigkeiten durch die Extrawiderstände bedingt.

Diese Formel, bei welcher wir die Konstante mit ausreichender Genauigkeit auf 1 aufrunden können, $p = V^2$, gilt für die hohen Volumengeschwindigkeiten beim Hustenstoss. Beim Hustenvorgang fällt allerdings der Rohrstromungswiderstand der Nasengänge weg, der Luftstrom entleert sich durch die Mundhöhle. Dagegen ist der Widerstand im bronchiolobulären System erhöht, indem durch die hohe Druckdifferenz zwischen Alveolen und Bronchen das Lumen der letzteren, wie die bronchoskopische Beobachtung zeigt¹⁾ und wie wir auch aus theoretischen Überlegungen annehmen müssen (S. 286), eingeengt wird. Da der Gesamtdruckhöhenverlust bei diesen hohen Volumengeschwindigkeiten nur zu einem geringen Teil durch den Rohrwiderstand verursacht wird, können diese besonderen Verhältnisse vernachlässigt werden.

Beim Hustenstoss sind nach den Messungen von Geigel²⁾ in der zu 1 qcm angenommenen Glottisenge Anfangsgeschwindigkeiten bis zu 120 m vorhanden, also Volumengeschwindigkeiten bis zu 12 Sekunden/Litern. Der Anfangsdruck berechnet sich nach unserer Formel zu: $p = V^2$ cm H₂O = 144 cm H₂O = 106 mm Hg. Ein Wert, der im Bereich der allerdings recht weit auseinanderliegenden Literaturangaben über den maximalen Expirationsdruck liegt³⁾: 87 mm Hg (Donders), 80 mm Hg (Eichhorst), 70—130 mm Hg (Waldenburg), 150—160 mm Hg (Geigel).

In folgender Tafel sind die absoluten Strömungsgeschwindigkeiten in Sekunden/Metern an einigen Stellen der Luftwege für gewöhnliche Atmung, maximale Atmung und für den Hustenstoss zusammengestellt. Durch die leichte inspiratorische Querschnittsdehnung der Bronchen, die aus den Beziehungen $\alpha = \beta^4$ und $F' = \beta^2 \cdot F$ für den mittleren und maximalen Dehnungszustand sich auf das 1,3- bzw. 1,4fache der Werte nahe dem Collapszustand

1) Brunings, l. c. S. 238.

2) Virchow's Arch. Bd. 161 S. 182

3) Vierordt, Anatom. Daten 1906 S. 263.

berechnet, reduzieren sich die Geschwindigkeiten in den engeren Bronchen auf zirka drei Viertel der in der Tafel angegebenen Werte.

	Relative Geschwindigkeit	Gewöhnliche Atmung m	Maximale Atmung m	Hustenstoss m
Glottis	3,39	3,0 — 5,0	21,0 — 35,0	50,0 — 120,0
Trachea	1	0,9 — 1,5	6,2 — 10,0	15,0 — 35
Rechter Stammbronch.	0,9	0,8 — 1,3	5,6 — 9,0	13,0 — 32
Bronch. v. $\bar{d} = 6$. .	1,64 — 1,76	1,4 — 2,6	10,0 — 18,0	24,0 — 62
$\bar{d} = 2$. .	0,28 — 1,25	0,25 — 1,8	1,7 — 13,0	4,0 — 44
Lobularbronch	0,35 — 0,72	0,3 — 1,1	2,2 — 7,0	5,0 — 25
Intral. Bronch. 5. Ord.	0,08 — 0,166	0,07 — 0,24	0,5 — 1,7	1,2 — 6
Bronch. resp. 3. Ord.	0,035 — 0,072	0,03 — 0,11	0,22 — 0,74	0,5 — 2,5

III. Ablauf der Atmung in den verschiedenen Lungenbezirken.

1. Dehnungsgesetz der Lungen.

Die Lunge ist ein lufthaltiger elastischer Körper, dessen lufthaltige Hohlräume mit der Aussenluft kommunizieren. Bei der Dehnung elastischer Körper treten Gegenkräfte auf, welche sich in jedem Zeitpunkt mit der momentan vorhandenen dehnenden Kraft (p) ins Gleichgewicht setzen. Bei lufthaltigen elastischen Körpern sind diese Gegenkräfte zweierlei Art, einerseits die elastischen Spannkraft der die Lufträume umschliessenden Wandungen (p_{el}), andererseits die Differenz der Gasspannung, welche zwischen der Luft im Innern des Körpers und der umgebenden Luft entsteht (p_{alb}). Da die Kräfte in jedem Zeitpunkt im Gleichgewicht stehen, gelten folgende beiden Gleichungen:

$$p = p_{el} + p_{alb} \quad \text{und:}$$

$$\frac{dp}{dt} = \frac{dp_{el}}{dt} + \frac{dp_{alb}}{dt}.$$

Da in jedem Zeitpunkt Gleichgewicht vorhanden ist, muss in jedem Zeitelement dt die Änderung der dehnenden Kraft gleich der Summe der Änderungen der elastischen Kraft und der pneumatischen Druckdifferenz sein.

Die allgemeine Ableitung der Formel $p = p_{el} + p_{alb}$ und zugleich der Beweis dafür, dass die pneumatischen Kräfte nicht nur an der Lungenoberfläche wirksam sind, ergibt sich aus folgender Überlegung:

Es seien $L_1, L_2 \dots L_n$ eine Reihe von aneinander anschliessenden Lappchen. L_1 sei im Innern der Lunge, L_n liege mit einem Teil seiner Oberfläche in der Lungenoberfläche. Der Gasdruck in diesen Lappchen sei $p_1, p_2 \dots p$, der äussere Luftdruck ist b . Die elastische

Retraktionskraft der einzelnen Lappchen sei pro Quadratcentimeter Lappchenoberfläche $p_{el_1}, p_{el_2} \dots p_{el_n}$.

An der Fläche, mit welcher L_1 und L_2 zusammenstossen, herrscht Gleichgewicht, wenn die nach aussen gerichteten Kraftresultanten der Lappchen sich aufheben, also wenn: $p_{el_1} - p_1 = p_{el_2} - p_2$ ist. In gleicher Weise erhalten wir für L_2 und L_3 , L_3 und $L_4 \dots L_{n-1}$ und L_n : $p_{el_2} - p_2 = p_{el_3} - p_3 = \dots = p_{el_n} - p_n$.

An der Aussenfläche von L_n wirkt der Luftdruck b , ferner die dehnende Kraft p , und zwar in entgegengesetztem Sinn. Es ist Gleichgewicht vorhanden, wenn $p_{el_n} - p_n = p - b$ ist. Wir erhalten die Reihe: $p_{el_1} - p_1 = p_{el_2} - p_2 = \dots = p_{el_n} - p_n = p - b$.

Zu allen Gliedern der Reihe b addiert, gibt:

$$p_{el_1} + (b - p_1) = p_{el_2} + (b - p_2) = \dots = p_{el_n} + (b - p_n) = p.$$

Die Klammerausdrücke sind die alveolären Druckdifferenzen:

$$p_{al_1} \dots p_{al_n}.$$

Es ist also:

$$p_{el_1} + p_{al_1} = p_{el_2} + p_{al_2} = \dots = p_{el_n} + p_{al_n} = p.$$

Für die Inspiration ist $b > p_1, p_2 \dots p_n$; p_{al} hat entsprechend in den Gleichungen positives Vorzeichen. Für die Expiration ist $b < p_1 \dots p_n$; p_{al} hat negatives Vorzeichen.

Da die mittlere alveolare Druckdifferenz, wie wir sahen, unabhängig von der Liefermengerverteilung in der Lunge ist, gilt, wie leicht einzusehen, das gleiche auch für die mittlere elastische Retraktionskraft.

Die elastische Retraktionskraft der Lungen ist abhängig vom Dehnungszustand.

Für den Collapszustand (Luftgehalt 0,6 Liter) ist sie Null, für den gewöhnlichen Expirationszustand (Luftgehalt 2,8 Liter) ist sie nach den Angaben von Donders und van der Brugh¹⁾ ca. 10 cm Wassersäule. Wie durch die Untersuchungen Cloetta's²⁾, gegenüber den früheren Befunden van der Brugh's¹⁾, überzeugend nachgewiesen wurde, ist die Lunge innerhalb der für die Atmung in Betracht fallenden Ausdehnung ein idealer elastischer Körper. Volumenänderung und Änderung der elastischen Kraft erfolgen proportional, so dass die Dehnungskurve der Lunge eine Gerade darstellt.

Wenn von einem beliebigen Dehnungszustand an, bei welchem die elastische Kraft p_{el_0} cm H₂O vorhanden ist, eine Volumänderung von Q -Litern erfolgt, beträgt die Änderung der elastischen Kraft $\Delta p_{el} = c_1 \cdot Q$ cm H₂O. Der am Schluss erreichte Wert ist:

$$p_{el} = p_{el_0} \pm \Delta p_{el} = p_{el_0} \pm c_1 \cdot Q \text{ cm H}_2\text{O}.$$

Das obere Vorzeichen gilt für Inspiration, das untere für Expiration. Den konstanten Faktor c_1 erhalten wir aus der Volumenänderung (2,8 — 0,6 = 2,2 Liter) und zugehörigen Änderung der

1) Pflüger's Arch. Bd. 82 S. 591—602. 1900.

2) Pflüger's Arch. Bd. 152 S. 339—364. 1913.

elastischen Kraft (10 cm H₂O) beim Übergang vom Collapszustand zum gewöhnlichen Expirationszustand, zu $c_1 = \frac{10}{2,2} = \text{ca. } 4,5$.

Die Volumänderung der Lunge erfolgt auf zweifache Weise.

a) Durch Änderungen des Alveolendruckes ändert sich nach dem Mariotte'schen Gesetze das Volumen der Lungenluft. Diese Volumenänderungen sind bei den Schwankungen des Alveolendruckes bei gewöhnlicher Atmung so minimal, dass wir sie vernachlässigen können.

b) Durch Zustromen bezugl. Abstromen von Luft. Wenn ausgehend vom Dehnungszustand p_{el_0} ein Atemzug stattfindet und während der Zeit t /Sekunden die Volumänderung der Lunge in Litern allgemein $Q = F(t)$ ist, so ist die Volumengeschwindigkeit des inspiratorischen bzw. expiratorischen Luftstromes in Litern allgemein:

$$V = f(t) = \frac{dQ}{dt} = F'(t).$$

Wenn wir den früher für den Alveolendruck abgeleiteten Ausdruck in die Gleichung $p = p_{el} + p_{alb}$ einsetzen, so erhalten wir für die dehnende Kraft p in einem beliebigen Zeitpunkt eines Atemzuges, welcher vom Dehnungszustand p_{el_0} ausgeht, die Formel:

$$p = p_{el} + p_{alb} = p_{el_0} \pm 4,5 Q \pm 0,8 (V + V^2) \text{ cm H}_2\text{O}.$$

Die oberen Vorzeichen gelten für Inspiration, die unteren für Expiration. p ist der während der Atmung, p_{el} der im ruhenden Zustand messbare negative Pleuradruk. Es ist entsprechend zwischen dynamischen und statischen Pleuradrücken zu unterscheiden. Bei einem bestimmten Dehnungszustand der Lungen können je nach der momentan vorhandenen Volumengeschwindigkeit in der Trachea die verschiedensten dynamischen Pleuradrücke vorliegen.

2. Dehnungsgesetz der Lämpchen; zentralste und peripherste Lämpchen.

Wir gehen zunächst von der Annahme aus, die elastischen Eigenschaften aller Lämpchen seien dieselben, und die dehnende Kraft breite sich gleichmässig durch die Lunge aus.

Wenn ein einzelnes Lämpchen vom Dehnungszustand p_{el_0} aus sein Volumen um q ccm ändert, ist zuletzt:

$$p_{el} = p_{el_0} \pm c_2 \cdot q \text{ cm H}_2\text{O}.$$

Einer Volumenänderung der Lungen von 1 Liter entspricht eine durchschnittliche lobuläre Volumenänderung von 1,285 ccm (S. 267).

Es ist $c_2 = \frac{c_1}{1,285} = 3,5$.

Der Anteil des Alveolendruckes, welcher dem Druckgefälle in den oberen Luftwegen bis zur Bifurkation entspricht, ist für alle

Läppchen in jedem Zeitpunkt gleich gross $= p_{Bef}$. Der Einfluss der Extrawiderstände auf das Druckgefälle im bronchiolobulären System ist bei der gewöhnlichen Atmung zu vernachlässigen (S. 273).

Von einem beliebig gegebenen Dehnungszustand p_{elo} erfolge in t Sekunden eine Volumänderung der Lungen, wobei für ein Läppchen, welches bei mittlerem bronchiolobulären Druckgefälle stets die mittlere Liefermenge erhält (relativer Vp -Quotient $= 1$), die Volumänderung q ccm, die am Ende erreichte Volumgeschwindigkeit v ccm sei. Das bronchiolobuläre Druckgefälle p_{Be} zu den Alveolen dieses Läppchens ist (S. 267): $p_{Be} = c_3 \cdot v$ cm $H_2O = 0,283 \cdot v$ cm H_2O .

Für ein beliebiges anderes Läppchen seien die entsprechenden Werte q' ccm, v' ccm und $p'_{Be} = c'_3 \cdot v'$.

(c'_3 der zentralsten Läppchen $= 0,218$, der periphersten $= 0,436$; [S. 268]).

Wir erhalten als Ausdruck für die dehnende Kraft im Zeitpunkt t die beiden Gleichungen:

$$\left. \begin{aligned} p &= p_{elo} \pm c_2 \cdot q \pm p_{Bef} \pm c_3 \cdot v = \\ &= p_{elo} \pm c_2 \cdot q' \pm p_{Bef} \pm c'_3 \cdot v' \end{aligned} \right\} \cdot \cdot \cdot \quad (1)$$

Die oberen Vorzeichen gelten für Inspiration, die unteren für Expiration.

Wir erhalten die für inspiratorische wie für expiratorische Atemzüge geltende Beziehung:

$$c_2 \cdot q + c_3 \cdot v = c_2 \cdot q' + c'_3 \cdot v' \quad \cdot \cdot \cdot \quad (2)$$

Zu Beginn eines Atemzuges ist die im Zeitelement dt erfolgende Volumzunahme dq und dq' noch unendlich klein, während $v = \frac{dq}{dt}$ und $v' = \frac{dq'}{dt}$ schon Grossen gewöhnlicher Ordnung sind, es ist also dann:

$$c_3 \cdot v = c'_3 \cdot v' = p_{Be} = p_{Be}' \quad \cdot \cdot \cdot \quad (3)$$

Im Beginn jedes Atemzuges ist das bronchiolobuläre Druckgefälle zu allen Alveolen hin gleich gross, es herrscht der erste Hauptverteilungsfall: p_{alv} konstant (S. 263). Die Volumgeschwindigkeit in den Lobularbronchen der zentralsten Läppchen ist zu Beginn jedes Atemzuges doppelt so gross wie in den Lobularbronchen der periphersten Läppchen (S. 265).

Durch Differenzieren der Gleichung 1 oder 2 erhalten wir die gleiche Beziehung:

$$c_2 \cdot v + c_3 \cdot \frac{dv}{dt} = c_2 \cdot v' + c'_3 \cdot \frac{dv'}{dt} \quad \cdot \cdot \cdot \quad (4)$$

Die Volumänderung q des mittleren Lobulus geht parallel der Volumänderung der Lungen. Die spirometrische Kurve der letzteren geht im allgemeinen in beiden Atmungsphasen nach einem kürzeren gebogenen Kurvenstück, wo die Volumgeschwindigkeit beschleunigt ist, in eine Linie von annähernd gleichmässiger Neigung über, wo entsprechend annähernd konstante Volumgeschwindigkeit vorhanden ist, um inspiratorisch mit einem kürzeren, expiratorisch etwas längeren, in umgekehrtem Sinne wie das Anfangsstück gebogenen Kurvenabschnitt, wo also verzögerte Volumgeschwindigkeit vorliegt, abzuschliessen.

Wir wollen daher die Verteilung der Liefermengen während des Verlaufes eines Atemzuges für zwei Fälle untersuchen, einerseits bei konstanter Geschwindigkeit der Volumänderung der Lungen und des mittleren Lobulus, andererseits bei gleichmässig veränderter Geschwindigkeit der Volumänderung.

a) Konstante Volumgeschwindigkeit: $v, q = v \cdot t$. Da $\frac{dv}{dt} = 0$, wird Gleichung (4) zu $c_2 \cdot v' + c'_3 \frac{dv'}{dt} = c_2 \cdot v$;

b) Gleichmässig veränderte Volumgeschwindigkeit: $v = a \cdot t$, $q = \frac{a}{2} \cdot t^2$. Da $\frac{dv}{dt} = a$, wird Gleichung (4) zu

$$c_2 v' + c'_3 \cdot \frac{dv'}{dt} = c_2 \cdot a \cdot t + c_3 \cdot a.$$

Durch Auflösen dieser beiden Differentialgleichungen, der Euler'sche Multiplikator ist in beiden Fällen $e^{\frac{c_3}{c'_3} \cdot t}$, erhalten wir, unter Berücksichtigung, dass im Zeitpunkt $t = 0$ die Beziehung (3) gilt, die Gleichungen für $v' = f(v \cdot t)$. Aus diesen Gleichungen, aus Gleichung (2) und aus den Beziehungen zwischen v und q erhalten wir die Ausdrücke für $q' = f(q \cdot t)$. Da uns vor allem die Verhältniszahlen zu den entsprechenden Werten des mittleren Lobulus interessieren, dividieren wir noch durch v bzw. q und erhalten so die Gleichungen:

$$\begin{aligned} \text{I. Fall a: } \frac{v'}{v} &= 1 + \frac{c_3 - c'_3}{c'_3} \cdot e^{-\frac{c_2}{c'_3} \cdot t}. \\ \text{II. Fall a: } \frac{q'}{q} = \text{Fall b: } \frac{v'}{v} &= 1 + \frac{c_3 - c'_3}{c_2 \cdot t} \cdot \left(1 - e^{-\frac{c_2}{c'_3} \cdot t}\right). \\ \text{III. Fall b: } \frac{q'}{q} &= 1 + \frac{2c'_3(c_3 - c'_3)}{c_2^2 \cdot t^2} \left(\frac{c_2}{c'_3} \cdot t + e^{-\frac{c_2}{c'_3} \cdot t} - 1\right). \end{aligned}$$

Für $c'_3 = c_3$ sind die Gleichungen stets $= 1$: $v' = v$, $q' = q$

Für $c'_3 > c_3$: periphere Lobuli sind die Gleichungen stets < 1 .

Für $c'_3 < c_3$: zentrale Lobuli sind die Gleichungen stets > 1 .

Im Beginn des Atemzuges werden für das erste Zeitelement dt die Gleichungen für $\frac{v'}{v}$ zu $\frac{c_3}{c'_3}$, also $v \cdot c_3 = v' \cdot c'_3$: erster Verteilungsfall, p_{air} konstant.

Mit wachsendem t nähern sich Gleichungen stetig dem Werte 1: $v' = v$, $q' = q$. Im Laufe jedes Atemzuges nähert sich die Verteilung der Liefermengen stetig dem zweiten Verteilungsfall: V_{lob} konstant. Das bronchiolobuläre Druckgefälle zu den periphersten Lappchen hin wird doppelt so gross wie zu den zentralsten (S. 266).

Dieser Ausgleich vollzieht sich etwas früher für die Volumengeschwindigkeiten (Verteilung der Liefermengen) als für die Grosse der Volumenänderung der einzelnen Lappchen seit Beginn des Atemzuges (Verteilung der Dehnungsgrossen).

In Fig. 10 sind die Gleichungen I, II und III für ein zentralstes und ein peripherstes Lappchen graphisch dargestellt. Die Parallele zur Abszissenachse im Ordinatenpunkt 1, welcher sich die Kurven asymptotisch annähern, stellt die Verhältnisse des mittleren Lobulus oder also die durchschnittlichen Verhältnisse der Lunge dar.

Die Zeit, welche der Übergang vom zuerst herrschenden ersten Verteilungsfall, p_{air} konstant, zum zweiten Verteilungsfall erfordert, ist nahezu unabhängig vom Verlauf der spirometrischen Kurve und vor allem unabhängig vom absoluten Werte der Volumengeschwindigkeit in der Trachea oder vom Grade ihrer Beschleunigung. Nach ca. $\frac{1}{2}$ Sekunde, vom Beginn eines inspiratorischen oder expiratorischen Atemzuges an, ist der Ausgleich der Verteilung der Liefermengen praktisch vollzogen. Das Verhältnis der Volumengeschwindigkeiten der periphersten zu derjenigen der zentralsten Lobuli beträgt im Anfang 1 : 2, nach $\frac{1}{2}$ Sekunde, wenn konstante Volumengeschwindigkeit in der Trachea vorhanden war (Kurve I), 1 : 1,06, wenn beschleunigte Volumengeschwindigkeit vorlag (Kurve II), 1 : 1,13.

In umgekehrtem Sinne ändern die bronchiolobulären Druckgefälle. Nachdem zuerst Gleichheit vorhanden war, ist von ca. $\frac{1}{2}$ Sekunde nach Beginn eines Atemzuges an das Druckgefälle von der Bifurkation zu den Alveolen der zentralsten Lappchen nur halb so gross wie zu denen der periphersten. Aus den Verhältniszahlen dieser Druckgefälle zum mittleren (S. 266), welcher 46% des Gesamtdruckgefälles in den Luftwegen beträgt (S. 260), erhalten wir die Verhältniszahlen des Gesamtdruckgefälles zu den Alveolen der zentralsten Lobuli: 0,9 und der periphersten: 1,28. Die Druck-

differenz zwischen Aussenluft und Alveolenluft beträgt von $\frac{1}{2}$ Sekunde nach Beginn eines Atemzuges an in den zentralsten Lappchen zirka drei Viertel der alveolären Druckdifferenz der periphersten Lappchen. Beim gewöhnlichen Atemzug beträgt die mittlere alveoläre Druckdifferenz 0,36—0,6 cm H₂O (S. 278).

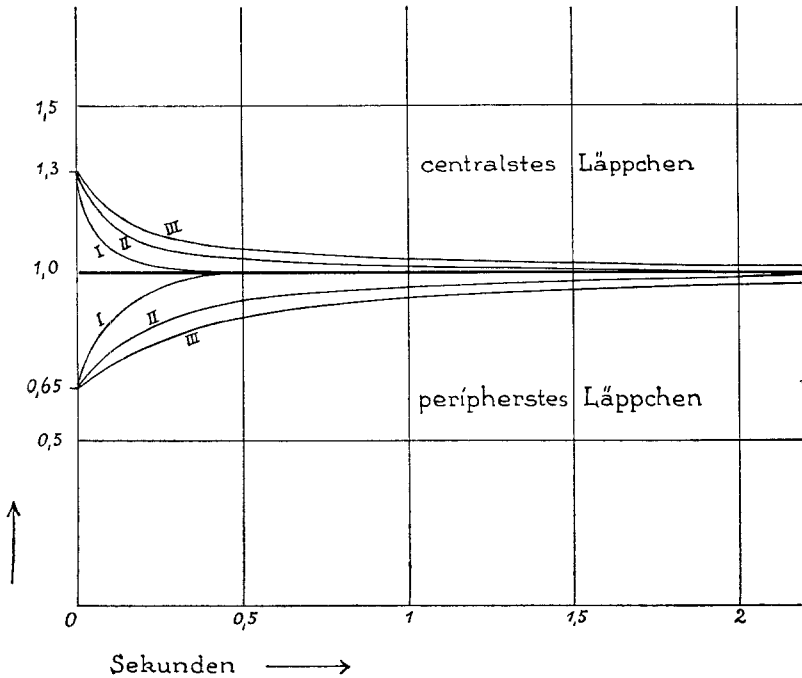


Fig. 10.

Für die zentralsten Lappchen sind die entsprechenden Werte: 0,32—0,54 cm H₂O, für die periphersten: 0,46—0,77 cm H₂O.

Der Ausgleich der Verteilung der Dehnungsgrößen ist ebenfalls nach ca. $\frac{1}{2}$ —1 Sekunde praktisch vollzogen, so dass am Schlusse eines gewöhnlichen inspiratorischen oder expiratorischen Atemzuges von $1\frac{1}{2}$ — $2\frac{1}{2}$ Sekunden Dauer eine gleichmässige Volumzunahme bzw. -abnahme aller Lappchen vorhanden ist. Inspiratorisch ist die raschere Volumzunahme im Anfang bei den zentralsten Lappchen eher von Nachteil, indem zunächst kohlen säurereiche Bronchialluft inspiriert wird. Dieser Nachteil dürfte allerdings dadurch kompensiert werden, dass diese Lappchen früher Aussenluft erhalten (S. 294).

Bei höheren Volumgeschwindigkeiten in der Trachea, wo sich nun, infolge des Hervortretens der Extrawiderstände, der Anteil der

oberen Luftwege am Gesamtdruckgefälle vergrössert, vermindert sich entsprechend der Unterschied des Alveolendruckes zwischen zentralsten und periphersten Lappchen. Bei einer Volumgeschwindigkeit von 2 Litern pro Sekunde, die zirka das Sechsfache der Volumgeschwindigkeit der gewöhnlichen Atmung beträgt, besteht das Verhältnis $\frac{5}{6} : 1$.

3. Verhalten der Bronchen.

Hohlräume der Lunge, deren zuleitender Weg einen geringeren Widerstand besitzt (zentrale Lobuli), zeigen, abgesehen vom ersten Moment des Atemzuges, eine geringere pneumatische Druckdifferenz als die übrigen Lungenpartien; sie erweitern sich im Anfang inspiratorisch rascher und verengern sich expiratorisch schneller. Auch die Bronchen unterliegen dem allgemeinen Dehnungsgesetz der Lunge: $p = p_{el} + p_{alv} = p_{el} + p_{Bronch}$. Die Druckänderungen sind in den Bronchen stets geringer als in den Alveolen, so dass, was wir für die zentralsten Lappchen abgeleitet haben, hier sich noch ausgeprägter zeigen müsste, inspiratorisch eine rasche anfängliche Lumenerweiterung, expiratorisch eine Verengung. Nun ist besonders die Querschnittselastizität der Bronchen sicher grösser als die durchschnittliche elastische Retraktionskraft des Lungengewebes, so dass bei gewöhnlicher Atmung diese pneumatischen Lumenänderungen nicht in Erscheinung treten¹⁾. Bei höherem Druckgefälle in den Atemwegen, speziell beim Hustenstoss, werden dagegen solche Lumenänderungen beobachtet.

Bronchoskopisch ist beim Hustenstoss eine momentane Verengung der Trachea und sichtbaren Bronchen festgestellt (Brunings)¹⁾. Bei Sabelscheidentrachea kann die Verengung sogar bis zur Berührung der beidseitigen Trachealwände führen (Kahler)²⁾. Ebenso beobachtete Einthoven³⁾ an tracheotomierten Hunden bei forcierten Expirationsbewegungen eine eigentümliche Schallerscheinung, wie wenn plötzlich eine Klappe zuschläge, die er auf ein momentanes Collabieren der Bronchen zurückführt.

Durch diese Verengung der Bronchen beim Hustenstoss wird der Rohrströmungswiderstand erhöht.

1) Brunings, Die direkte Laryngoskopie, Bronchoskopie und Osophagoskopie S. 238. 1910.

2) Verhandl. des Vereins deutscher Laryngologen 1913 Nr. 12.

3) Pflüger's Arch. Bd. 51 S. 437.

4. Einfluss einer ungleichmässigen Verteilung der elastischen und der dehnenden Kräfte.

Die Konsequenzen, die eine ungleiche Verteilung der elastischen und der dehnenden Kräfte für den Ablauf der Atmung in den einzelnen Lungenpartien bedingt, sind von Tendeloo in seinen „Studien über die Ursachen der Lungenkrankheiten“¹⁾ in ihrer ganzen physiologischen und pathologisch-physiologischen Tragweite entwickelt worden.

Wenn die auf einen Lungenabschnitt einwirkende dehnende Kraft geringer ist, oder wenn die elastische Retraktionskraft grösser ist als im übrigen Lungenkörper, so wird dadurch für die einzelnen Lappchen eine geringere Volumänderung, Volumgeschwindigkeit und alveoläre Druckdifferenz bewirkt.

Die Annahme Tendeloo's, dass die an der Lungenoberfläche angreifenden dehnenden Kräfte sich grösstenteils durch Dehnung der zunächst liegenden peripheren Lungenpartien erschöpfen²⁾ und nur geschwächt ins Innere der Lunge fortgeleitet werden, scheint mir aus physikalischen Überlegungen nicht haltbar.

Die Lunge ist ein zwischen den teils ruhenden, teils beweglichen Wänden der Brusthöhle ausgespannter elastischer Körper. Soweit bei der Volumänderung der Brusthöhle ihre Form sich nicht zu stark ändert, können wir annehmen, dass jeder einzelne Bezirk des Lungenkörpers, an welcher Stelle er immer zwischen ruhender und bewegter Brusthohlenwand liegt, sich im gleichen Spannungszustand befindet.

Ein Ausgleich von Spannungsdifferenzen ist durch die Verschieblichkeit der Pleurablätter aufeinander beständig möglich und findet tatsächlich bei jedem Atemzug statt (Haller's Versuch³⁾).

In den kaudalen Lungenpartien, wo die Lungenquerschnitte am grossten sind, haben wir auch bei gleichmässiger Dehnung aller Lungenabschnitte, bei der Atmung die grossten Durchmesseränderungen zu erwarten, und es kann daraus nicht geschlossen werden, dass hier grossere Volumänderung der Lappchen stattfindet.

Bei tiefen Atemzügen ist aber sicher für zwei kleinere Abschnitte der Lungen eine Sonderstellung anzunehmen, die wir auch einigermaassen quantitativ schätzen können.

a) Während beim Übergang von maximaler Expiration zu maximaler Inspiration der durchschnittliche lineare Dehnungskoeffizient

1) Wiesbaden 1902.

2) Studien S. 13—22 und S. 27—28.

3) Nagel's Handb. d. Physiol. Bd. 1 S. 8.

der Lunge 1,6 ist, verschiebt sich dabei die Bifurkation nur um 1 cm kaudalwärts (Brünings)¹⁾. Wenn wir noch die Dehnung des Stammbronchus berücksichtigen, so vermehrt sich die Distanz zwischen Hilus und der wenig bewegten Cupula pleurae, die ca. 7—8 cm beträgt, nur um etwa 2 cm, der lineare Dehnungskoeffizient des dazwischen liegenden Parenchymabschnittes ist in dieser Richtung also nur ca. 1,3. Die entsprechenden Volumdehnungskoeffizienten dieses Abschnittes und der ganzen Lunge sind 2,2 und 4,1. Bei diesen extremen Verhältnissen wurden also die Dehnungsgrößen, Volumgeschwindigkeiten und broncholobulären Druckgefälle für die Lappchen dieser zwischen Hilus und Apex medial gelegenen Lungenpartie, nur halb so gross ausfallen wie für entsprechende Lappchen der übrigen Lunge.

Bei tiefen Atemzügen wird durch die Fixation der Lunge an der Trachea, deren Langenänderung nicht mit der Lunge Schritt halt, die medial oberhalb des Hilus liegende Lungenpartie gleichsam vom übrigen Lungenkörper isoliert. Der Spannungsausgleich zwischen ihr und dem übrigen Lungenkörper kann nur in beschränktem Maasse stattfinden. Die dehnende Kraft, welche als negativer Pleuradruck messbar ist, erreicht hier geringere Werte (Bestimmungen von Meltzer im retro-sophagealen Gewebe)²⁾. Dass an der Oberfläche des übrigen, überwiegenden Anteiles der Lunge, auf welchen die Fixierung des Hilus keine Wirkung ausübt, Verschiedenheiten des Pleuradruckes auftreten können, halte ich bei der Verschieblichkeit dieser Lungenabschnitte in der Brusthöhle für unwahrscheinlich.

b) Wir müssen annehmen, dass ähnlich wie der typische Bau der Trachea sich bei den Stammbronchen wiederholt, um sich dann bei den folgenden Verzweigungen allmählich zu verlieren, auch die Dehnbarkeit dieser Bronchen allmählich von den Verhältnissen der Trachea zu denen der mittleren und feineren Bronchen, die sich wie die Lunge verhalten, überleitet. Durch diese Verhältnisse wird die elastische Retraktionskraft der zentralsten Lungenpartie grösser, die Dehnbarkeit geringer als die des übrigen Lungenkörpers.

Wenn wir für diesen Lungenabschnitt, beim Übergang von maximaler Expiration zu maximaler Inspiration, mit einem mittleren linearen Dehnungskoeffizienten zwischen dem Werte für den Stammbronchus, der etwas höher als der der Trachea anzusetzen ist, ca. 1,2, und dem Durchschnittswert der Lunge, 1,6, rechnen, also

1) Brünings, Die direkte Laryngoskopie, Bronchoskopie und Ösophagoskopie S. 227.

2) Tendeloo, l. c. S. 29—33.

ca. 1,4, so ist das Verhältnis der Volumzunahmen $\frac{2}{3} : 1$. Das Verhältnis der bronchiolobulären Druckgefälle zu den zentralsten und periphersten Läppchen berechnet sich für die Zeit nach dem ersten Ausgleichsstadium des Atemzuges zu $\frac{1}{3} : 1$, das der Alveolendrucke zu $\frac{2}{3} : 1$. Die Zeitkurven für $\frac{v'}{v}$ und $\frac{q'}{q}$ dieser Läppchen überschneiden sich, die der zentralsten liegt im weiteren Verlauf des Atemzuges unter der Linie des mittleren Läppchens.

Die Sonderstellung der medial oberhalb des Hilus gelegenen und der zentralen Lungenpartie bei tiefen Atemzügen wird sehr schön demonstriert durch die Versuche Paltaufs über den Ertrinkungstod, die von Tendeloo sehr interessant gedeutet werden¹⁾.

Wie weit diesen beiden Lungenabschnitten auch bei gewöhnlicher Atmung eine Sonderstellung zukommt, ist schwer zu beurteilen. Durch stärkere Dehnung der Läppchen in sagittaler und lateraler Richtung im Falle a und im Falle b durch stärkere Dehnung der zwischen den winklig auseinanderlaufenden Bronchen liegenden zentralen Läppchen in den freien Raum der Lunge hinaus, kann eine gewisse Kompensation eintreten, die bei einer maximalen Grösse des Atemzuges sicher unzulänglich ist, aber bei der geringen linearen Dehnung der Lunge beim gewöhnlichen Atemzug: ca. 1,15, wahrscheinlich den dehnungsbeschränkenden Einfluss der Anheftung an der Trachea und der grösseren Bronchen aufzuheben vermag.

Bevor nicht überzeugende experimentelle Untersuchungen vorliegen, scheint mir die Annahme, dass beim gewöhnlichen Atemzug alle Läppchen eine annähernd gleich grosse Dehnung erfahren, am wahrscheinlichsten.

Eine genaue quantitative Feststellung der Dehnungsgrösse der verschiedenen Lungenpartien bei der Atmung wird wohl nur auf röntgenographischem Wege möglich sein.

Einen orientierenden Versuch in dieser Richtung führte ich aus im März 1914. (Dr. Ruppanner-Samadon hatte die Freundlichkeit, mir das Röntgenkabinett des Oberengadiner Kreisspitals zur Verfügung zu stellen.)

Als Versuchstier wurde ein ziemlich grosses Kaninchen benutzt. Ein dünner Katheter wurde dem Tier von der Mundhöhle aus in die Trachea vorgeschoben, rasch mehrere Kubikzentimeter einer 10%igen Wismutaufschwemmung in die Luftwege injiziert und nun in ventrodorsaler Durchleuchtungsrichtung, bei einem Rohrenabstand von 50 cm,

1) Tendeloo, Studien usw. S. 73—92.

auf dem Gilmer-Tisch beobachtet. Die Wismutaufschwemmung, welche bis in die periphersten Partien der Lungen aspiriert war, hatte sich unregelmässig verteilt. Beide Lungenfelder waren übersat mit kleinen, deutlich abgegrenzten Verdichtungsherdchen. Jeder dieser Flecken bezeichnet einen bestimmten Punkt im Lungenparenchym. Man konnte nun sehr schön beobachten, wie bei der intensiven und raschen Zwerchfellatmung, welche das Tier hatte, die Wismut-herdchen in kraniokaudaler Richtung hin und her wanderten.

In den kaudalen Partien der Lunge waren die Exkursionen bedeutend grosser als in den Lungenspitzen, was auch bei vollkommen gleichmässiger Dehnung aller Lungenpartien zu erwarten wäre; denn wenn wir die Lunge in horizontale Segmente zerlegt denken, so wandert bei der Atmung für das Spitzensegment nur die kaudale Fläche, während, je näher wir dem Zwerchfell rücken, auch die Segmente als solche sich bei der Atmung hin und her bewegen. Nun schien aber auch die relative Distanzänderung zwischen den einzelnen benachbarten Wismutschatten im Unterlappen etwas grosser als in den Spitzen, was für stärkere Lüftung der kaudalen Lungenpartien spricht. Es ist aber möglich, dass sich die Spitzen mehr in dorsoventraler Richtung dehnen, was bei unserer Versuchsanordnung nicht entschieden werden kann. Und dann waren bei diesem Versuch, infolge der ziemlich grossen injizierten Flüssigkeitsmenge, auch wieder Verhältnisse ähnlich dem Ertrinkungstod. Das Tier starb ca. 10 Minuten nach der Injektion unter Auftreten von Erstickungskrämpfen.

Sicheren Aufschluss werden röntgenkinematographische Fernaufnahmen in zwei aufeinander senkrecht stehenden Durchleuchtungsrichtungen geben, bei Versuchstieren, denen, um die Atmung möglichst wenig zu beeinflussen, nur geringe Mengen von Kontrastflüssigkeit in die Luftwege injiziert wird.

IV. Die Grösse des schädlichen Raumes.

Der schädliche Raum ist, anatomisch definiert, gleich dem Gesamthalt des zuführenden Systems. Für die Collapslunge fanden wir diesen Wert zu 162 ccm (S. 260).

Die Dimensionsänderung der Bronchen bei der Dehnung der Lunge erfolgt, wie wir sahen, nach Typus 3 (S. 247 und S. 278): Wenn a der Volumdehnungskoeffizient der Lunge ist, wird der Inhalt des Bronchialsystems zu $J' = \sqrt{a} \cdot J$ (S. 248). Die Dimensionsänderung des Stammbronchus und seiner nächsten Verzweigungen bleibt wahrscheinlich hinter den übrigen Bronchen zurück. Wir wollen daher den Inhalt der Bronchen mit über 7,5 mm Durchmesser, 20,6 ccm, zum nicht ändernden Inhaltwert der oberen Luftwege rechnen: $90 + 20,6 = 110,6$ ccm. Der Inhalt der Bronchen mit unter 7,5 mm Durchmesser ist 51,4 ccm. Wir erhalten den

Ausdruck: Grösse des schädlichen Raumes = $110,6 + 51,4 \cdot \sqrt{a}$. Für die Hauptdehnungszustände ergeben sich folgende abgerundete Werte:

	Luftgehalt der Lungen Liter	a	Schädlicher Raum ccm
Collapszustand	0,6	1	160
Maximale Expiration	1,2	2	180
Gewöhnliche Expiration	2,8	4,67	220
Gewöhnliche Inspiration	3,3	5,5	230
Maximale Inspiration	4,9	8,17	260

Beim Übergang vom maximalen Expirationszustand der Lungen zum maximalen Inspirationszustand nimmt die Grösse des schädlichen Raumes um ca. 80 ccm zu. Für den mittleren Dehnungszustand, ca. 3 Liter, erhalten wir als Grösse des schädlichen Raumes ca. 225 ccm.

Dieser Wert ist bedeutend grösser als der bis jetzt allgemein angenommene, von A. Loewy¹⁾ bestimmte: 140 ccm. Loewy ist auf drei verschiedenen Wegen zu dieser Grösse gelangt:

a) Durch Injektion der Luftwege der Collapslung²⁾: 144 ccm.

Dieser Wert entspricht dem von uns für die Collapslung bestimmten 143,3 ccm (S. 260): Obere Luftwege + interlobuläre Bronchen.

b) Durch portionenweise Untersuchung der zu Beginn der Expiration entleerten Luft auf ihren Kohlensäuregehalt³⁾.

Vor Beginn der Expiration ist der schädliche Raum mit Atmosphärenluft gefüllt. Der zunächst entleerte kohlenensäurearme Anteil der Expirationsluft scheint also der Grösse des schädlichen Raumes zu entsprechen.

Es zeigte sich im Laufe der Untersuchung, dass in hohem Maasse eine Durchmischung der Expirationsluft stattfindet. Nur zirka die ersten 75 ccm sind sehr kohlenensäurearm⁴⁾. Loewy verzichtete auf weitere Schlüsse aus diesen Versuchen⁵⁾.

Die von Loewy festgestellte Durchmischung hat zwei Ursachen:

1. Da in der Stromungsachse die Geschwindigkeit das Doppelte der mittleren Stromungsgeschwindigkeit beträgt (S. 231), muss schon,

1) Pflüger's Arch. Bd. 58 S. 416—427.

2) Id. S. 417.

3) Id. S. 418.

4) Pflüger's Arch. Bd. 58 S. 422.

5) Pflüger's Arch. Bd. 58 S. 423.

wenn das Strömungsvolumen erst der Hälfte des schädlichen Raumes entspricht, in den zentralen Partien der Strombahn kohlenzureiche Alveolenluft nach aussen gelangen.

2. Da etwa ein Drittel des schädlichen Raumes peripher von den Einmündungsstellen der zentralsten Lappchen in das Bronchialsystem liegt, gelangt die Alveolenluft dieser Lappchen schon nach aussen, wenn das Strömungsvolumen erst zwei Drittel des schädlichen Raumes beträgt.

Da beide Momente gleichzeitig wirksam sind, folgt, dass das von Loewy experimentell bestimmte kohlenzureiche Strömungsvolumen zu Beginn der Expiration: 75 ccm, nur $\frac{1}{2} \cdot \frac{2}{3} = \frac{1}{3}$ des Inhaltes des schädlichen Raumes beträgt. Wir erhalten als Grösse des schädlichen Raumes ca. $3 \cdot 75 = 225$ ccm, übereinstimmend mit dem von uns berechneten Wert.

Diese von Loewy gefundene Durchmischung der Atemluft führt uns bei kleinen Atemzügen zur Unterscheidung von anatomischer und physiologischer Grösse des schädlichen Raumes.

Schon Atemzüge, die wenig über 75 ccm betragen, bringen expiratorisch Alveolenluft der zentralsten Lobuli nach aussen und inspiratorisch Atmosphärenluft in diese Lappchen hinein; auch die periphersten Lappchen werden bereits inspiratorisch von der Aussenluft erreicht, wenn das Atemvolumen die Hälfte des schädlichen Raumes, ca. 110 ccm, übersteigt. Die physiologische Grösse des schädlichen Raumes kann bei sehr kleinen Atemzügen bis auf ein Drittel der anatomischen Grösse sinken.

Umgekehrt ist es wichtig, festzustellen, von welcher Atemgrösse an beide Werte übereinstimmen. Da die Strömungsgeschwindigkeit in der Achse der Strombahn das Doppelte der mittleren beträgt, liegt natürlich die durchschnittliche Strömungsgeschwindigkeit in den peripheren Partien entsprechend unter dem Mittel. Die Atemgrösse muss also das doppelte Volumen des schädlichen Raumes: ca. 450 ccm betragen, damit die physiologische Grösse des schädlichen Raumes gleich der anatomischen wird, damit zum Beispiel inspiratorisch die gesamte kohlenzureiche Luft des zuführenden Systems in die Alveolen gelangt und an ihre Stelle Atmosphärenluft tritt, welche unnütz wieder expiriert wird.

Für die Atemgrössen zwischen ca. 80 und 450 ccm können wir die Grösse des physiologischen schädlichen Raumes zwischen dem unteren Grenzwert (75 ccm) und oberen Grenzwert (225 ccm) regelmässig zunehmend annehmen, zum Beispiel für das etwas unter der Mitte des genannten Bereiches liegende Atemvolumen (250 ccm) erhalten wir als physiologische Grösse des schädlichen Raumes ca. 140 bis 150 ccm. Dieses letztere Ergebnis stimmt überein und erklärt den dritten Befund Loewy's¹⁾:

1) l. c. S. 424—427.

c) Loewy berechnete aus Respirationsversuchen in verdünnter Luft bei einer Atemtiefe von ca. 250 ccm, ausgehend von den Verhältnissen des Sauerstoffpartialdruckes der Alveolenluft, als wahrscheinlichste Grösse des schädlichen Raumes 140 ccm.

Der Wert von Loewy hat eine sehr beschränkte Gültigkeit und erklärt sich aus dem Unterschied von physiologischer und anatomischer Grösse des schädlichen Raumes bei flachen Atemzügen. Für alle Atemtiefen über 450 ccm, speziell bei der gewöhnlichen Atmung: 500 ccm, haben wir stets mit einer mittleren Grösse des schädlichen Raumes von ca. 225 ccm zu rechnen.

Für den Sauerstoffgaswechsel ist die am Schlusse der Inspiration, für den Kohlensäuregaswechsel die am Schlusse der Expiration vorhandene Grösse des schädlichen Raumes maassgebend. Bei gewöhnlicher Atemtiefe ist der Unterschied zu vernachlässigen, bei maximaler Atemtiefe beträgt er ca. 80 ccm zugunsten des Kohlensäuregaswechsels.

Von der Grösse des schädlichen Raumes hängt die Zusammensetzung der Alveolenluft ab. In folgender Tabelle sind die Werte zusammengestellt, die sich für die gewöhnliche Atemtiefe: 500 ccm, ausgehend von der Loewy'schen¹⁾ und von unserer Bestimmung, des schädlichen Raumes ergeben.

	Schädlicher Raum = 140 ccm	Schädlicher Raum = 225 ccm
Ventilationsquotient	$\frac{1}{9}$	$\frac{1}{12}$
CO ₂ -Gehalt der Alveolenluft	5,6 %	7,4 %
Partialspannung	40 mm Hg	53 mm Hg
O ₂ -Gehalt der Alveolenluft	14,6 %	12,6 %
Partialspannung	104 mm Hg	90 mm Hg

Die sich ergebende Zusammensetzung der Alveolenluft ist ein neuer Hinweis auf eine aktive sekretorische Tätigkeit des respiratorischen Epithels.

Die Bedeutung, welche der schädliche Raum für die Arbeitsökonomie der Atmung besitzt, wird Gegenstand einer späteren Untersuchung sein.

Zusammenfassung.

1. Die Viskosität der Atemluft beträgt für alle physiologisch in Betracht kommenden Verhältnisse mit geringen Variationen $\eta = 0,0001873$ (dyn.)

1) Bohr in Nagel's Handb. d. Physiol. d. Menschen Bd. 1 S. 139. 1905.

2. Die Strömung in den Luftwegen hat bei der Atmung den Charakter einer Parallelströmung (Kapillarströmung nach Poiseulle-scher Formel). Bei maximaler Atmung wird in keinem Abschnitt der Luftwege die kritische Geschwindigkeit überschritten, bei ruhiger Atmung wird die untere Grenzgeschwindigkeit nirgends erreicht.

Querschnitts- und Richtungsänderungen können als lokale Extrawiderstände besonders in Rechnung gezogen werden.

Durch den nichtstationären Charakter der Luftströmung bei der Atmung und durch die Phonation werden diese Verhältnisse nicht beeinflusst.

3. Für die Berechnung des Rohrströmungswiderstandes verzweigter Rohrsysteme bei Parallelströmung, ebenso für die Berechnung des Extrawiderstandes, lassen sich einfache Summationsgesetze ableiten.

4. Zwischen der Volumengeschwindigkeit in der Trachea V in Sekunden/Litern und der Druckdifferenz zwischen Alveolen- und Aussenluft berechnet sich, unter möglichst genauer Berücksichtigung aller morphologischen Verhältnisse, für die Lungen nahe dem Collapszustand, die Beziehung:

$$p_{\text{alv}} = 0,8 (V + V^2) \text{ cm H}_2\text{O}.$$

(Die wichtigsten Daten über den Aufbau des Bronchialsystems der Collapslungen sind S. 254—256 zusammengestellt.)

Diese Formel kann für alle Dehnungszustände der Lungen als gültig angenommen werden, wie vor allem aus Analogie mit der experimentell bestimmten (Cloetta) geringen Widerstandsänderung des Lungengefäßsystems bei der Lungen-dehnung zu schliessen ist.

Die alveoläre Druckdifferenz beträgt auf der Höhe der gewöhnlichen Inspiration 0,36 bis 0,6 cm H₂O.

Für Volumengeschwindigkeiten über 5 Sekunden/Liter: Hustenstoss, gilt näherungsweise die Formel $p = V^2$ cm H₂O (V in Litern).

5. Die Strömungsgeschwindigkeit in den Bronchen zeigt von der Bifurkation an ein zwei- bis dreimaliges An- und Abschwellen. In einzelnen Bronchen von 4 bis 6 mm Durchmesser steigt die Strömungsgeschwindigkeit bis über das 1,7fache der Trachealgeschwindigkeit, in den Lappchenbronchen beträgt sie $\frac{1}{3}$ bis $\frac{7}{10}$, in den Bronchioli respirat. dritter Ordnung noch $\frac{1}{30}$ bis $\frac{7}{100}$ der Trachealgeschwindigkeit.

6. Der Rohrströmungswiderstand der Luftwege konzentriert sich hauptsächlich auf die Nasengänge und die engeren Bronchen (Intra-

lobularbronchen und Interlobularbronchen unter 3 mm Durchmesser). Auf Pharynx, Larynx, Trachea und die grösseren Bronchen fällt nur ca. $\frac{1}{10}$ des Gesamtwiderstandes.

Von den Extrawiderständen wird $\frac{9}{10}$ in den oberen Luftwegen durch Querschnitts- und Richtungsänderung verursacht. Die Glottisenge allein erzeugt $\frac{2}{3}$ der Extrawiderstandsumme. Auf das bronchiolobuläre System fällt nur $\frac{1}{10}$ der Extrawiderstände.

7. Bei der gewöhnlichen Atmung ist der Anteil der Extrawiderstände am Druckgefälle zwischen Bifurkation und Alveolen sehr klein ($\frac{1}{12}$), die Verteilung der Liefermengen hängt fast ausschliesslich von den Rohrströmungswiderständen ab. Weil diese im bronchiolobulären System zu mehr als 90% in den periphersten Abschnitten lokalisiert sind, gestalten sich die Strömungsverhältnisse gleich, wie wenn jedes einzelne Lappchen eine isolierte Zuleitung zur Trachea hin besitzen würde.

Die Berechnung der Strömungsvolumenverteilung und der Druckverteilung in den Lungen für zwei Grenzfälle zeigt einerseits, dass die Grösse des mittleren Alveolendruckes, im Bereich der physiologisch in Betracht kommenden Schwankungsbreite der Liefermengenverteilung, konstant ist, anderseits, dass für die einzelnen Lappchen der Quotient aus der Liefermenge (Strömungsvolumen im Lappchenbronchus in der Sekunde) und dem Druckgefälle von der Trachea bis zu den Alveolen (Vp -Quotient) eine Systemkonstante ist, unabhängig von der Verteilungsart. Auf den Mittelwert bezogen, beträgt der Vp -Quotient der zentralsten Lappchen ca. 1,3, der periphersten ca. 0,65. Bei gleichem bronchiolobulärem Druckgefälle ist daher die Liefermenge der zentralsten Lappchenbronchen doppelt so gross wie die der periphersten, bei gleicher Liefermenge ist umgekehrt das Druckgefälle zu den periphersten Lappchen doppelt so gross zu den zentralsten.

8. Das besondere Verhalten der einzelnen Lappchen bei der Atmung wird bestimmt durch das Ineinandergreifen von drei Kräftesystemen: 1. die pneumatische Druckdifferenz zwischen Alveolenluft und Aussenluft; 2. die elastische Retraktionskraft des Lungengewebes; 3. die von aussen am Lungenkörper angreifende dehnende Kraft. Die Summe der beiden ersteren Kräfte setzt sich in jedem Teilbezirk der Lunge, in jedem Zeitpunkt, ins Gleichgewicht mit der letzteren. Die Ausbreitung der dehnenden Kraft erfolgt im allgemeinen gleichmässig durch den ganzen Lungenkörper.

Der Zusammenhang zwischen dehnender Kraft p , der durch-

schnittlichen elastischen Retraktionskraft p_{el} und der pneumatischen Druckdifferenz p_{alv} lässt sich für die Lungen in einem einfachen Ausdruck zusammenfassen:

$$p = p_{el_0} \pm 4,5 \cdot Q \pm 0,8 (V + V^2) \text{ cm H}_2\text{O} \quad (Q \text{ und } V \text{ in Litern}).$$

p_{el_0} ist die elastische Retraktionskraft in cm H₂O zu Beginn eines Atemzuges (für den gewöhnlichen Expirationszustand 10 cm H₂O), Q ist die bis zum gegebenen Zeitpunkt erfolgte Volumenänderung, V die momentane Volumengeschwindigkeit in der Trachea. Die oberen Vorzeichen gelten für Inspiration, die unteren für Expiration.

Für die einzelnen Lämpchen nimmt der Ausdruck folgende Form an:

$$p = p_{i_0} \pm 3,5 \cdot q \pm p_{Bif} \pm c \cdot v \text{ cm H}_2\text{O} \quad (q \text{ und } v \text{ in Kubikzentimeter}).$$

p_{Bif} ist das momentane Druckgefälle in den oberen Luftwegen bis zur Bifurkation in Zentimeter H₂O, q ist die erfolgte Volumenänderung des Lämpchens, v die Volumengeschwindigkeit im Lämpchenbronchus. Die Konstante c beträgt für ein mittleres Lämpchen 0,283, für ein zentralstes 0,218, für ein peripherstes 0,436.

Der unregelmässige Bau des Bronchialsystems bedingt zu Beginn des Atemzuges eine ungleichmässige Luftverteilung, im weiteren Verlauf eine ungleichmässige Druckverteilung:

Zu Beginn jedes Atemzuges stellt sich in allen Alveolen die gleiche Druckdifferenz ein, die Volumengeschwindigkeiten sind entsprechend den Vp -Quotienten in den Bronchen der zentralsten Lämpchen anfangs doppelt so gross wie in denen der periphersten.

Von diesem Ausgangszustand erfolgt im Laufe des Atemzuges asymptotisch die Annäherung an einen Endzustand, bei welchem die Volumengeschwindigkeiten der einzelnen Lämpchenbronchen gleich gross sind. Die Annäherung erfolgt für gleichförmige und beschleunigte Volumengeschwindigkeit so rasch, dass $\frac{1}{2}$ Sekunde nach Beginn eines Atemzuges nahezu unabhängig vom Verlauf der spirometrischen Kurve, der Endzustand praktisch erreicht ist.

Die inspiratorische Zunahme, bzw. expiratorische Abnahme der Lämpchenvolumina zeigt ein ähnliches Verhalten wie die Volumengeschwindigkeiten, nur erfolgt die Konvergenz der Kurven etwas langsamer, $\frac{1}{2}$ bis 1 Sekunde nach Beginn eines Atemzuges ist auch in dieser Hinsicht der Ausgleich praktisch vollzogen.

Das Druckgefälle von der Bifurkation zu den Alveolen der zentralsten Lämpchen ist, von $\frac{1}{2}$ Sekunde an, für den weiteren Ver-

lauf des Atemzuges nur halb so gross wie zu den periphersten Lappchen. Für die Gesamtdruckdifferenz zwischen Alveolen- und Aussenluft besteht dann zwischen zentralsten und periphersten Lappchen das Verhältnis $\frac{3}{4}:1$. Die alveoläre Druckdifferenz beträgt auf der Höhe der gewöhnlichen Inspiration:

Durchschnitt für die ganze Lunge . . .	0,36—0,6	cm H ₂ O
zentralste Lappchen . . .	0,32—0,54	cm H ₂ O
peripherste Lappchen . . .	0,46—0,77	cm H ₂ O.

Für die Bronchen sind ähnliche Verhältnisse anzunehmen wie für die zentralen Lappchen: zu Beginn des Atemzuges eine raschere Dimensionsänderung wie im weiteren Verlauf. Da die Querschnittselastizität der Bronchen grösser ist als die durchschnittliche elastische Retraktionskraft des Lungengewebes, tritt diese Erscheinung erst bei höheren Druckgefällen, wie bronchoskopische Beobachtungen zeigen, vor allem beim Hustenstoss deutlich hervor.

Beim Hustenstoss gelten ähnliche Verhältnisse wie beim Beginn eines Atemzuges, nur ist durch das Hervortreten der Extrawiderstände bei diesen hohen Volumengeschwindigkeiten der Unterschied zwischen peripheren und zentralen Lungenabschnitten noch verschärft. In den Bronchen der zentralsten Lappchen sind zu Beginn eines Hustenstosses etwa dreimal so grosse Volumengeschwindigkeiten vorhanden wie in den Bronchen der periphersten Lappchen.

Bei tiefen Atemzügen besitzen die medial oberhalb des Hilus gelegenen Oberlappenabschnitte und die zentralsten Lungenpartien eine Sonderstellung. Ihre Volumenänderung bleibt gegenüber der übrigen Lunge zurück.

9. Die Grösse des schädlichen Raumes berechnet sich für einen mittleren Dehnungszustand der Lungen zu ca. 225 ccm; sie ändert zwischen maximaler Expiration (ca. 180) und maximaler Inspiration (ca. 260) um 80 ccm.

Der bisher als geltend angenommene Wert: 140 ccm (Loewy), erklärt sich aus den besonderen Versuchsbedingungen, indem bei kleinen Atemtiefen nicht die ganze Grösse des schädlichen Raumes physiologisch wirksam ist.

Die physiologische Grösse des schädlichen Raumes kann bei flachen Atemzügen bis auf ein Drittel der anatomischen Grösse sinken.