

(Aus dem pharmakologischen Institut der Universität Zürich.)

## Untersuchungen über die Elastizität der Lunge und deren Bedeutung für die Zirkulation.

Von

**M. Cloetta.**

(Mit 12 Textfiguren.)

Bei meinen Untersuchungen<sup>1)</sup> über die Zirkulation in der Lunge bei verschiedenen Blähungszuständen derselben hatte ich mehrfach das Bedürfnis, mich auch über die Elastizität des Lungengewebes zu orientieren. Denn es ist namentlich für die Beurteilung der Zirkulation im Expirationszustand durchaus nicht gleichgültig, ob die Retraktion der Lunge als ein rein elastischer Vorgang zu betrachten sei, oder ob andere Kräfte dabei mitwirken. Obwohl nun gerade die Kenntnis der Lungenelelastizität physiologisch von hoher Wichtigkeit ist, ergab mir leider die Durchsicht der Literatur, dass wir tatsächlich darüber noch nichts Sicheres wissen, ein Urteil, zu dem auch Minkowski<sup>2)</sup> auf Grund seiner eingehenden Zusammenstellung gekommen ist. Nun haben sich ja wohl eine Reihe von Autoren nach Donders noch mit der Frage beschäftigt, z. B. Hutschinson<sup>3)</sup>, Heynsius<sup>4)</sup>, Klein<sup>5)</sup>, van der Brugh<sup>6)</sup>, Tendeloo<sup>7)</sup>, Romanow<sup>8)</sup> u. a. Soweit aber diese Autoren die

1) Cloetta, Arch. f. exper. Pathol. u. Pharmakol. Bd. 63 S. 147, Bd. 66 S. 409, Bd. 70 S. 407.

2) Minkowsky, Die Pathologie der Atmung. Krehl und Marchand, Handb. d. allgem. Pathol. 1912.

3) Hutschinson, Todds Cyclopaedia of Anatom. and Physiol. 1849—1852. Thorax.

4) Heynsius, Pflüger's Arch. Bd. 29 S. 265.

5) Klein, Zeitschr. f. Biol. Bd. 33 S. 219.

6) Van der Brugh, Pflüger's Arch. Bd. 82 S. 591.

7) Tendeloo, Ergebn. d. inn. Med. u. Kinderheilk. Bd. 6 S. 1. 1910. Dort auch die übrige Literatur desselben Autors.

8) Romanow, Arch. f. exper. Pathol. u. Pharmakol. Bd. 64 S. 183.

Elastizität des Lungengewebes prüften, geschah dies immer nur an toten Lungen, die unter eine Saugglocke gebracht und so auf ihre elastische Funktion geprüft wurden. Versuche an der noch mit Blut durchströmten Lunge, wie sie z. B. Klein an der Froschlunge ausführte, wurden stets unter Aufblasen von der Trachea aus vorgenommen. Diese letztere Methode kann uns aber keinen Aufschluss geben über Verhältnisse, wie sie bei der natürlichen Inspiration vorhanden sind, weil in der Mechanik der Blähung bei Anwendung von Über- oder Unterdruck ein prinzipieller Unterschied besteht [Cloetta, Bestätigung der Resultate durch von Rohden<sup>1)</sup>], und infolgedessen Elastizitätsprüfungen, die mit Überdruck vorgenommen sind, in ihren Ergebnissen nicht auf den Inspirationsvorgang übertragen werden können. Was die an ausgeschnittenen Lungen erhaltenen Resultate anbetrifft, so fehlen uns alle Anhaltspunkte darüber, inwieweit die Abkühlung, die mechanische Verletzung und der Tod als solcher die elastischen Funktionen des lebenden Gewebes verändert. Es erschien deshalb notwendig, die Frage der Elastizität der Lunge erneut zu untersuchen, unter Erhaltung der natürlichen Zirkulation und Nervenversorgung sowie der Dehnung der Lunge durch Zug von der Pleura pulmonalis aus.

Um den hier aufgestellten Anforderungen gerecht zu werden, habe ich mich der von mir<sup>2)</sup> beschriebenen Lungenplethysmographie bedient. War nach Ausführung der notwendigen Thoraxoperationen die rechte Lunge des Versuchstieres in den gläsernen Plethysmographen luftdicht eingeführt, die spontane Atmung durch Narkose und Curare ausgeschaltet worden, so konnte durch Erzeugung eines negativen Druckes in dem Hohlraum des Plethysmographen die Lunge in jeden beliebigen Blähungszustand übergeführt werden. Ein Wassermanometer gab den jeweils hierzu angewendeten Druck an. Wurde nach Überführung der Lunge in die Inspirationsstellung der am Plethysmographen angebrachte Schlauch abgeschlossen, so verharrte die Lunge in der eingenommenen Stellung; sowie wieder Luft eingelassen wurde, zog sie sich gegen den Hilus zusammen. Bei dieser Expirationsbewegung war jede Mitwirkung von seiten der Thoraxwandungen ausgeschlossen, sie konnte sich nur mit Hilfe der elastischen Kräfte vollziehen.

---

1) v. Rohden, Deutsches Arch. f. klin. Med. Bd. 109 S. 383.

2) l. c. Bd. 63 u. 66.

Ich versuchte nun die Elastizität zunächst in der Weise zu prüfen, dass ich die Lunge durch einen bestimmten negativen Druck dehnte, dann die Saugleitung abschloss und durch Drehung eines Dreiweghahnes die gedehnte Lunge im Plethysmographen mit einem auf 0 eingestellten Wassermanometer verband. Wie zu erwarten, sog dann die Lunge das Wasser im Manometer an, und es konnte so die elastische Energie direkt gemessen werden. Durch Vergleich von der zur Dehnung aufgewendeten Druckerniedrigung mit der durch das Lungengewebe bei seiner Retraktion erzeugten Kraft hoffte ich Aufschluss über die wirkliche Elastizität der lebenden Lunge zu erhalten.

Versuch vom 24. November 1912.

Katze, 2300 g Urethan-Curare-Narkose. In der Trachea ein O<sub>2</sub>-Überdruck von 0,5 cm H<sub>2</sub>O, linke Carotis mit Hg-Manometer verbunden, rechte Thoraxseite reseziert, Lunge im Plethysmographen. Es wird die Lunge durch negativen Druck angesogen und dann auf das H<sub>2</sub>O-Manometer mit 0 umgeschaltet. Es ist dabei Wert darauf zu legen, dass die Umschaltung auf das Wassermanometer sofort nach Sistieren des Inspirationszuges erfolgt.

Angewandter Minusdruck	Durch die Lunge ausgeübter Zug	Angewandter Minusdruck	Durch die Lunge ausgeübter Zug
-2 cm H <sub>2</sub> O	-2 cm H <sub>2</sub> O	-7 cm H <sub>2</sub> O	-6,3 cm H <sub>2</sub> O
-2 " "	-2 " "	-7 " "	-6,4 " "
-2 " "	-2 " "	-8 " "	-7,4 " "
-3 " "	-3 " "	-8 " "	-7,2 " "
-4 " "	-4 " "	-9 " "	-8,5 " "
-5 " "	-5 " "	-9 " "	-8,1 " "
-6 " "	-5,5 " "	-10 " "	-9,0 " "
-6 " "	-5,3 " "		

Aus diesen Zahlen ergibt sich, dass bei der Anwendung von Druckwerten bis zu -5 cm H<sub>2</sub>O die Lunge bei der Retraktion wieder denselben Zug ausübt, der zu ihrer Dehnung gebraucht worden ist, d. h. sie verhält sich wie ein vollkommen elastischer Körper. Bei den höheren Drucken wurde stets eine etwas geringere Retraktionskraft erhalten. Dies erklärt sich aus zwei Gründen: erstens ist bei der ganzen Versuchsanordnung ein gewisser schädlicher Raum vorhanden, indem bei der Umstellung auf das andere H<sub>2</sub>O-Manometer notwendig der Luftraum des Plethysmographen etwas durch atmosphärische Luft vergrößert wurde. Bei den kleinen Druckdifferenzen machte sich dieser Fehler naturgemäss viel weniger

bemerkbar, während er bei den höheren Werten schon ein geringes Zurückschnellen der Lunge bedingen musste. Zweitens nimmt bei der stärkeren Dehnung der Lunge offenbar die Möglichkeit einer Diffusion der in ihr vorhandenen  $\text{CO}_2$  in dem Pleuraraum zu, wodurch ebenfalls eine Abnahme des gesetzten Minusdruckes bedingt ist. Es erscheint mir infolgedessen ganz plausibel, dass bei den höheren Drucken die Lunge nicht genau den gleichen Wert, der zu ihrer Dehnung gebraucht wurde, zurückgeben konnte.

Wie schon eingangs erwähnt, halte ich die von einigen Autoren angewandte Blähung der Lunge von der Trachea aus, d. h. durch Überdruck, nicht für geeignet zur Prüfung der normalen Verhältnisse. Als Beleg für die Richtigkeit dieser Annahme verweise ich ausser den schon zitierten Arbeiten von mir und v. Rohden auch noch auf den folgenden Versuch.

Bei der oben erwähnten Katze wurde die Lunge bis zu einem gewissen Volumen von der Trachea aus aufgeblasen, wobei die vordrängende Lunge die Luft aus dem Plethysmographen austrieb. Gleichzeitig mit dem Aufhören des Überdruckes wurde der Plethysmograph geschlossen und mit dem  $\text{H}_2\text{O}$ -Manometer verbunden, um wieder die Retraktionskraft der geblähten Lunge zu messen. Diese konnte dann verglichen werden mit dem Druck, der nötig gewesen war, die Lunge aufzublasen. Sodann wurde die Lunge wieder in Expirationsstellung gebracht und nun durch negativen Druck im Plethysmographen zu demselben Volumen gebracht, wie vorher durch Überdruck und wieder der dazu notwendige Druck bestimmt; dann wurde nach Umschalten auf das  $\text{H}_2\text{O}$ -Manometer auch hier die Retraktionskraft der Lunge wieder gemessen. Man erhält so die vier Manometerwerte für dasselbe Lungenvolumen direkt miteinander vergleichbar.

Kraft zur Dehnung durch Überdruck	Retraktionskraft	Kraft zur Dehnung durch negat. Druck	Retraktionskraft
+ 9 cm $\text{H}_2\text{O}$	— 5,5 cm $\text{H}_2\text{O}$	— 6 cm $\text{H}_2\text{O}$	— 5,4 cm $\text{H}_2\text{O}$
+ 9 " "	— 5,5 " "	— 6 " "	— 5,6 " "
+ 8 " "	— 5,2 " "	— 6 " "	— 5,7 " "
+ 8 " "	— 5,2 " "	— 5,8 " "	— 5,5 " "
+ 7 " "	— 4,7 " "	— 5 " "	— 4,8 " "
+ 6 " "	— 4,0 " "	— 4,0 " "	— 4,0 " "
+ 5 " "	— 3,5 " "	— 3,5 " "	— 3,5 " "
+ 4 " "	— 2,5 " "	— 2,5 " "	— 2,5 " "
+ 4 " "	— 2,5 " "	— 2,5 " "	— 2,5 " "

Derselbe Versuch wiederholt am 26. September 1912. Katze 2600 g. Urethan-Curare-Narkose; Karotis mit Hg-Manometer, rechte Lunge im Plethysmographen. Diesmal wird jedoch die linke Lunge abgebunden, um jede Druckstörung von hier aus zu vermeiden.

Kraft zur Dehnung durch Überdruck	Retraktionskraft	Kraft zur Dehnung durch negat. Druck	Retraktionskraft
+ 10 cm H <sub>2</sub> O	— 6,5 cm H <sub>2</sub> O	— 7,3 m H <sub>2</sub> O	— 6,3 cm H <sub>2</sub> O
+ 9 " "	— 6,0 " "	— 6,6 " "	— 6,0 " "
+ 8 " "	— 5,0 " "	— 6,0 " "	— 5,2 " "
+ 7 " "	— 4,5 " "	— 5,0 " "	— 4,7 " "
+ 6 " "	— 4,2 " "	— 4,0 " "	— 4,0 " "
+ 5 " "	— 3,7 " "	— 3,5 " "	— 3,5 " "

Es ergibt sich somit aus beiden Experimenten, dass ein wesentlich höherer Druck angewendet werden muss, wenn die Lunge von der Trachea aus aufgeblasen wird, als wenn sie durch Unterdruck gedehnt wird, und dass infolgedessen auch keine Übereinstimmung herrschen kann zwischen der nach der Aufblähung durch Überdruck vorhandenen elastischen Energie der Lunge mit der zur Blähung verwendeten Kraft. Dagegen hat auch das zweite Experiment die Übereinstimmung der angewendeten Kraft beim negativen Zug mit der dadurch erzielten Retraktionskraft ergeben, vorausgesetzt, dass die Werte von 5 cm H<sub>2</sub>O nicht überschritten wurden.

Die vorausgehenden Versuche machten es wahrscheinlich, dass die Lunge als ein sehr elastischer Körper zu betrachten sei. Dagegen war es unmöglich, aus denselben bestimmte physikalische Angaben über die elastische Eigenschaft zu erhalten. Hierfür musste ganz genau die einer jeden Druckdifferenz entsprechende Volumenzunahme festgestellt und hieraus die Elastizitätskurve aufgezeichnet werden. Nach mancherlei Versuchen ist es mir gelungen, eine Anordnung zu treffen, bei der ganz automatisch Druck und Volumen sich selbst registrierten. Es wurde dies in folgender Weise erreicht. Die in den Plethysmographen eingeschlossene Lunge wird durch dickwandigen Gummischlauch mit einem graduierten Glaszylinder, der Hg enthält, verbunden, welches letzteres unten durch einen regulierbaren Hahn in ein U-förmiges, weites Glasrohr abfließen kann. Der Glaszylinder ist oben luftdicht durch einen Gummistopfen abgeschlossen, in welchem sich eine Öffnung für ein Thermometer, eine für den Einlauftrichter und eine für das Saugrohr befinden.

Ist der Zylinder mit Hg gefüllt und verschlossen, so entsteht beim Ausfliessen des Hg ein negativer Druck im oberen Teil des Zylinders, der sich durch den Schlauch in den Plethysmographen fortsetzt und die Lunge automatisch ansaugt; den dabei angewendeten Minusdruck zeigt ein eingeschaltetes Wassermanometer an, dessen Schwankungen durch einen besonders konstruierten  $H_2SO_4$ -Schwimmer genau proportional auf der Trommel aufgezeichnet wurden. Das aus dem Zylinder ausfliessende Hg füllt die beiden Schenkel des U-Rohres; in dem einen derselben läuft ein Glasschwimmer, welcher ebenfalls direkt

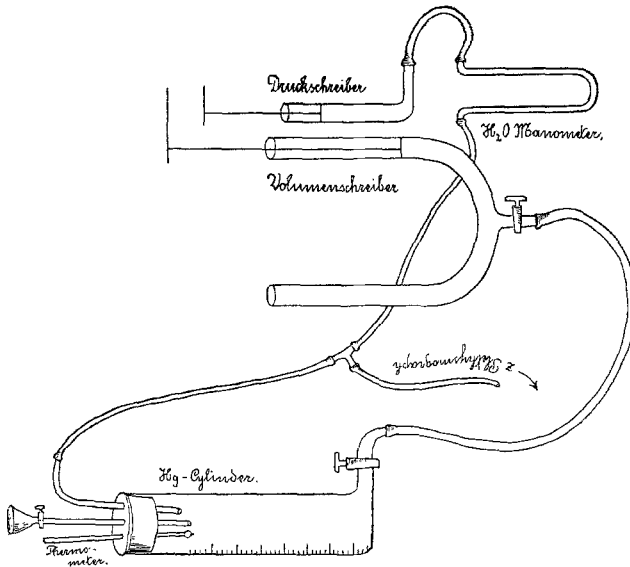


Fig. 1.

auf der Trommel das Quantum des einlaufenden Hg registriert. Man bekommt somit beim Öffnen des Hahnes am Glaszylinder automatisch registriert das ausfliessende Volumen Quecksilber und den durch dasselbe in dem Plethysmographen erzeugten negativen Druck; mit anderen Worten: die Volumzunahme der Lunge, die einer bestimmten Druckabnahme entspricht. Da es sich um Gasmessungen handelte, musste natürlich auch die Temperatur berücksichtigt werden. Der Plethysmograph war deshalb so konstruiert, dass in demselben luftdicht ein kleines Thermometer von 25—40° Einteilung eingeführt werden konnte; ein zweites Thermometer befand sich in dem Hg-Zylinder. Die schematische Anordnung ist durch die Fig. 1 wiedergegeben. Gegenüber der Bestimmung der Einatmungsluft hat diese

Methode den grossen Vorteil, dass die gewaltige Temperaturdifferenz zwischen Einatemluft und Alveolarluft ganz vernachlässigt werden kann, und dass anfällige Resorption von Sauerstoff gar keine Rolle spielt, da man ja nur die Volumzunahme der Lunge misst, aber nicht die dabei in die Alveolen eingetretene Luftmenge.

Der ganzen Versuchsanordnung liegt folgende mathematische Überlegung zugrunde.

Wenn  $V_1$  das Luftvolumen des Plethysmographen am Anfang des Versuches (Expiration) und  $V_2$  das Luftvolumen des Plethysmographen am Ende des Versuches (Inspiration) bedeutet, so ist  $V_1 - V_2 =$  Betrag der Lungenblähung (gesucht).  $V_1'$  ist das Volumen Hg im Zylinder zu Beginn des Versuches und  $V_2'$  ist das Volumen Hg im Zylinder am Ende des Versuches (automatisch registriert).

$p_1$  ist der in dem System am Anfang herrschende Druck = Atmosphärendruck,  $p_2$  ist der in dem System auf der Höhe der Blähung herrschende Druck; somit ist  $p_1 - p_2 =$  der Depression, welche zur Entfaltung der Lunge verbraucht wurde. Diese Grösse wird durch das  $H_2O$ -Manometer resp. den  $H_2SO_4$ -Schwimmer automatisch aufgeschrieben.

$t_1$  ist die Temperatur in dem Plethysmographen am Anfang (Expiration),  $t_2$  ist die Temperatur in dem Plethysmographen am Ende (Inspiration) des Versuches.  $t_1'$  ist die Temperatur in dem Hg-Zylinder am Anfang,  $t_2'$  ist die Temperatur in dem Hg-Zylinder am Ende der Inspiration. Setzt man an Stelle der vier zuletzt genannten relativen Temperaturen die absoluten, so ergibt sich:

$$T_1 = 273 + t_1, T_2 = 273 + t_2, T_1' = 273 + t_1', T_2' = 273 + t_2'.$$

Da nun vorauszusehen war, dass  $T_1$  und  $T_1'$  sowie  $T_2$  und  $T_2'$  nicht übereinstimmen werden, weil die Temperatur in dem von der lebenswarmen Lunge erfüllten Plethysmographen höher sein musste als in dem Hg-Zylinder, so musste diese Differenz wegen ihres Einflusses auf die Gasdehnung berücksichtigt werden. Ein Orientierungsversuch ergab ferner glücklicherweise, dass die Temperaturdifferenz in dem Plethysmographen zwischen Expirations- und Inspirationszustand der Lunge nur  $0,3-0,5^\circ$  betrug und die Differenz im Zylinder zwischen  $T_1'$  und  $T_2'$  noch weniger war. Es resultierte daraus eine bedeutende Vereinfachung der mathematischen Ableitung, indem  $T_1 = T_2$  und  $T_1' = T_2'$  gesetzt werden konnten, so dass also nur noch das Verhältnis der Temperaturen in dem Plethysmographen und in dem Zylinder gegenseitig als beeinflussend für die ent-

sprechenden Gasvolumina im Zylinder und im Plethysmographen in Betracht kam. Infolgedessen ergibt sich unter Weglassung der verschiedenen Ableitungen, dass das gesuchte Dehnungsvolumen der Lunge erhalten wird durch Multiplikation des Temperaturquotienten mit dem automatisch registrierten Luftvolumen des Hg-Zylinders oder

$$V_1 - V_2 = (V_2' - V_1') \frac{T_1}{T_1'}$$

In praxi gestaltete sich nun die Sache so, dass die Zeitmarkierung als Mittellinie diente; dicht oberhalb derselben stand der Schwimmer, welcher die Abnahme des Hg in dem Gefässe, also alle

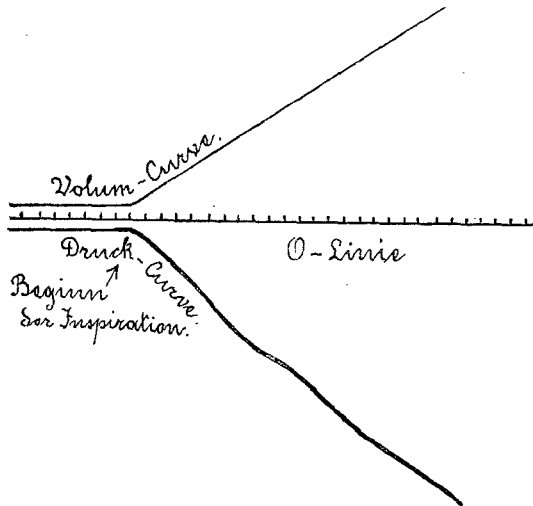


Fig. 2.

volumetrischen Grössen zwischen  $V_1'$  und  $V_2'$  registrierte, während dicht unterhalb der Zeitlinie der Manometerschwimmer stand, welcher die Druckwerte zwischen  $p_1$  und  $p_2$  fortlaufend registrierte. Sowie der Hahn des Hg-Zylinders geöffnet wurde, begannen die beiden Schreiber sich gleichzeitig von der Mittellinie zu entfernen und die Volums- und Druckkurven aufzuzeichnen (s. schematische Darstellung Fig. 2). Durch Auszeichnung der betreffenden Schreiber konnten so die absoluten Werte für  $p_1 - p_2$  und  $V_2' - V_1'$  sofort an der Kurve abgemessen werden. Die Eintragung der nach der Formel

$$V_1 - V_2 = (V_2' - V_1') \frac{T_1}{T_1'}$$

daraus erhaltenen Werte für Druck und Volumen in ein Ordinatensystem lieferte die gesuchte Elastizitätskurve der normalen Lunge bei der Inspiration.



**Versuche an Hunden.**

Nach der beschriebenen Anordnung wurde bei vier Hunden die Elastizität der rechten Lunge gemessen; die Tiere waren sämtlich mit Urethan-Morphin-Curare narkotisiert; der Druck in der rechten Karotis, mit Hg-Manometer gemessen, änderte sich nie wesentlich während der Versuche. Bei jedem Tier wurden mindestens sechs Einzelbestimmungen gemacht, so dass von Hundelungen im ganzen 32 Kurven vorlagen. Im allgemeinen ergab sich bei der Temperaturmessung für das Thermometer im Hg-Zylinder 20° C., im Plethysmographen 33° C. Die verschiedenen Kurven desselben Tieres stimmten jeweils unter sich gut überein; dagegen ergaben sich Unterschiede zwischen den einzelnen Tieren.

In der Fig. 3 sind die Mittelkurven der einzelnen vier Tiere, jede für sich reproduziert. Bei Betrachtung dieser Kurven fällt uns sofort auf, dass trotz der individuellen Verschiedenheiten doch überall eine mehr oder weniger gerade Linie resultiert, und dass

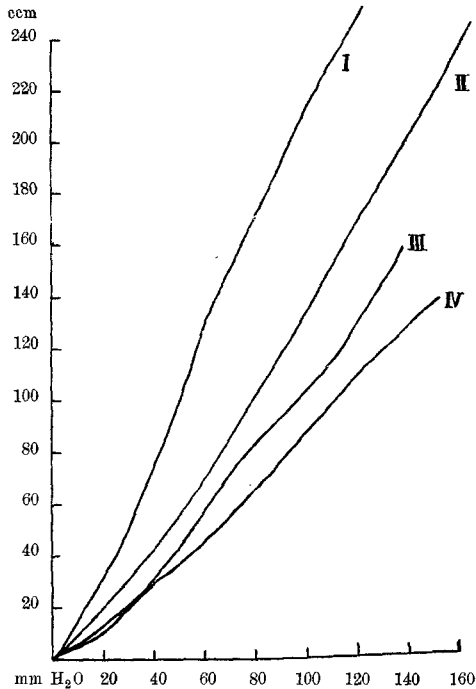


Fig. 3. Hunde.

namentlich die von früheren Autoren bei den Versuchen an ausgeschnittenen Lungen beschriebene S-förmige Kurve völlig fehlt. Weder am Beginn noch am Ende der Blähung besteht demnach eine wesentlich geringere Dehnungsfähigkeit der Lunge resp. wird grössere Kraft zur Blähung benötigt.

Die Art der Ausrechnung der Kurven, wie sie oben geschehen, ist nun aber, obwohl sie von allen früheren Bearbeitern des Themas ebenfalls und alleinig angewendet worden ist, nur bedingt richtig, indem sie nur die absoluten Zahlen für ein bestimmtes Tier liefert,

dagegen nicht gestattet die Vergleichung der bei verschiedenen Tieren erhaltenen Kurven.

Die Unterschiede zwischen den verschiedenen Individuen, wie sie sich in Fig. 3 zeigen, rühren nämlich nicht etwa, wie man denken könnte, vom Alter oder der Rasse des Tieres, d. h. also von seiner ihm eigentümlichen Lungenelastizität her, sondern sie sind bedingt durch die Grösse der betreffenden Lunge. Es ist ja von vornherein klar, dass eine Lunge mit dem Anfangsvolumen  $X$  bei Anwendung des gleichen Minusdruckes ganz andere Volumina erzielen wird als die Lunge mit dem Anfangsvolumen  $X + Y$ . Um deshalb ein richtiges Bild der Elastizitätskurven zu erhalten, musste bei jedem Tier das Ausgangsvolumen, d. h. die Lungengrösse im Expirationszustand, festgestellt werden und dann an Hand der Kurven ausgerechnet werden, um das Wievielfache dieses Ausgangsvolumens sich die Lunge bei den verschiedenen Minusdrücken gedehnt hatte. Die Ermittlung dieses Ausgangsvolumens erfolgte in der Weise, dass nach Beendigung der Versuche die Lunge im Expirationszustand am Hilus abgebunden und ihr Volumen gemessen wurde. Natürlich stimmt das so gemessene Volumen nicht überall mit dem Expirationsvolumen der einzelnen Versuche genau überein, aber die Differenzen sind bei den in Betracht kommenden Grössen so gering, dass sie wohl vernachlässigt werden können. Auf diese Weise wurden die individuellen Grössenunterschiede ausgemerzt und tatsächlich stimmten nun auch die Kurven der einzelnen Tiere sehr gut miteinander überein, so dass ein Mittel gezogen werden konnte (Fig. 4). Auch bei diesen reinen Elastizitätskurven der Hundelunge, die man somit als Normalkurve bezeichnen kann, fehlen die von den anderen Autoren beobachteten S-förmigen Abflachungen am Beginn und am Ende der Blähung. Es ist geradezu auffallend, dass die Kurve selbst bei so erheblichen Dehnungen bis zum  $5\frac{1}{2}$  fachen des Ausgangsvolumens, also wohl bis an die Grenze dessen, was bei forcierter Atmung an Dehnung überhaupt geleistet werden kann, nicht die geringste Erschwerung in der Dehnungsfähigkeit erkennen lässt. Auch diese Ergebnisse klassifizieren die Lunge als ein äusserst elastisches Organ.

#### Versuche an Katzen.

In genau der gleichen Weise wurden an vier Katzen die Dehnungsversuche durchgeführt. - Auch hier ergab sich, dass die

Kurven des einzelnen Tieres gut untereinander übereinstimmen, dass aber die individuellen Kurven Differenzen gegeneinander zeigten. In Fig. 5 sind die Mittel aus den verschiedenen Kurven jedes der vier Tiere aufgetragen. Zahl der Einzelversuche 28.

Es war von vornherein anzunehmen, dass die individuellen Unterschiede, wie sie sich in den vier Kurven zeigen, in der Hauptsache auch wieder bedingt seien durch das verschiedene Ausgangsvolumen der Lungen, und es war deshalb notwendig, auch bei diesen Versuchen die relative Volumsvergrößerung der Lunge, bezogen auf das Anfangsvolumen, aufzuzeichnen. In Fig. 6 ist

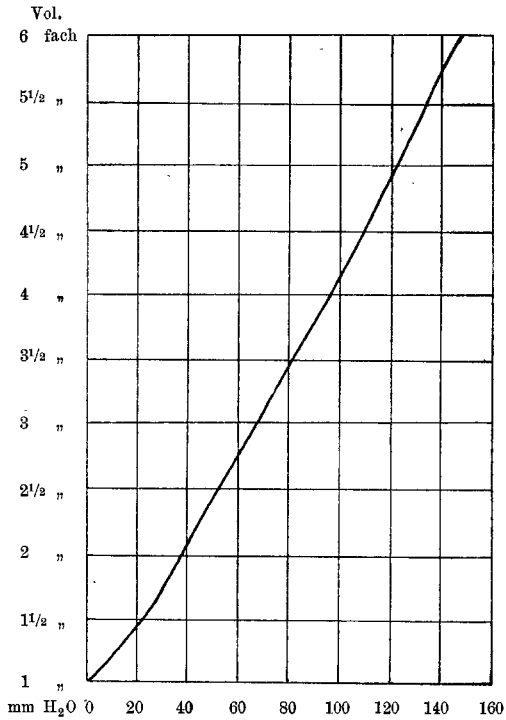


Fig. 4. Normal-Elastizitätskurve: Hund.

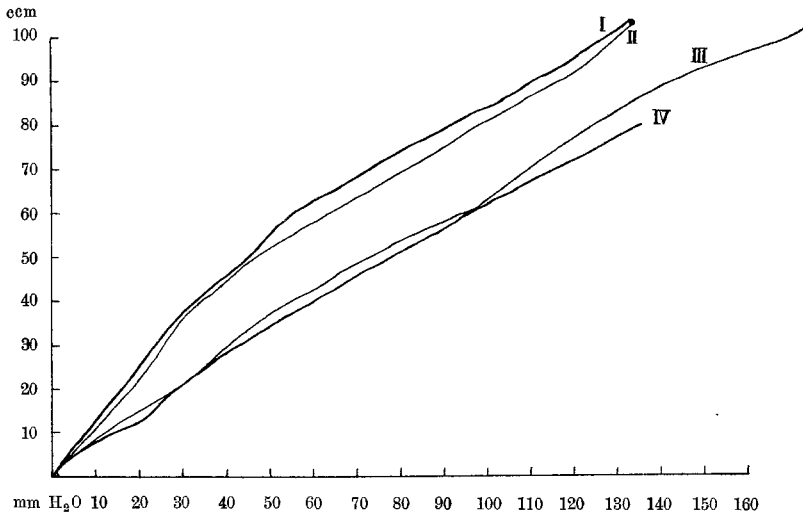


Fig. 5. Katzen.

die Resultierende der auf diese Weise gewonnenen vier Katzenkurven gezogen; sie kann somit auch als Normalkurve für die Elastizität der Katzenlunge gelten.

### Versuche an Kaninchen.

Die Dehnungsversuche wurden ebenfalls an vier Kaninchen ausgeführt; die Tiere waren mit Urethan-Curare narkotisiert. Bei den

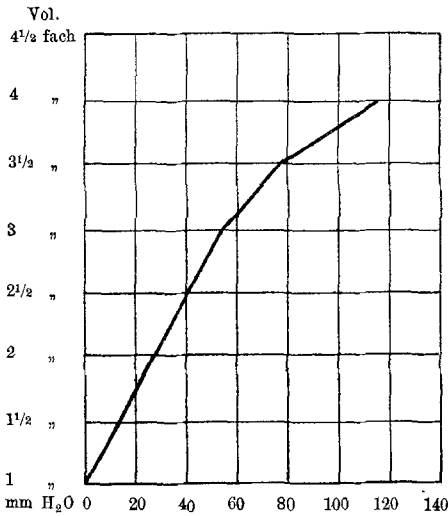


Fig. 6. Normal-Elastizitätskurve: Katze.

Blähungen fiel sofort auf, wie die Druckkurve viel steiler abfiel, als die Volumkurve anstieg. Dies kommt dann auch deutlich zum Ausdruck in den Mitteln der Kurven der vier Tiere, wie sie in Fig. 7 aufgetragen sind. Zahl der Einzelversuche 22. Da offenbar die Volumina der Lungen der einzelnen Tiere untereinander weniger differierten als dies bei Hunden und Katzen der Fall ist, so sind auch die Unterschiede der individuellen Mittelkurven beim

Kaninchen geringer als bei den anderen Tierarten. Würde man nun die absoluten Volumenkurven der Kaninchen mit denen der beiden anderen

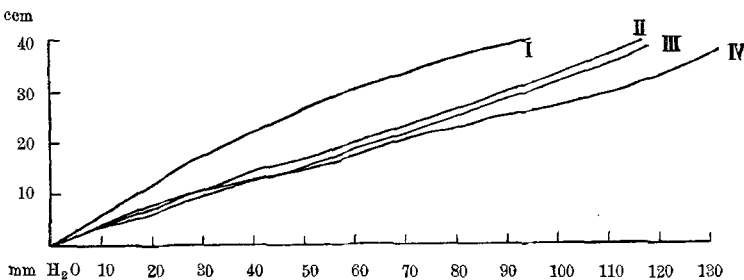


Fig. 7. Kaninchen.

Tierarten vergleichen, so ergäbe sich eine bedeutende Abflachung der Volumenkurve beim Kaninchen, so dass angenommen werden müsste, es verhalte sich die Elastizität der Lunge bei diesen Tieren

wesentlich anders, die Lunge sei weniger dehnungsfähig als bei Katze und Hund. Sowie wir aber die relative Volumzunahme auch hier ausrechnen, entsprechend den Ausgangsvolumina, so ergibt sich ein ganz anderes Bild (Fig. 8); die Kurve kommt tatsächlich sehr nahe der Hundekurve zu stehen, so dass wir sagen können: Es stimmen die Normalelastizitätskurven bei den drei Tierarten ziemlich untereinander überein. Auch hier zeigt sich wieder die Tatsache, dass von einer wesentlichen Erschwerung der Dehnung der Lunge am Anfang oder am Ende der Blähung weder bei den absoluten noch bei den normalen Elastizitätskurven die Rede sein kann; auch die Kaninchenlunge erweist sich als ein sehr elastisches Organ.

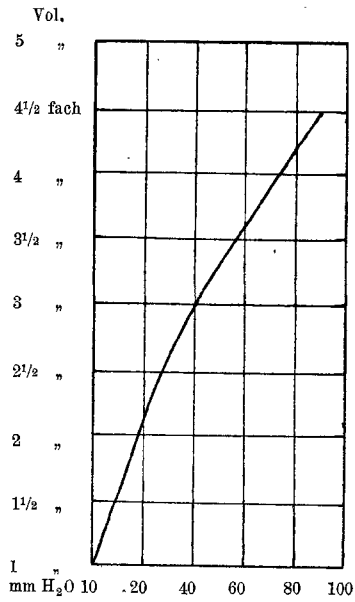


Fig. 8. Normal-Elastizitätskurve: Kaninchen.

**Versuche an Affen.**

Zu den Experimenten wurden zwei Tiere verwendet. Es handelte sich um *Macacus rhesus* von ca. 45 cm Länge. Äthernarkosen. Schon beim Operieren fiel auf, wie ausserordentlich zähe und leder-

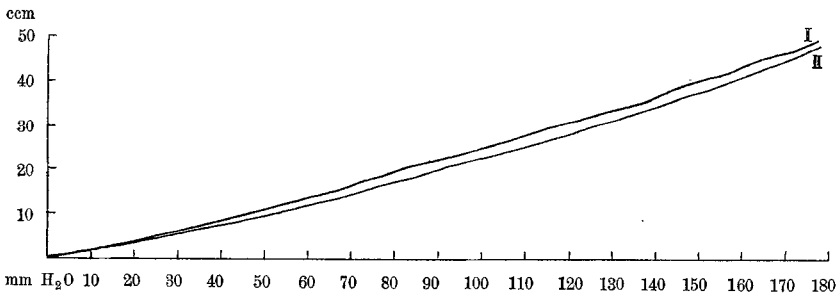


Fig. 9. Affen.

artig die Gewebe waren, nicht nur die äussere Haut, sondern auch die serösen Häute, z. B. der Herzbeutel, welcher nur mit bedeutender Anstrengung nach Beendigung des Versuches eingerissen werden konnte. In völliger Übereinstimmung damit erwiesen sich die Lungen

als sehr wenig dehnungsfähig, so dass die Druckkurve noch viel rapider abfiel als bei den Kaninchen und nur eine geringe Volumszunahme der Lunge erzielt werden konnte, weil sonst der Plethysmograph nicht mehr dicht hielt. In Fig. 9 sind die Mittel aus den individuellen Kurven aufgezeichnet; dieselben zeigten bei beiden Tieren fast gar keine Abweichungen voneinander, was damit zusammenhängen mag, dass beide Tiere gleich gross und somit wohl auch die Ausgangsvolumina der Lungen gleich waren. Der ausserordentlich grosse Unterschied dieser Kurven zu denen von Katze, Hund und Kaninchen wird etwas reduziert, wenn wir, wie bei den anderen Tieren, auch hier die relative Kurve zur Grösse der Anfangsvolumen zeichnen (Fig. 10). Immerhin zeigt es sich doch auch hier, dass die Normal-

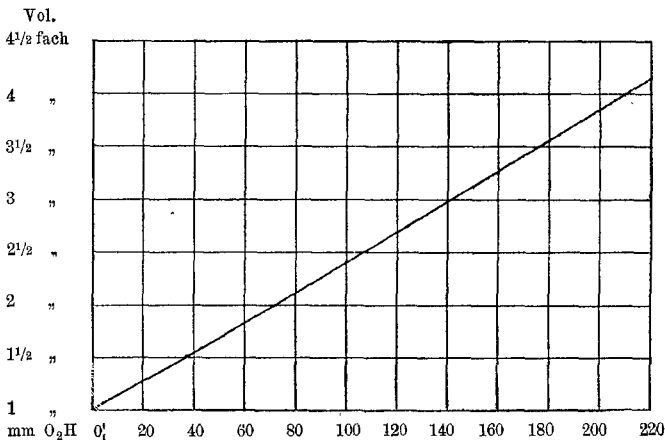


Fig. 10. Normal-Elastizitätskurve: Affe.

elastizitätskurve des Affen sich wesentlich entfernt von der Richtung der drei anderen; es ist somit die Affenlunge offenbar entsprechend den allgemeinen Gewebeeigenschaften des Affen weniger dehnbar als die der anderen Tiere. Aber auch hier zeigt sich nicht die geringste Erschwerung der Dehnung am Anfang oder Ende der Blähung, die Kurve verläuft fast schnurgerade.

Nach dem Vorausgehenden dürfte die Lunge als ein Organ von hoch entwickelter Elastizität zu betrachten sein; innerhalb der für die Atmung in Betracht kommenden Ausdehnung kann ihre Elastizität sogar als eine vollkommene bezeichnet werden. Zur Entscheidung darüber aber, ob die Expiration ein rein elastischer Vorgang sei, reichen die bisherigen Ergebnisse nicht ganz aus, denn in der

Versuchsordnung, die zur Gewinnung der Elastizitätskurven diente, haben wir den Ablauf der Expiration unberücksichtigt gelassen. Allerdings sprechen die zuerst erwähnten Versuche, bei denen die elastische Energie der sich wieder retrahierenden Lungen am  $H_2O$ -Manometer gemessen wurde, dafür, dass die zur Dehnung verwendete Kraft sich quantitativ in die Retraktionsenergie umsetzte. Aber ein wirklicher Beweis dafür, dass die Lunge nach der Inspiration ohne irgendwelche Beihilfe von aussen wirklich zum Ausgangsvolumen zurückkehre, ist damit noch nicht erbracht. Diese für die Physiologie wie Pathologie der Lunge wichtige Frage habe ich auch zu lösen versucht.

Die obenbeschriebene Apparatur zur Gewinnung der Elastizitätskurven musste nur dahin abgeändert werden, dass der Hg-Zylinder leicht vertikal verschiebbar an einem Stativ befestigt wurde. War der Hg-Zylinder hochgestellt, so strömte das Quecksilber von unten herauf in die U-Röhre; es wurde so die Lunge durch einen bestimmten Minusdruck auf das gemessene Volumen erweitert. Sowie dies erreicht war, wurden die Hähne geschlossen, der Hg-Zylinder unter das Niveau des U-Rohres gesenkt, so dass das Hg nach Öffnung der Hähne wieder zurücklaufen konnte. Es wurde so eine langsame Entspannung der Lunge herbeigeführt, und da ja der Plethysmograph andauernd mit dem Hg-Manometer verbunden war, so konnte auf den Kurven jederzeit verfolgt werden, ob die Abnahme von Volumen einerseits und Minusdruck andererseits entsprechend verlaufen und somit die beiden Kurven sich beim 0-Punkt, d. h. der Expirationsstellung, wieder finden, oder ob ein Überdruck nötig sei, um die Lunge wieder zum Ausgangspunkt zurückzuführen.

Der Ablauf eines solchen Versuches lässt sich am hübschesten auf der Originalkurve selber verfolgen (Fig. 11).

Wie sich aus der Fig. 11 ergibt, verlaufen die Volum- und Druckkurve bei der Inspiration fast ganz gleichmässig gerade; es handelte sich um eine ideal elastische Katzenlunge. Auf dem Höhepunkt der Inspiration angelangt, veranlasst die Sistierung des Saugens einen leichten Druckabfall, der auf die Diffusion von  $CO_2$  wohl zurückzuführen ist. Beim Senken des Zylinders bedingt die eintretende Verringerung des negativen Druckes sofort ein Zurückgehen des Volumens. Man sieht auch sehr hübsch, wie die Expirationskurve nicht ganz gleichartig verläuft wie die der Inspiration. Die beiden Kurven treffen sich aber auf der 0-Linie, d. h. der Expirations-

stellung wieder, ohne dass ein Überdruck nötig gewesen wäre, um das Volumen ganz zu reduzieren. Der Expirationsvorgang kann sich somit durch rein elastische Kräfte der gedehnten Lunge vollziehen.

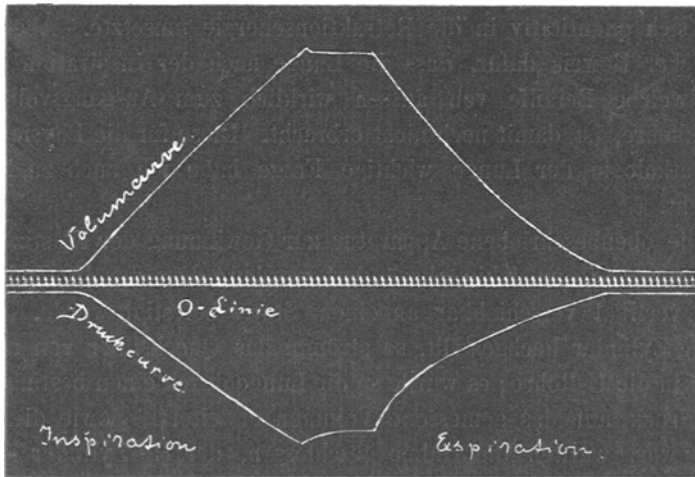


Fig. 11.

### Der Einfluss der elastischen Dehnung der Lunge auf deren Zirkulation.

Die im Vorausgehenden erhaltenen Aufklärungen über die Elastizität der Lunge ermöglichen es uns, aus denselben weitere Orientierung über die Zirkulation in der Lunge resp. deren Änderung durch die Volumsveränderungen des Organs zu erhalten. Wir haben gesehen, dass die Lunge als ein Organ von hoher Elastizität zu betrachten ist, und dass die bei der Inspiration zur Dehnung aufgewendete Energie quantitativ wieder erscheint bei dem Expirationsvorgang. Es setzt dies voraus, dass von einem gewissen Punkte an, den wir als den Normalpunkt der Expirationsstellung bezeichnen können<sup>1)</sup>, jede Vergrößerung der

1) In unseren Versuchen ist dieser Punkt der Lunge bei Atmosphärendruck auf die Pleura angenommen; beim Individuum mit geschlossenem Thorax liegt derselbe bei einem geringen negativen Druck. In den Fötalzustand kann die Lunge erst durch kräftigen Überdruck von 1—2 Tagen und Luftresorption zurückgeführt werden. Offenbar ist ihr durch die lange Dauer des Extrauterinlebens die Fähigkeit, sich rasch und bei Atmosphärendruck völlig zurückzuziehen, verloren gegangen.



Lunge auch eine Dehnung ihrer Gewebsteile bedingen muss, da sonst eine spontane Rückkehr zu diesem Ausgangspunkt nicht möglich wäre. An dieser Dehnung sind nun selbstverständlich auch die Gefässe beteiligt, und für die Zirkulationsfrage ist es daher von grösster Wichtigkeit zu erfahren, wie gross die lineare Dehnung eines einzelnen Bestandteiles der Lunge, z. B. eines Gefässstückes, bei einer bestimmten Volumenvergrösserung des Organes ist; denn der Grad der linearen Dehnung eines Gefässes verlängert einerseits den Weg, welchen die Blutsäule machen muss, und anderseits verändert sie auch den Querschnitt des Gefässes.

Aus den vorliegenden Druck- und Volumkurven der lebenden Lungen habe ich auf Grund folgender Deduktion versucht, die lineare Dehnung bei einem bestimmten Minusdruck zu berechnen.

Betrachten wir die Lunge als eine Kugel oder als ein von vielen kleinen Kugeln zusammengesetztes Organ, so ergibt sich, dass das Volumen  $V$  der Lunge sich ausdrückt durch die Formel

$$V = \frac{4}{3} \pi r^3,$$

woraus sich ergibt:

$$r = \sqrt[3]{\frac{V \cdot 3}{4 \cdot \pi}},$$

daraus erhalten wir den für die lineare Dehnung in Betracht kommenden Durchmesser  $d$  nach der Formel

$$d = 2 \sqrt[3]{\frac{V \cdot 3}{4 \cdot \pi}} = \sqrt[3]{V \frac{6}{\pi}}.$$

Kennen wir somit die Grösse einer Lunge im Expirationszustand, und wird dieselbe nun durch einen Minusdruck auf ein bestimmtes Volumen  $V$  gebracht, so ergibt sich die mit dieser Volumsvergrösserung einhergehende, lineare Dehnung eines einzelnen Teiles der Lunge nach der obigen Formel. Wenn z. B. das Ausgangsvolumen einer Hundelunge 50 ccm beträgt, so ruft nach den oben mitgeteilten Elastizitätskurven ein Minusdruck von 12 cm H<sub>2</sub>O eine mittlere Volumsvergrösserung von  $50 + 168 = 218$  ccm =  $4\frac{1}{2}$  faches Volumen der Lunge hervor. Unter Berücksichtigung des Ausgangsvolumen ergibt sich für einen einzelnen Lungenbestandteil eine lineare Dehnung von 4,5 cm auf 7,45 cm, also eine Dehnung um 60% des Ausgangswertes.

Analog dem eben gegebenen Beispiel wurden nun aus den Normalkurven der verschiedenen Tiere die bei den einzelnen Volumensvergrößerungen der Lunge um das zwei-, drei-, vier-, fünffache sich ergebenden linearen Dehnungen ausgerechnet und in eine Kurve eingetragen (Fig. 12). Als Ausgangspunkt ist jeweils am Rande der Ordinate der Durchmesser der betreffenden Lunge im Expirationszustand angesetzt und von diesem ausgehend dann die bei der Inspiration einsetzende lineare Dehnung berechnet und eingetragen.

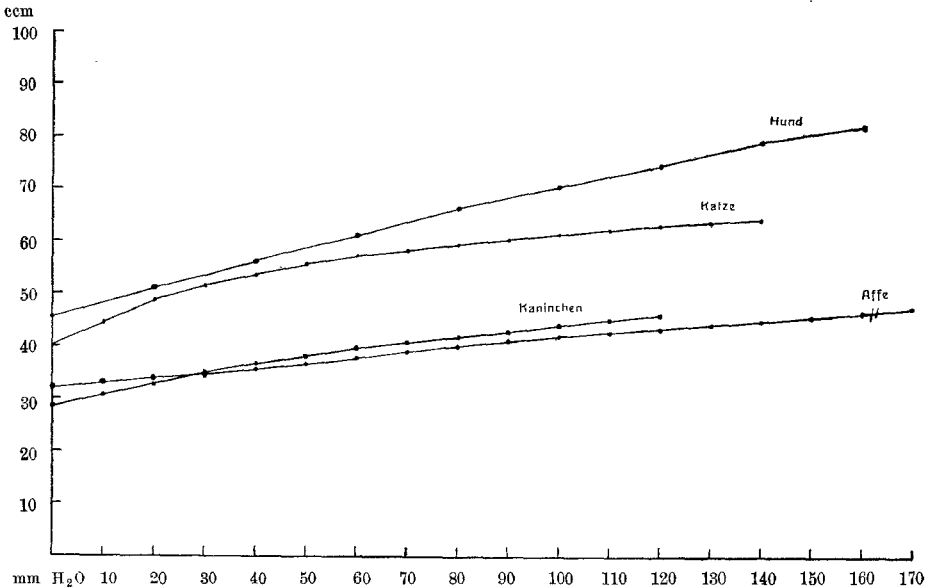


Fig. 12. Normalkurven der linearen Dehnung unter Berücksichtigung des Ausgangsvolumen.

Aus Fig. 12 ergibt sich, dass entsprechend den Elastizitätskurven auch die Kurven der linearen Dehnung bei den verschiedenen Tierarten nicht ganz gleich verlaufen; die Hundelunge, welche der menschlichen funktionell am nächsten zu stehen scheint, zeigt die ausgiebigste lineare Dehnung bei einem bestimmten Druck, während die Affenlunge am wenigsten deformiert wird. Aber auch bei diesen Kurven lässt sich nirgends eine Erschwerung der Dehnung am Anfang erkennen, und einzig bei der Katzenlunge hat man den Eindruck, als ob eine über das Vierfache des Anfangsvolumens hinausgehende Vergrößerung mit einer stärkeren proportionalen Druckzunahme verbunden wäre.

Um mir nun ein Bild zu machen von dem Einfluss, den die lineare Dehnung auf die Gefässweite und die Blutströmung hat, habe ich an kleinen Gummischläuchen entsprechende Experimente ausgeführt. Es wurde zunächst geprüft, ob die Dehnung bei den in Betracht fallenden Grössen einen nennenswerten Einfluss auf die Kapazität der betreffenden Schläuche ausübte. Solche Experimente sind unter anderem auch speziell von Tendeloo<sup>1)</sup> ausgeführt worden. Er fand eine geringe Zunahme des Inhaltes bei Dehnung von Kautschukröhrchen um 50—100 %, bei weiterer Dehnung verringerte sich die Kapazität wieder; allerdings fehlen die genaueren Inhaltsmaasse. Bei den nachfolgenden Experimenten bin ich zu einem ähnlichen Resultat gekommen. Ein 10 cm langer, vertikal hängender Gummischlauch wurde unten durch einen Messingpfropfen wagrecht abgeschlossen und über diesem fest zusammengebunden. An dem Messingpfropf war ein Haken für eine kleine Gewichtsschale angebracht. Der Querschnitt des Schlauches wurde berechnet aus der in 10 cm Länge enthaltenen Wassermenge; am oberen Ende war der Schlauch ebenfalls wieder ganz scharf wagrecht mit einem Glasrohr verbunden, das mit einer feinen U-förmigen Messpipette zusammenhing. Das ganze System war mit Wasser luftleer gefüllt und befand sich im hydrostatischen Gleichgewicht. Wurde nun der Schlauch um eine bestimmte Grösse gedehnt, so ergab sich ein leichtes Sinken des Flüssigkeitsspiegels in der feinen Messröhre, und aus der in den Schlauch eingetretenen Menge liess sich sowohl die Kapazität als auch der Querschnitt des gedehnten Röhrchens genau berechnen.

Tabelle I.

Dehnung eines grösseren Kautschukschlauches.

Nr.	Länge cm	L. %	Volumen ccm	V. %	Radius cm	$r$ %	Quer- schnitt qcm	$\pi r^2$ %
1	10	100	2,682	100,00	0,2922	100,00	0,268	100,00
2	15	150	2,802	104,47	0,2438	83,44	0,187	69,77
3	20	200	2,932	109,32	0,2160	73,92	0,147	54,85
4	25	250	3,032	113,05	0,1965	67,16	0,121	45,15
5	30	300	3,102	115,66	0,1814	62,08	0,103	38,43

1) Tendeloo, Ergebn. d. inn. Med. u. Kinderheilk. Bd. 6 S. 5.

Da der Querschnitt des verwendeten Röhrchens mit Rücksicht auf die Weite der in Betracht kommenden Lungengefäße noch als ziemlich gross zu bezeichnen war, wurde ein zweiter Versuch mit einem engeren Röhrchen durchgeführt.

Tabelle II.  
Dehnung eines dünneren Kautschukschlauches.

Nr.	Länge cm	L. %	Volumen ccm	V. %	Querschnitt qcm	$\pi r^2$ %
1	10	100	1,164	100,00	0,1164	100,00
2	15	150	1,207	103,65	0,0804	69,10
3	20	200	1,239	106,44	0,06195	53,22
4	25	250	1,269	109,02	0,05076	43,61
5	30	300	1,302	111,81	0,0434	37,27

Aus den beiden Tabellen ergibt sich, dass die Dehnung eines Kautschukschlauches von 100 auf 150 % nur eine ganz geringe Inhaltsvergrößerung des Schlauches zur Folge hat, welche zudem bei weiterer Dehnung des Schlauches sich noch relativ verkleinert. Dieselbe wird zudem noch wesentlich geringer, wenn es sich um einen Schlauch von kleinerem Querschnitt handelt. Es stimmen diese Ergebnisse mit den Untersuchungen von Physikern überein, die ergaben, dass elastische Röhren bei ihrer Dehnung praktisch keine Inhaltsvergrößerung erfahren. Damit wäre also zunächst schon eine wichtige Frage betreffend das Zirkulationsproblem bei der Inspirationslunge gelöst: Die durch lineare Dehnung bei der Inspiration bedingte Verlängerung der Gefäße hat keine Zunahme ihrer Kapazität zur Folge.

Aus den Tabellen ergibt sich weiterhin, dass der Radius und dementsprechend noch mehr der Querschnitt der elastischen Röhren bei der Dehnung sehr stark abnehmen. Es erhebt sich daher die Frage, in welchem Betrage verändert diese Deformation des Röhrchens die Durchströmungsverhältnisse desselben bei der Dehnung. Um hiefür die in den obigen Tabellen niedergelegten Zahlen über das Verhältnis von Dehnung zum Lumen benutzen zu können, wurden genau gleichartige Stücke, wie sie dort verwendet worden waren, zu Durchströmungsversuchen benutzt. Als Flüssigkeit wurde eine mit Blut isovisköse Gummilösung und eine etwas übervisköse Gelatinelösung benutzt. Beide wurden unter demselben Druck von 70 cm H<sub>2</sub>O

durch die Kautschukröhrchen getrieben, und wenn die Durchflussmengen konstant waren, wurde das Röhrchen um die in den Tabellen I und II angegebenen Prozente gedehnt und jeweils wieder die Durchflusszeiten bestimmt.

Tabelle III.

**Durchflussgeschwindigkeit durch einen gedehnten Schlauch vom Querschnitt 0,268 qcm.**

Nr.	Länge cm	L. %	Gummiarabicum-Lösung		Gelatine-Lösung	
			Sekunde pro 1 Liter	%	Sekunde pro 1 Liter	%
1	10	100	17,08	100,00	17,0	100,00
2	15	150	23,65	137,4	28,26	166,2
3	20	200	37,88	221,8	39,60	232,96
4	25	250	46,85	274,3	53,30	313,6
5	30	300	60,45	353,9	68,88	405,2

Tabelle IV.

**Durchflussgeschwindigkeit durch einen gedehnten Kautschukschlauch vom Querschnitt 0,1164 qcm.**

Nr.	Länge cm	L. %	Gummiarabicum-Lösung		Gelatine-Lösung	
			Sekunde pro 1/2 Liter	%	Sekunde pro 1/2 Liter	%
1	10	100	12,00	100,0	11,65	100,0
2	15	150	20,75	172,9	20,95	179,8
3	20	200	30,38	253,2	30,05	266,5
4	25	250	46,9	390,8	45,13	385,9
5	30	300	64,9	540,8	66,75	572,9

Die Zahlen der Tabellen III und IV zeigen uns sehr deutlich, wie stark die Störung der Strömung bei der linearen Dehnung des Röhrchens wird. Bei einer Verlängerung auf das Doppelte steigt die Durchflusszeit in dem weiteren Röhrchen auf 221 % für Gummi und bei dem engeren Röhrchen auf 253 %. Bei Verwendung von Gelatine sind die Differenzen noch grösser. Bei Röhrchen vom Querschnitt der kleinsten Gefässe und Kapillaren müsste deshalb die Störung eine sehr grosse werden; sie dürfte bei diesen Gebilden wohl gegen 500 % bei der angegebenen Dehnung betragen<sup>1)</sup>. Zieht

1) Die Zahl 500 bedeutet wohl die untere Grenze, denn mit der weiteren Verkleinerung des Querschnittes steigt bei der Dehnung die Durchflussbeschränkung rapid an.

man dabei in Betracht, dass in der Lunge sehr bald der Übergang von den grossen Gefässen zu den kleinen und kleinsten sich vollzieht, so kann man sich nach den vorstehenden Experimenten eine Vorstellung von der Zirkulationserschwerung machen, die bei der linearen Dehnung der Lungengefässe möglich ist.

Um nun aber ein den wirklichen Verhältnissen entsprechendes Bild aus den bisher ermittelten einzelnen Grössen zu erhalten, müssen wir uns auf Grund der Elastizitätskurven der lebenden Lunge orientieren, wie gross der Betrag der linearen Dehnung für die Gefässe bei der Inspiration zirka sein kann. Die Sache wäre sehr einfach, wenn wir die Gefässe anatomisch dem übrigen Lungengewebe gleichstellen würden, von welchem wir annehmen, dass es vom idealen<sup>1)</sup> Expirationszustand ausgehend bei jeder Volumsvergrösserung sofort gedehnt und elastisch beansprucht wird; es würde sich dann einfach für die Gefässe eine dem Lungengewebe proportionale lineare Dehnung ergeben.

Nehmen wir unter dieser Voraussetzung z. B. an, dass eine Hundelunge vom Anfangsvolumen 50 ccm bei der Inspiration sich auf das Vierfache = 150 ccm vergrössert, so würde dabei eine lineare Dehnung vom Anfangswert 46 auf 73 stattfinden oder von 100 % auf 158 %. Für ein Gefäss vom Querschnitt 0,1164 würde diese Dehnung laut Tabelle II und IV schon eine Erhöhung der Durchflusszeit von 100 % auf ca. 180 % zur Folge haben. Es müsste somit eine ganz bedeutende Erschwerung der Zirkulation auf der Höhe der Inspiration die Folge sein. Diese müsste sich aber wiederum äussern in einer Erhöhung des Pulmonaldruckes und einem Sinken des Karotisdruckes vom entsprechenden Betrag. Das ist aber nach meinen früheren zahlreichen Messungen auf der Höhe der Inspiration der im Plethysmographen gedehnten Lunge nicht der Fall; die Veränderungen der Hydrostatik, die ich damals bei der Inspiration erhielt, ergaben nur eine Beeinträchtigung der Zirkulationsgrösse um ca. 20 % der Normalwerte. Dieses Missverhältnis zwischen der berechneten Störung und der im Experiment von mir gefundenen erklärt sich sofort, wenn wir uns der mikro-

---

1) Unter idealem Expirationszustand verstehe ich denjenigen, zu welchem die Lunge nach der Inspiration spontan wieder durch ihre Retraktionskraft bei Atmosphärendruck zurückkehrt. Jede Vergrösserung von diesem Punkte aus beansprucht sofort die Elastizität des Gewebes, jede weitere Verkleinerung ist nur möglich durch Druckerhöhung über der Pleura pulmonalis.

skopischen Bilder der Expirationslunge erinnern. Dieselben zeigen uns, dass die Gefässe leicht geschlängelt sind, und dass somit ein prinzipieller Unterschied besteht zwischen ihnen und dem übrigen Lungengewebe, indem beim Einsetzen der Volumsvergrößerung der Lunge eine lineare Dehnung der Gefässe nicht sofort erfolgen muss, sondern zunächst nur eine Geradestellung derselben. Es ist deshalb zu erwarten, dass am Anfang der Inspirationsbewegung nicht nur keine Erschwerung der Zirkulation eintrete, sondern sogar eine Erleichterung, wie sich dies auch in meinen früheren Experimenten<sup>1)</sup> ergeben hatte, indem der Druck in der Pulmonalis im Beginn der Inspiration etwas fiel, der Abfluss des Blutes in die Lunge somit etwas erleichtert war.

Durch Experimente an Kautschukschläuchen habe ich mich überzeugt, dass ein derart in Windungen gelegter Schlauch, wie in mikroskopischen Schnitten die Gefässe der Expirationslunge geschlängelt erschienen, der Durchströmung mit einer viskösen Flüssigkeit ein grösseres Hindernis entgegenstellt, als wenn er gerade gerichtet ist. Die Differenz betrug ca. 15% zugunsten des geraden Schlauches. Diese Abhängigkeit von der Schlauchlage macht sich aber nur geltend bei einem gewissen Querschnitt. Sobald derselbe unter 0,1 qcm sinkt, so hat die Schlängelung gar keinen Einfluss mehr, weil offenbar bei diesen kleinen Querschnitten die innere Reibung der viskösen Flüssigkeit schon so gross ist, dass die durch die Schlängelung bedingte Erschwerung der Strömung dagegen nicht mehr in Betracht kommt. Es liegen also hier die Verhältnisse umgekehrt wie bei der linearen Dehnung, deren zirkulationshemmender Einfluss proportional wächst mit der Verkleinerung des Querschnittes. Da somit die kleinen Gefässe und Kapillaren von der Geraderichtung keinen Vorteil haben werden, so kann auch deren Einfluss auf die gesamte Zirkulation in der Lunge kein bedeutender sein. Der Hauptgrund für die obenerwähnte Differenz zwischen dem gefundenen und theoretisch berechneten Wert der Zirkulationsstörung auf der Höhe der Inspiration liegt somit lediglich darin, dass die Gefässe zunächst beim Beginn der Inspiration nicht linear gedehnt werden. Selbstverständlich muss es für jede Lunge einen kritischen Punkt geben, bei welchem die Volumvergrößerung der Lunge die Geraderichtung der Gefässe er-

---

1) Cloetta, Arch. f. exper. Pathol. u. Pharmakol. Bd. 70.

reicht hat. Je weiter die volle Inspirationsdehnung der Lunge von diesem kritischen Punkt entfernt ist, um so bedeutender wird die bis dahin noch sich vollziehende lineare Dehnung der Gefässe sein. Leider ist es mir nicht möglich gewesen, diesen Punkt genau zu bestimmen, da man die Lunge nicht gleichzeitig mikroskopieren und ihren Einfluss auf die Zirkulation prüfen kann. Aus meinen zahlreichen Versuchen über Lungenblähung mit anschliessender mikroskopischer Untersuchung der fixierten Lungen kann ich mir aber doch ein gewisses Urteil erlauben. Es scheint mir, dass ein Drittel bis die Hälfte der vollen Inspirationsvergrösserung der Lunge verbraucht werden, bis die Geraderichtung der Gefässe erreicht ist. Bei dem früher gewählten Beispiel der Hundelunge, welche bei einer Vergrösserung von 50 ccm auf 174 ccm eine Zirkulationsbehinderung von 80 % erleiden müsste, würde sich demnach diese letztere auf 40 % reduzieren, wegen Wegfalls von nahezu der Hälfte der supponierten linearen Gefässdehnung. Wir nähern uns also schon bedeutend dem tatsächlich von mir gefundenen Wert von ca. 20 %. Diese letzte Differenz erklärt sich auch noch, wenn wir im Beginn der Inspiration eine geringfügige Erweiterung der Gefässe annehmen. Diese kommt dadurch zustande, dass das mit den Gefässen verwachsene Gewebe bei seiner allseitigen Volumvergrösserung auch einen leichten Zug in querer Richtung auf das Gefäss ausüben kann. Sowie aber dessen Geraderichtung erreicht ist, hört infolge Raumbeschränkung und gegenseitiger Flächenkompression der Alveolen jede Möglichkeit weiterer Gefässdilatation auf. Dass diese überhaupt nur ganz kleine Beträge erreichen kann, hat Tendeloo<sup>1)</sup> nachgewiesen, indem er Gummischläuche in Kautschukplatten eingoss und nun auf diese Platten einen seitlichen Zug ausübte senkrecht auf die Richtung des Röhrchens. Bei einer Dehnung der Platte um 4 % fand eine Kapazitätsvermehrung des Röhrchens statt, bei einer Dehnung um 8 % schon eine Verminderung. Von einer wesentlichen Querschnittsvergrösserung der Gefässe durch Zug bei der Inspiration kann somit keine Rede sein. Es bliebe also höchstens noch die Möglichkeit der Gefässerweiterung infolge des negativen Druckes bei der Inspiration. Ich habe aber schon in meinen früheren Arbeiten darauf hingewiesen, dass von einer Fortpflanzung des negativen Druckes in das Lungengewebe

---

1) Tendeloo, l. c. S. 6.



nicht die Rede sein kann; nur die Alveolarluft zeigt in den Randzonen der Lunge eine leichte Druckerniedrigung bei der Inspiration<sup>1)</sup>. Diese reicht aber nicht einmal hin, um die Alveolargefäße etwas gegen das Lumen der Alveolen vorspringen zu lassen. Also auch dieser Faktor hat keinen nennenswerten Einfluss und wir können nur sagen, dass höchstens die Summation der beiden erwähnten Einflüsse: Zug durch das Lungengewebe und Herabsetzung des Alveolardruckes etwas beitragen können zur Reduktion der noch vorhandenen Differenz von 40 auf 20. In der Hauptsache ist dieser Unterschied wohl einfach zurückzuführen auf die Schwierigkeit, bei diesen komplizierten Verhältnissen ganz genaue Zahlenwerte zu bekommen, namentlich mit Rücksicht auch auf die verschieden grosse Reservekraft des rechten Ventrikels.

Damit sind, wie ich glaube, alle die Faktoren, welche sich aus der Elastizität der Lunge ableiten lassen, in ihrem Einfluss auf die Zirkulation entsprechend gewürdigt. Das Ergebnis dieser mehr mathematisch-physikalischen Untersuchungen deckt sich also vollkommen mit den experimentellen Ergebnissen, welche ich bei der direkten hydrostatisch-dynamischen Prüfung der Lungenzirkulation in meinen früheren Versuchen erhalten habe.

### Zusammenfassung.

Die vermitteltst meiner Plethysmographenmethode an der normalen lebenden Lunge angestellten Elastizitätsversuche ergeben, dass die Lunge innerhalb der für die Inspirationsdehnung in Betracht kommenden Volumvergrößerungen eine ideale Elastizität besitzt. Die normale Elastizitätskurve verläuft deshalb als eine fast gerade Linie. In dieser Hinsicht verhalten sich quantitativ nahezu gleich Hunde, Katzen und Kaninchen, während die Dehnungsfähigkeit der Affenlunge eine geringere ist.

Der ideale Expirationszustand bedeutet diejenige Stellung der Lunge, in welche diese nach der Inspiration unter dem Einfluss des Atmosphärendruckes auf die Pleura rasch zurückkehrt und von der aus jede Volumvergrößerung sofort die Elastizität des Gewebes be-

---

1) Wenn man bei unvorsichtigem Punktieren des Pleuraraumes in die Randpartie der Lunge gerät und das Manometer hierbei einen negativen Druck bei der Inspiration aufweist, so ist es die Alveolarluft, die diesen Ausschlag bedingt, nicht etwa das Lungengewebe.

anspricht. Infolgedessen wird der auf die Inspiration verwendete negative Druck als Retraktionsenergie des Lungengewebes wieder gewonnen; die Expirationsbewegung kann daher als ein rein elastischer Vorgang betrachtet werden.

Die mit der Inspiration verbundene lineare Dehnung der Gefässe der Lunge ist maassgebend für die dabei eintretende Zirkulationsänderung. Ein Drittel bis die Hälfte der inspiratorischen Volumvergrösserung der Lunge wird im Gegensatz zu den Verhältnissen beim Lungengewebe verbraucht zur Geraderichtung der bei der Expirationsstellung geschlängelten Gefässe ohne Beanspruchung der Elastizität derselben. Von da ab beginnt dann die lineare Dehnung der Gefässe (kritischer Punkt) und damit auch eine beträchtliche Erschwerung der Zirkulation, die sich entsprechend steigert bei kleineren Gefässen. Eine Erweiterung der Gefässe durch Zug von seiten des Gewebes und Herabsetzung des Alveolardruckes findet nur im Beginn der Inspiration und nur in sehr beschränktem Maasse statt. Die Geraderichtung der Gefässe am Anfang der Inspiration hat nur bei den grösseren Kalibern eine kleine Erleichterung für die Durchströmung zur Folge, bei den engeren Gefässen ist sie ohne jeden Einfluss. Kleine Respirationsbewegungen verbessern infolgedessen die Zirkulation in der Lunge, grosse verschlechtern sie, wobei die bei kräftiger Inspiration eintretende Verschlechterung an Bedeutung bei weitem die geringfügige Verbesserung, wie sie am Anfang der Inspiration sich einstellt, übertrifft.

---