

Der Zusammenhang der Atemkräfte und ihre Abhängigkeit vom Dehnungszustand der Atmungsorgane.

Von

Fritz Rohrer,

Assistenzarzt der mediz. Poliklinik Tübingen.

(Mit 4 Textfiguren.)

Inhaltsverzeichnis.

| | Seite |
|---|-------|
| Einleitung. | 419 |
| I. Die an der Oberflächeneinheit der Brusthöhle wirkenden Kräfte . . . | 421 |
| A. Zusammenhang und Ausgleich der Atemkräfte | 421 |
| 1. Die Spannung des Brusthöhleninhaltes und der innere Spannungsausgleich. | 421 |
| 2. Die Spannung in der Umgebung der Brusthöhle und der äussere Spannungsausgleich | 422 |
| B. Die Verhältnisse bei Muskelererschaffung | 424 |
| 1. Messung der elastischen Spannungsergebnisse bei Muskelererschaffung | 424 |
| 2. Die elastische Spannung der Brusthöhlenumgebung | 428 |
| C. Die Verhältnisse bei maximaler Muskelanstrengung | 431 |
| 1. Die maximale inspiratorische und expiratorische Kraft. . . . | 431 |
| 2. Die maximale inspiratorische und expiratorische Muskelkraft. . | 433 |
| D. Indirekte Messung der elastischen Kräfte und die Verhältnisse beim Emphysem | 435 |
| II. Die an der Gesamtoberfläche der Brusthöhle wirkenden Kräfte. . . . | 438 |
| Zusammenfassung | 442 |

Die äussere Atmung ist ein rhythmischer Bewegungsvorgang, an welchem ein grosser Teil des Körperstammes und seiner Inhalte sich beteiligt. Die einzelnen Organe dieses morphologisch überaus komplizierten Systems erfahren Lage- und Formänderungen, die so koordiniert sind, dass der obere Abschnitt der Leibeshöhle, der Brustraum und sein Inhalt, dabei abwechselnd Volumvergrösserung und Verminderung erfährt.

Wenn man die Lehr- und Handbücher der Physiologie und Spezialarbeiten über die Atmungsmechanik durchsieht, gewinnt man den Eindruck, dass bei der Untersuchung dieses Vorganges bisher das Hauptgewicht auf die Feststellung der kinematischen Verhältnisse, der Koordination einzelner Lage-, Form- und Volumänderungen, der Betätigung bestimmter Muskelgruppen und ihre Bedingtheit durch Form und Anordnung des Skelettes und der Weichteile, gelegt wurde. Diese Tendenz kommt auch zum Ausdruck in der grossen Zahl von Apparaten, die zu diesem Zweck konstruiert wurden¹⁾. Die röntgenologischen Untersuchungen bewegen sich ebenfalls in dieser Richtung. Über die Grösse der bei der Atmung wirkenden muskulären, elastischen usw. Kräfte sind im einzelnen spärliche Angaben vorhanden, dagegen sind die Vorstellungen über ihr Zusammenarbeiten wenig entwickelt²⁾. Es scheint mir dies ein Mangel, indem, wie die Geschichte der Physik mehrfach zeigt, bei komplizierten Bewegungsvorgängen, durch die Kenntnis der veranlassenden Kräfte und ihres Ineinandergreifens die Einsicht in den Ablauf des Vorganges an Tiefe und oft auch die Darstellung an Einfachheit gewinnt.

Die nachstehenden Ausführungen stellen einen Versuch dar für die verschiedenen Dehnungszustände der Atemorgane, die hier zunächst als statische Zustände angenommen sind, die Grösse und gegenseitige Abhängigkeit der Atemkräfte festzustellen. Die Dynamik der Atmung wird Gegenstand einer späteren Untersuchung sein.

Die Messung der statischen Atemkräfte geschieht durch Bestimmung der Druckerhöhung bzw. Erniedrigung, welche sie der Thoraxluft zu erteilen vermögen. Diese Druckdifferenz, welcher die Atemkräfte das Gleichgewicht halten, wirkt ringsum an der Brusthöhlenoberfläche. Die Messung der Druckdifferenz mit einem Manometer orientiert zunächst nur über die Kräfte an der Oberflächeneinheit der Brusthöhle. Um die Gesamtkräfte zu erhalten, sind diese Werte mit der Oberflächengrösse des Brustraumes zu multiplizieren.

1) Tigerstedt, Handb. d. physiol. Methodik Bd. 2 Abt. 2 S. 4—18.

2) Zum Beispiel: Boruttau in Nagel's Handb. d. Physiol. Bd. 1 S. 21—25. — R. du Bois-Reymond, Ergebn. d. Physiol. v. Asher u. Spiro Bd. 1 (2) S. 377—402. 1902. — Minkowski, Handb. d. allgem. Pathol. v. Krehl u. Marchand Bd. 2. — Waldenburg, Pneumatische Behandlung S. 69—81. 1880. — Tendeloo, Studien über die Ursachen der Lungenkrankheiten. Physiol. Teil S. 1—33. 1902.

I. Die an der Oberflächeneinheit der Brusthöhle wirkenden Kräfte.

A. Zusammenhang und Ausgleich der Atemkräfte.

1. Die Spannung des Brusthöhleninhaltes und der innere Spannungsausgleich.

Für die an der Oberflächeneinheit der Lungen wirkende Kraft fanden wir in einer früheren Arbeit¹⁾ den Ausdruck $p = p_{el} + p_{alv}$. p_{el} ist die bei einem gegebenen Dehnungszustand vorliegende elastische Retraktionskraft pro Quadratcentimeter Oberfläche, p_{alv} die Druckdifferenz zwischen Lungenluft und Aussenluft; sie ist für Inspiration mit positivem, für Expiration mit negativem Vorzeichen in die Formel zu setzen.

Wenn $p = 0$ wird, ist $p_{el} = -p_{alv}$, d. h. die elastische Retraktionskraft der Lungen ist durch die pneumatische Druckdifferenz messbar, welche ihr das Gleichgewicht hält (Donders). Die elastische Retraktionskraft der Lungen pro Quadratcentimeter Oberfläche ist nach den Untersuchungen Cloetta's eine lineare Funktion des Lungenvolumens²⁾. Wir fanden den Ausdruck³⁾ $p_{el} = p_{elo} + k \cdot Q$ (Q in Litern, $k = 4,5$, p_{el} in Zentimeter H_2O).

In gleicher Weise wie die Lungen befinden sich auch die Organe des Mediastinums zwischen Sternum, Wirbelsäule, Diaphragma und den beiderseits anliegenden Lungen in Spannung.

Infolge der leichten Verschieblichkeit der Lungen, welche den Hauptvolumanteil des Thoraxraumes füllen, ist ein nahezu idealer Spannungsausgleich möglich⁴⁾, so dass an jeder Flächeneinheit der Brusthöhlenwandung die gleiche, senkrecht nach innen gerichtete Kraftresultante angreift. Die Dehnungsgleichung der Lungen $p = p_{elo} + 4,5 Q + p_{alv}$ gilt daher gleichzeitig auch für den gesamten Brusthöhleninhalt.

Eine Sonderstellung ist bei extremer Inspiration oder Expiration nur für die medial oberhalb des Hilus gelegenen Lungenabschnitte anzunehmen⁵⁾.

1) Pflüger's Arch. Bd. 162 S. 261.

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

3) Pflüger's Arch. Bd. 162 S. 282—283.

4) Pflüger's Arch. Bd. 162 S. 289.

5) Pflüger's Arch. Bd. 162 S. 290.

Eine Sonderstellung besitzen ferner infolge der Herztätigkeit die Bluträume des Mediastinums.

Die Spannung dieser Inhalte des Brustraumes überträgt sich nach allen Richtungen auf die Wandungen desselben, die nach unten hin durch das Diaphragma, nach den Seiten durch Sternum, Rippen, Interkostalmuskulatur, Wirbelsäule, nach oben hin durch die Muskulatur und übrigen Organe der oberen Brustapertur gebildet werden, und setzt sich hier ins Gleichgewicht mit den von aussen angreifenden dehnenden Kräften.

2. Die Spannungen in der Umgebung der Brusthöhle und der äussere Spannungsausgleich.

Die dehnende Kraft p , welche in einem bestimmten Zeitpunkt an der Brusthöhlenoberfläche angreift, ist die Resultante aus zwei Kräften.

a) Die eine Komponente sind die muskulären Kräfte, welche teils direkt (Diaphragma), teils auf dem Umweg über das komplizierte Hebelsystem des Thoraxskelettes, oder durch Vermittlung des Bauchhöhleninhaltes (Bauchwandmuskulatur) auf die Brusthöhlenoberfläche einwirken. Der Übertragung der indirekt wirkenden Muskelkräfte geht in jedem Zeitpunkt eine entsprechende elastische Spannung der die Kraft übertragenden Skelettabschnitte und Weichteile parallel. Diese den momentan wirkenden Muskelkräften entsprechenden Spannungen können wir als primäre oder Kraftübertragungs-Spannungen bezeichnen.

b) Als zweite Komponente wirken sekundäre, während einer anderen Atemphase durch Speicherung muskulärer Arbeit erzeugte Spannungsmomente: elastische Spannungen (Rippenknorpel, Bandapparate, Weichteile) und Schweremomente (Gewicht der Thoraxwand, Bauchinhalt, vor allem Lebergewicht). Diese sekundären Spannungsmomente kommen zum Ausdruck in der momentanen Form (Torsion der Rippenknorpel) und Lage der einzelnen Teile der Brusthöhlenumgebung, sie sind abhängig vom Dehnungszustand der Brusthöhle, dagegen unabhängig von der in diesem Zeitpunkt wirkenden Muskelkraft. Im Gegensatz dazu können bei einem bestimmten Dehnungszustand in verschiedenstem Maasse und auch in verschiedenem Sinn (inspiratorisch oder expiratorisch) Muskelkräfte wirken und entsprechende Kraftübertragungs-Spannungen vorhanden sein. Es geht daraus hervor, dass die Kraftübertragung nur geringe

Deformation der Skelett- und Weichteile erfordert, dass diese oft hohen Spannungen transitorisch sind und bei einem gegebenen Dehnungszustand nicht als gespeicherte Energie nach Aufhören der Muskeltätigkeit zu einer passiven Atembewegung Verwendung finden können, wie die sekundären Spannungen.

Die senkrecht zur Brusthöhlenoberfläche gerichtete Komponente dieser letzteren Spannungsmomente an einer bestimmten Oberflächeneinheit der Brusthöhle sei $p_{el\ thor}$, die dorthin fortgeleitete senkrecht wirkende muskuläre Kraft p_{musk} . Es ist dann die dehnende Kraft an dieser Stelle:

$$p = p_{musk} + p_{el\ thor}.$$

Da diese Kraft gleich und entgegengesetzt dem Zug des Brustinhaltes ist, gilt die Beziehung:

$$p = p_{musk} + p_{el\ thor} = p_{el\ pulm} + p_{ale}.$$

An jeder Oberflächeneinheit des Brustraumes ist in einem bestimmten Zeitpunkt die innere Spannungresultante gleich gross wie die äussere. Weil durch intrathorakalen Druckausgleich die erstere überall von gleicher Grösse ist, gilt dasselbe für die äussere Spannungresultante.

Dieser Ausgleich der äusseren Spannungen ist die Folge und geht auf dem Wege des inneren Spannungsausgleiches im Brustraum. Zwischen den Brustwandungsabschnitten befindet sich der gleichmässig gespannte Brustinhalt, welcher wie eine ideale Flüssigkeit alle an der Wandung ansetzenden Zug- oder Druckkräfte unter sich zum Ausgleich bringt.

Normalerweise sind die elastischen und muskulären Kraftentwicklungsmöglichkeiten derart gleichmässig in der Brusthöhlenumgebung verteilt, dass alle Wandungsabschnitte, indem sie teils in Ruhe bleiben und nur durch zunehmende elastische und muskuläre Spannung den Zug des Brustinhaltes tragen (Wirbelsäule, hintere Thoraxfläche, Tonus des Arrector trunci) oder indem sie im Sinne der gerade vorhandenen Respirationsphase sich bewegen (seitliche und vordere Thoraxfläche, Diaphragma), der Bedingung des Spannungsausgleiches genügen.

Wenn unter pathologischen Verhältnissen die gleichmässige Verteilung der Kraftentwicklungsmöglichkeiten in der Brusthöhlenumgebung gestört ist, können normalerweise respiratorisch ausgiebig bewegte Brustwandabschnitte, infolge Spannungsausgleiches mit den übrigen Abschnitten, viel weniger bewegt werden, oder sich in umgekehrtem Sinn wie diese bewegen und so die Aufgabe der Atembewegung, die Volumänderung des Brustraumes beeinträchtigen, z. B. inspiratorisches Emporsteigen des Diaphragmas bei Phrenicuslähmung (ähnlich auch die inspiratorische Ansaugung des Mediastinums bei halbseitigem offenem Pneumothorax). Auch hier ist in jedem Zeitpunkt die äussere

Spannung an allen Brustwandabschnitten gleich, zum Beispiel das gelähmte Zwerchfell wird dem durch den Brustinhalt übertragenen Zug der übrigen Brusthöhlenwand folgend, inspiratorisch so weit emporgesogen, bis seine elastische Spannung dem Zuge Gleichgewicht hält.

B. Die Verhältnisse bei Muskelererschaffung.

1. Messung der elastischen Spannungsergebnisse bei Muskelererschaffung.

Die Kraft, welche die Muskulatur auf die Flächeneinheit ausübt, ist nach obenstehender Gleichung:

$$p_{\text{musk}} = -p_{\text{el thor}} + p_{\text{el pulm}} + p_{\text{alv}} = \Sigma p_{\text{el}} + p_{\text{alv}}$$

Die Grösse der äusseren sekundären Spannungen, $p_{\text{el thor}}$, kann nicht direkt bestimmt werden, dagegen gibt uns die letztere Gleichung den Weg zur Bestimmung von Σp_{el} für die verschiedenen Dehnungszustände der Atemorgane.

Wenn man bei irgend einem Dehnungszustand die Luftwege abschliesst und die Atemmuskulatur erschlaffen lässt, wird $p_{\text{musk}} = 0$ und $\Sigma p_{\text{el}} = -p_{\text{alv}}$. Die sekundäre Spannkraft des Brusthöhleninhaltes und ihrer Umgebung ist pro Flächeneinheit für irgendeinen Dehnungszustand der Atemorgane, gleich der intrathorakalen Druckdifferenz bei Muskelererschaffung.

Für eine 28 Jahre alte, gesunde männliche Versuchsperson von 166 cm Körperlänge und 3,3 Liter vitaler Kapazität, ergaben sich in sitzender Stellung, bei Muskelererschaffung und Abschluss der Luftwege durch ein offenes Wassermanometer für je $\frac{1}{2}$ Liter auseinanderliegende Dehnungszustände, die einzeln durch Expiration in ein Trockenspirometer von Barnes, ausgehend von maximaler Inspirationslage erhalten wurden, folgende Werte für Σp_{el} :

| | Expiration in Litern | | | | | | | |
|--|----------------------|------|------|-----|-----|----|-----|----|
| | 3,3 | 3 | 2,5 | 2 | 1,5 | 1 | 0,5 | 0 |
| Σp_{el} : Zentimeter H ₂ O | — 36 | — 26 | — 10 | — 2 | 4 | 10 | 18 | 28 |

Die Messungen wurden ohne nochmalige Kenntnisnahme der früheren Werte später nachkontrolliert. Es ergaben sich für die vier mittleren Werte Schwankungen bis ± 1 cm H₂O, für die äusseren bis ± 2 cm H₂O.

In Fig. 1 sind über den Lungenvolumina als Abszissen diese Druckwerte als Ordinaten aufgetragen. Die Kurve (I) des intrathorakalen Druckes bei Muskelererschaffung schneidet die Abszisse bei

der elastischen Gleichgewichtslage der Atmungsorgane: gewöhnlicher Expirationszustand. Oberhalb dieses Dehnungszustandes bedingt Σp_{el} einen Überdruck, unterhalb einen Unterdruck im Thorax. Die Kurve des Druckverlaufs ist in dem für die Atmung hauptsächlich in Betracht fallenden Dehnungsbereich von ca. $\frac{1}{2}$ Liter unterhalb bis ca. $1\frac{1}{2}$ Liter oberhalb der Gleichgewichtslage von annähernd gleichmässiger Neigung, während sie gegen die extreme Inspiration und noch mehr gegen die extreme Expiration hin einen zunehmend steileren Verlauf nimmt.

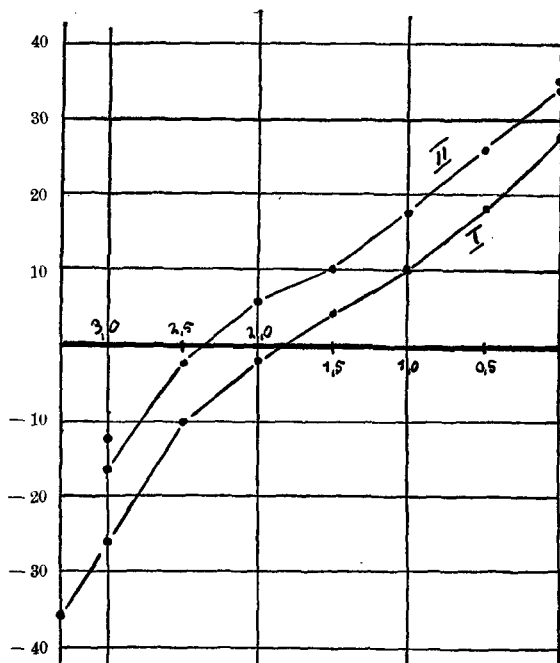


Fig. 1. Abszissenwerte nach links = Expiration in Litern von maximaler Inspiration aus. Ordinatenwerte = Druck in Zentimetern H₂O bei abgeschlossener Glottis und Muskelschlaffung. — I Kurve der elastischen Spannungsergebnisse im Sitzen. II Kurve der elastischen Spannungsergebnisse im Liegen.

In dem mittleren 2 Liter umfassenden Dehnungsbereich, zwischen 0,5 und 2,5 der Tabelle, wo Σp_{el} eine lineare Funktion des Dehnungszustandes ist, findet sich eine Druckänderung von + 18 zu - 10 = 28 cm H₂O, pro Liter Dehnungsänderung also 14 cm H₂O Druckänderung. Wenn in diesem Dehnungsbereich von einem Zustand Σp_{el_0} aus eine Volumänderung von Q -Liter erfolgt, ist der am Schlusse erreichte Spannungswert $\Sigma p_{el} = \Sigma p_{el_0} + k_{el} \cdot Q$ ($k_{el} = 14$).

Wenn der Atemzug von Gleichgewichtslage aus erfolgt ist $\Sigma p_{el_0} = 0$ und $\Sigma p_{el} = 14 \cdot Q$ cm H₂O (Q ist inspiratorisch mit positivem, expiratorisch mit negativem Vorzeichen in die Formel zu setzen).

Da ein Anteil von $p_{el\ thor}$ durch Schweremomente geleistet wird, ist es von Interesse, ob die Σp_{el} -Kurve bei wechselnder Körperhaltung oder -lage ändert. Messung in aufrechter Körperlage bei gesenkten und bei senkrecht erhobenen Armen ergab keinen Unterschied. Dagegen zeigt sich eine deutliche Erhöhung aller Druckwerte im Liegen und noch mehr im senkrechten Hangen mit dem Kopf nach unten; für letztere Stellung wurden nur die Werte für extreme Inspiration und Expiration gemessen. Die vitale Kapazität im Liegen bestimmte sich zu 3,0 Liter, im Hangen wurde sie nicht gemessen; wir nehmen den letzteren Wert als geltend an. Die Werte für aufrechte Körperlage wurden zum Vergleich in folgender Tabelle nochmals beigesetzt.

| | Expiration in Litern | | | | | | | |
|---|----------------------|------|------|-----|-----|----|-----|----|
| | 3,3 | 3 | 2,5 | 2 | 1,5 | 1 | 0,5 | 0 |
| Aufrechte Lage: Σp_{el} cm H ₂ O . | — 36 | — 26 | — 10 | — 2 | 4 | 10 | 18 | 28 |
| Liegen: Σp_{el} cm H ₂ O | — | — 16 | — 2 | 6 | 10 | 18 | 26 | 34 |
| Hangen: Σp_{el} cm H ₂ O | — | — 12 | — | — | — | — | — | 35 |

Wie die Tabelle und Fig. 1 zeigt, ist für die Σp_{el} -Kurve im Liegen (II) der Verlauf höher, aber annähernd parallel dem bei aufrechter Stellung. Zwischen 0,5 und 2,5 ist die Druckänderung pro Liter auch hier 14 cm H₂O. Der Schnittpunkt mit der Abszissenachse, d. h. die elastische Gleichgewichtslage ist näher an die Expirationslage herangerückt. Es entspricht dieses Ergebnis der röntgenologischen Beobachtung, dass im Liegen das Zwerchfell höher steht¹⁾.

In ähnlicher Weise ist die Σp_{el} -Kurve abhängig von Änderungen der elastischen Momente. Schon beim Normalen ist eine solche Änderung möglich durch Anbringung äusserer expiratorisch wirkender, inspiratorisch sich spannender Vorrichtungen. Es wurde bei der Versuchsperson in der Höhe des Proz. xiphoideus eine elastische Stauungsbinde mit mässiger Spannung angelegt und nun im Sitzen

1) Groedel, Atlas und Grundriss der Röntgendiagnostik in der inneren Medizin S. 46. 1909.

die gleichen Messungen wie oben wiederholt. Die vitale Kapazität war 3,0—3,1 Liter. Die Werte ohne Binde sind zum Vergleich beigesetzt.

| | Expiration in Litern | | | | | | | |
|---|----------------------|-----|-----|----|-----|----|-----|----|
| | 3,3 | 3 | 2,5 | 2 | 1,5 | 1 | 0,5 | 0 |
| Mit elast. Binde: Σp_{el} cm H ₂ O | — | —10 | —2 | 6 | 12 | 20 | 28 | 38 |
| Ohne „ „ Σp_{el} cm H ₂ O | —36 | —26 | —10 | —2 | 4 | 10 | 18 | 28 |

Die Kurve entspricht etwa derjenigen im Liegen. Interessant ist, dass durch diese Zufügung eines nicht unbeträchtlichen Spannungsmomentes am Thorax (die Gleichgewichtslage wird um $\frac{1}{2}$ Liter in expiratorischer Richtung verschoben) die Neigung der Kurve in den mittleren Partien kaum beeinflusst wird. Zwischen 0,5 und 2,5 ist die Differenz 30 cm H₂O pro Liter Dehnung also eine Spannungszunahme von 15 cm H₂O.

Über die Abhängigkeit von Σp_{el} vom Dehnungszustand der Atemorgane liegen, wie ich erst nach Ableitung meiner Bestimmungsmethode sah, bereits Untersuchungen von Jaquet¹⁾ und Bernoulli²⁾ vor. Die Messungen geschahen auch bei Muskeler schlaffung, indem die Versuchsperson in eine pneumatische Kammer gesetzt wurde, deren Kombination mit einem grossen maschinell angetriebenen Blasbalg rythmische Druckänderung der Kammerluft ermöglicht. Die Volumänderung des Thorax bei verschiedenen Druckänderungen werden spirometrisch gemessen. Diese Methode, welche die elastische Spannungsänderung der Atemorgane bei einer Änderung des Dehnungszustandes durch eine äussere Luftdruckänderung misst, sonst aber auf demselben Prinzip wie unsere Methode beruht, hat den Nachteil einer umfangreichen komplizierten Apparatur. Ferner scheint es mir viel leichter, bei abgeschlossenen Atemwegen und sistierter Atmung die Muskeln erschlaffen zu lassen, als dies möglich ist bei durch äussere Druckänderungen bewirkten passiven Atembewegungen.

Bernoulli³⁾ nahm Messungen an sechs Versuchspersonen vor und erhielt ganz ähnliche, in den mittleren Partien annähernd gleichmässig geneigte, gegen die extremen Lagen zunehmend steilere

1) Arch. f. exper. Pathol. u. Pharmacol. 1908 Supplbd. S. 309—316.

2) Arch. f. exper. Pathol. u. Pharmacol. Bd. 66 S. 313—333. 1911.

3) Arch. f. exper. Pathol. u. Pharmacol. Bd. 66 S. 321. 1911.

Kurven, wie wir für unsern Fall finden. Aus Kurve *III* und *IV*, welche auch Männer von 28 Jahren betreffen, messe ich pro Liter Volumdehnung in dem mittleren 2 Liter umfassenden Dehnungsbereich eine Σp_{el} -Änderung von 10,5 bzw. 9,5 mm Hg, entsprechend 14,3 bzw. 12,9 cm H₂O. In unserem Fall fanden wir 14 cm H₂O.

Die direkte Messung von Σp_{el} verschiedener Dehnungszustände bei Muskelererschaffung erfordert immerhin auch bei unserem Vorgehen eine ziemliche Übung der Versuchsperson. Ein orientierendes, vor allem für klinische Zwecke genügend genaues indirektes Messverfahren, welches viel rascher und auch bei wenig intelligenten Patienten anwendbar ist, werden wir später angeben.

2. Die elastische Spannung der Brusthöhlenumgebung.

Σp_{el} besteht aus den beiden Komponenten $p_{el\ thor}$ und $p_{el\ pulm}$. Da wir den Gesamtwert wie auch die letztere Komponente (S. 421) kennen, ergibt sich aus der Gleichung $\Sigma p_{el} = p_{el\ pulm} - p_{el\ thor}$ durch Umstellung die Beziehung, nach welcher für die einzelnen Dehnungszustände $p_{el\ thor}$ zu berechnen ist.

$$p_{el\ thor} = p_{el\ pulm} - \Sigma p_{el}$$

Da es sich um den Ausdruck eines Kräftegleichgewichts handelt, entspricht der Gleichheit Entgegengesetztheit der Vorzeichen, zum Beispiel bei Gleichgewichtslage $\Sigma p_{el} = 0$ ist der Thoraxzug nach aussen gleich und entgegengesetzt dem Zug des Brustinhaltes nach innen.

In Fig. 2 sind die Linie für $p_{el\ pulm}$ (*III*) und die Kurven für $p_{el\ thor}$ (*I* und *II*) eingezeichnet. Kollaps und Reserveluft nehmen wir für die Versuchsperson, deren vitale Kapazität (3,3 Liter), unter dem Mittel liegt, entsprechend kleiner als die Mittelwerte an: 0,55 bzw. 1,1 Liter. Die Kurven für $p_{el\ thor}$ bei verschiedener Körperstellung sind ähnlich denjenigen von Σp_{el} , aber flacher und tiefer gelegen. Sie zeigen entsprechend jenen einen geraden Verlauf im mittleren Dehnungsbereich. Bei Gleichgewichtslage sind sie gleichweit unterhalb der Abszissenachse wie die Lungenelastizitätslinie oberhalb. Ihre Schnittpunkte mit der Abszissenachse, für aufrechte Haltung ca. $\frac{2}{3}$ Liter unter maximaler Inspiration, entsprechen der elastischen Gleichgewichtslage der Brusthöhlenwandung bei diesen verschiedenen Körperstellungen. Ihre zunehmende Steilheit gegen die extremen Lagen hin ist dadurch bedingt, dass hier neue Spannungsmomente auftreten, indem in den verschiedenen Gelenken des Thorax-

skelettes die Bewegungsmöglichkeit erschöpft wird und eine elastische Dehnung der Gelenkkapseln und Bänder einsetzt, anderseits, indem die Weichteile des Thorax und expiratorisch das Zwerchfell, inspiratorisch die Bauchdecken ihrer Dehnungsgrenze sich nähern. Die raschere Spannungsänderung gegen die expiratorische Grenzlage hin scheint mir dahin deutbar zu sein, dass hier das während der vorgehenden Expirationsbewegung durch die Bauchpresse in die Brust-

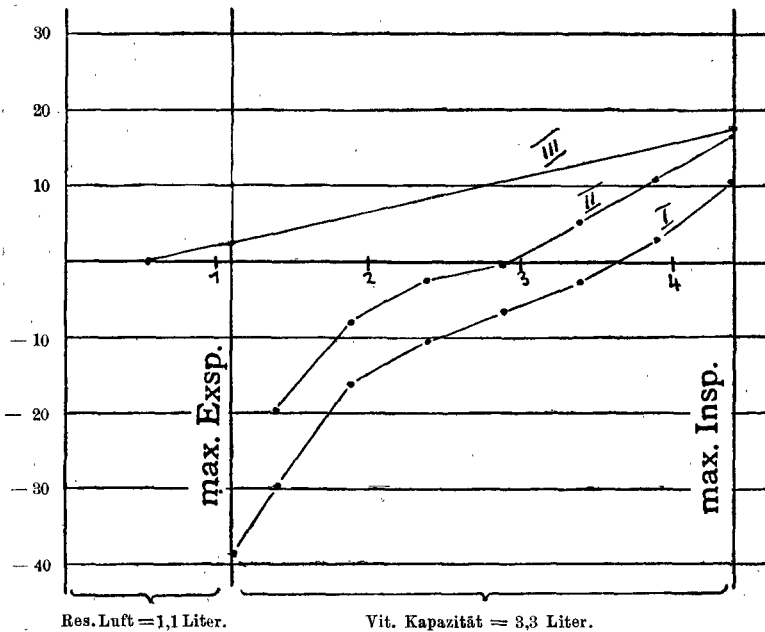


Fig. 2. Abszissenwerte = Lungenluftvolum in Litern. Ordinatenwerte = Druck in Zentimetern H₂O. — I Kurve der elastischen Spannung in der Brusthöhenumgebung im Sitzen. II Kurve im Liegen. III Linie der elastischen Retraktionskraft des Brustinhaltes.

höhle emporgetriebene Diaphragma rascher der Grenze der Dehnbarkeit sich nähert, als umgekehrt bei inspiratorischer Grenzlage die Bauchdecken angespannt werden.

Die verschiedene Lage der $p_{el\ thor}$ -Kurve bei verschiedener Stellung des Körpers ist, wie schon betont, durch die wechselnde Wirkung der Schweremomente bedingt. In aufrechter Haltung hat das Thoraxgewicht die Tendenz, den Thoraxbinnendruck zu erhöhen, der Gewichtszug des Bauchinhaltes (Leber usw.) wirkt umgekehrt im Sinne einer Druckverminderung. Wie das Höhersteigen der Kurve im Liegen zeigt, überwiegt bei aufrechter Körperlage das letztere Moment.

Ein weiteres Moment, welches auf die Lage der $p_{el\ thor}$ -Kurve Einfluss hat, ist die Form der Brusthöhle. Wenn wie bei Muskelererschaffung nur elastische Kräfte und Schweremomente wirken, besitzt der Brustraum infolge innern und äussern Spannungsausgleiches diejenige Form, bei welcher an jeder Oberflächeneinheit die gleiche elastische Kraft wirkt: $p_{el\ thor} = p_{el\ pulm} + p_{ale}$. Wenn muskuläre Kräfte sich mitbeteiligen, ist infolge des Spannungsausgleiches zwar $p_{musk} + p_{el\ thor}$ für alle Oberflächeneinheiten gleich; dagegen kann das Verhältnis der beiden Komponenten zueinander, an verschiedenen Stellen der Brusthöhlenwand verschieden sein, und es ist fraglich, ob der Mittelwert von $p_{el\ thor}$ dann gleichgross ist wie bei Muskelererschaffung. Ferner kann die Aktion der inspiratorischen und expiratorischen Muskulatur, da sie verschiedene Angriffspunkte haben, bei dem gleichen Dehnungszustand etwas verschiedene Brusthöhlenform und damit Verschiedenheit der Verteilung von $p_{el\ thor}$ und vielleicht auch des Mittelwertes derselben bedingen. Wenn man zum Beispiel ausgehend von Gleichgewichtslage bei geschlossener Glottis maximal inspiratorische, nachher maximal expiratorische Muskelkraft wirken lässt, so ändert dabei die Thoraxform in verschiedenem Sinn. Es tritt allerdings das eine Mal durch Dehnung der Lungenluft eine Erhöhung, das andere Mal eine Kompression und Verringerung des Dehnungszustandes ein, welche für unsere Versuchsperson nach Berechnung aus Gesamtvolumen und Druckänderung beidemal ca. 0,3 Liter beträgt. Um dieses Moment zu vermeiden, lässt man vor der inspiratorischen Anstrengung dieses Volumen ins Spirometer ausatmen, vor der expiratorischen so viel einatmen. Auch dann ist noch eine Verschiedenheit der Thoraxform, vor allem in den unteren Abschnitten, zu beobachten. Bei in genannter Weise hergestelltem gleichgrossen Thoraxinnenraum ist der Umfang 4 cm unterhalb des Processus xiphoideus:

| | |
|--|---------|
| elastische Gleichgewichtslage | 68,5 cm |
| maximale inspiratorische Anstrengung | 71 cm |
| maximale expiratorische Anstrengung | 68 cm |

Wie dieser Versuch zeigt, ist bei gleichem Dehnungszustand die Thoraxform bei Muskelanstrengung eine etwas andere als bei blossen Wirken elastischer Kräfte, und zwar ist sie bei inspiratorischer Anstrengung mehr in inspiratorischem, bei expiratorischer mehr in expiratorischem Sinne verändert. Entsprechend ist anzunehmen, dass im ersten Fall die $p_{el\ thor}$ -Kurve einer Oberflächeneinheit der

Thoraxinnenfläche nach oben, im zweiten Fall nach unten verschoben ist. Der Unterschied wird aber der geringen Formdifferenz entsprechend klein sein, und wenn auf der diaphragmalen Seite der Brusthöhle die Verhältnisse umgekehrt liegen, kann für den mittleren $p_{el\ thor}$ -Wert die Differenz sogar verschwinden.

Die $p_{el\ thor}$ -Kurve ist auch beeinflussbar durch Anbringung äusserer elastischer Momente. Das Anlegen einer elastischen Binde am Thorax verschiebt die $p_{el\ thor}$ -Kurve nach oben, ungefähr ihrem Verlauf im Liegen entsprechend, ohne wesentlich ihre Neigung zu beeinflussen. Letzteres scheint darauf hinzuweisen, dass der Organismus die Form der Atmung den gegebenen Verhältnissen so anpasst, dass mit dem Liter Volumdehnung die geringste Zunahme des Mittelwertes von $p_{el\ thor}$ verbunden ist. Dieses Moment ist wahrscheinlich auch bestimmend für den Atemtypus. Wenn z. B. abdominell durch raumbeengende Organe (Gravidität, Tumoren, Meteorismus) oder durch beengende Kleider eine Volumänderung mit grosser elastischer Spannungszunahme verbunden ist, so wiegt kostaler Atemtypus vor. Die diaphragmale Atmung scheint mit geringerer Spannungszunahme verbunden zu sein, indem sie normalerweise vorherrscht. Wenn durch Altersveränderungen der Thorax starr wird, pflegt die kostale Atmung sogar weitgehend eingeschränkt zu werden, und weil die elastischen Kräfte abdominell im Gegenteil zum Thorax im Alter sich verringern, sehen wir beim Emphysem, obschon ein Teil der Brusthöhlenwandung starrer, d. h. fähiger zur inspiratorischen Speicherung elastischer Kräfte ist, trotzdem die Expiration erschwert und nur unter Beiziehung muskulärer Kräfte vor sich gehen, indem die vorherrschende Bauchatmung bei den verringerten elastischen Spannungen im Abdomen des Emphysematikers pro Liter Volumdehnung unter geringerer Σp_{el} -Änderung einhergeht und damit für eine passive Expiration nachher geringere Kräfte zur Verfügung stehen (S. 438).

C. Die Verhältnisse bei maximaler Muskelanstrengung.

1. Die maximale inspiratorische und expiratorische Kraft.

Sie ist bei einem bestimmten Dehnungszustand messbar durch die alveoläre Druckdifferenz, welche bei abgeschlossenen Atemwegen unter maximaler Anspannung der inspiratorischen bzw. expiratorischen Muskulatur erzeugt wird.

Es ist zu berücksichtigen, dass inspiratorisch dabei die Thoraxluft gedehnt, expiratorisch komprimiert wird. Wenn der Lungenluftgehalt im Ausgangszustand, bei Barometerstand b , L Liter beträgt und eine Druckdifferenz p_{alv} erzeugt wird, so ist noch dem Mariotteschen Gesetze das erreichte Volumen: $L' = L \frac{b}{b \mp p_{alv}}$, wobei inspiratorisch das obere, expiratorisch das untere Vorzeichen gilt. (b ist für Tübingen ca. 730 mm Hg.) Die gemessene inspiratorische bzw. expiratorische Kraft ist auf den so korrigierten Dehnungszustand zu beziehen. Da p_{alv} bis $\frac{1}{7}$ Atmosphären, L bis 5 Liter betragen kann, darf diese Korrektur nicht unterlassen werden.

Für die gleiche Versuchsperson wie oben, im Sitzen und ausgehend von derselben, je $\frac{1}{2}$ Liter auseinanderliegenden Dehnungszuständen erhalten wir folgende Werte:

| | Expiration in Litern | | | | | | | |
|--|----------------------|------|------|------|-------|------|-------|------|
| | 3,3 | 3 | 2,5 | 2 | 1,5 | 1 | 0,5 | 0 |
| Lungenluftvolum . . . | 1,1 | 1,4 | 1,9 | 2,4 | 2,9 | 3,4 | 3,9 | 4,4 |
| Max. Expirationsdruck in Zentimetern H ₂ O. | 0 | 48 | 86 | 106 | 116 | 124 | 132 | 142 |
| Korrig. Bezugsvolumen | 1,1 | 1,33 | 1,75 | 2,17 | 2,6 | 3,0 | 3,45 | 3,85 |
| Max. Inspirationsdruck in Zentimetern H ₂ O. | -138 | -133 | -122 | -111 | -92,5 | -68 | -43,5 | 0 |
| Korrig. Bezugsvolumen | 1,27 | 1,61 | 2,17 | 2,7 | 3,2 | 3,65 | 4,1 | 4,4 |

Die Expirationsdrucke wurden mit dem nach Zentimeter H₂O geeichten Manometer von Recklinghausen gemessen, die Inspirationsdrucke mit einem offenen Quecksilbermanometer und in Zentimeter H₂O umgerechnet. (Technik der Messung, S. 435—436.)

In Fig. 3 sind über den Dehnungszuständen als Abszissen diese Druckwerte als Ordinaten aufgezeichnet und durch Kurven verbunden. Die nach oben liegende Kurve des maximalen Expirationsdruckes (*I*) hat ihren Höchstwert bei maximaler Inspirationslage, von der aus eine nicht unbeträchtliche Expirationsbewegung erfolgt (ca. 0,55 Liter), bis der Überdruck der Lungenluft der expiratorischen Kraft das Gleichgewicht hält. Bis zu einem Dehnungszustand, der ca. $\frac{1}{2}$ Liter oberhalb der maximalen Expiration liegt, sinkt die Expirationskraft annähernd gleichmässig auf zirka die Hälfte ihres Anfangswertes, um dann von hier an steil bis auf Null bei maximaler Expirationslage zu sinken.

Die nach unten liegende Kurve der maximalen inspiratorischen Kraft (*II*) zeigt einen ähnlichen, nur gleichmässig gebogenen Ver-

lauf in umgekehrter Richtung, ca. $\frac{3}{4}$ Liter unterhalb der maximalen Inspirationslage ist ungefähr noch die Hälfte des bei maximaler Expirationslage messbaren höchsten Wertes vorhanden.

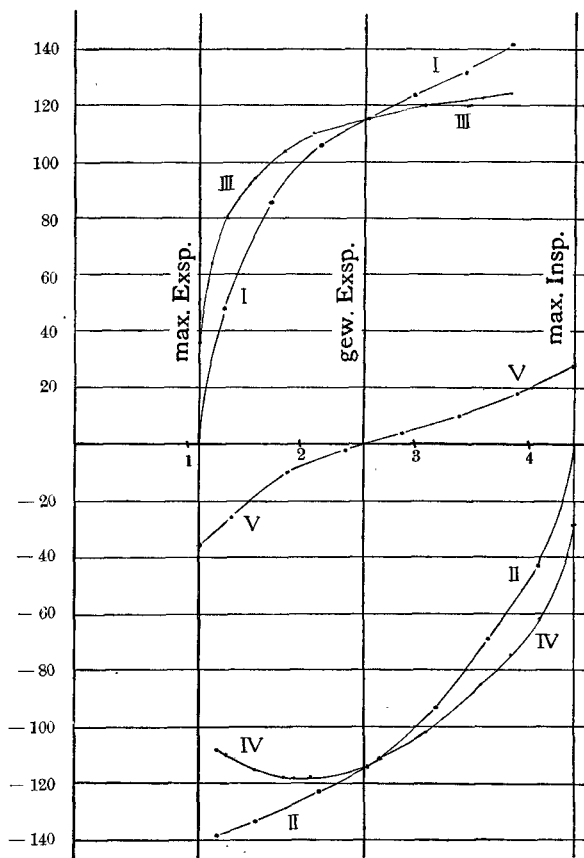


Fig. 3. Abszissenwerte = Lungenluftvolumen in Litern. Ordinatenwerte = Druck in Zentimetern H₂O. — I Kurve des maximalen Expirationsdruckes. II Kurve des maximalen Inspirationsdruckes. III Kurve der maximalen expiratorischen Muskelkraft. IV Kurve der maximalen inspiratorischen Muskelkraft. V Kurve der elastischen Spannungsergebnisse.

2. Die maximale inspiratorische und expiratorische Muskelkraft.

Da $p_{musk} = \Sigma p_{el} + p_{alv}$ ist und wir für die verschiedenen Dehnungszustände sowohl Σp_{el} wie den inspiratorischen und expiratorischen Höchstwert von p_{alv} kennen, können wir durch Addition, unter Berücksichtigung der Vorzeichen, die Werte der maximalen inspiratorischen und expiratorischen Muskelkraft der verschiedenen Dehnungs-

zustände berechnen. Unter normalen Verhältnissen ist die Σp_{el} -Kurve für diese inspiratorischen und expiratorischen Zustände, wie wir sahen, wahrscheinlich wenig verschieden von derjenigen bei Muskelererschaffung, die der Messung zugänglich ist (S. 431). In Fig. 3 ist diese Kurve nochmals eingezeichnet (*V*). Unterhalb der Gleichgewichtslage wirkt Σp_{el} inspiratorisch. Die Ordinatenwerte sind hier bei der inspiratorischen Kurve von p_{alv} zu subtrahieren, bei der expiratorischen p_{alv} -Kurve zu addieren, um die p_{musk} -Werte zu erhalten. Oberhalb der Gleichgewichtslage sind die Verhältnisse umgekehrt. Bei Gleichgewichtslage ist $\Sigma p_{el} = 0$ und $p_{musk} = p_{alv}$.

Die Kurve der maximalen expiratorischen Muskelkraft (*III*), die wenig geneigt verläuft und gegen die maximale Expiration hin plötzlich abfällt, zu einem Wert der gleich und entgegengesetzt dem extremen expiratorischen Wert von Σp_{el} ist, ist durch die Abnahme der muskulären Kraft bei zunehmender Muskelverkürzung zu deuten. Vor allem werden mit dem expiratorischen Sinken des Thorax für die Bauchmuskulatur die Bedingungen der Kraftentfaltung zunehmend ungünstiger.

Die Kurve der maximalen inspiratorischen muskulären Kraftentwicklung (*IV*) verläuft annähernd umgekehrt wie die der expiratorischen Kraft. Auch ihr Verlauf ist wohl bedingt durch die Abnahme der Krafterleistung mit zunehmender Muskelverkürzung. Da ferner die Brusthöhlenoberfläche inspiratorisch wächst, so geschieht die Abnahme der Kraft pro Flächeneinheit gegen die maximale Inspirationslage hin hier rascher als die Abnahme der expiratorischen Kraft gegen maximale Expiration hin. Dort ist durch die expiratorische Verkleinerung der Brusthöhlenoberfläche die Kraftabnahme durch Muskelverkürzung zunächst fast kompensiert, die Kurve ist wenig geneigt und fällt dann mit einer Biegung plötzlich ab. Hier wirkt die Flächenzunahme, in gleichem Sinn wie die Muskelverkürzung, bei fortschreitender Inspiration verkleinernd auf p_{musk} der Flächeneinheit; die Kurve fällt gleichmässig gekrümmt gegen die maximale Inspiration hin, wo sie einen Wert erreicht, der gleich und entgegengesetzt dem extrem inspiratorischen Wert von Σp_{el} ist. Der wichtigste Inspirationsmuskel, das Zwerchfell, zeigt hinsichtlich der Verkürzung im Verlaufe der Inspiration besondere Verhältnisse. Einerseits würde die inspiratorische Senkung des Centrum tendineum eine Verkürzung des Abstandes zwischen Origo und Insertio der Muskelbündel bedingen, anderseits die

inspiratorische Erweiterung der unteren Thoraxapertur eine Verlängerung. Da eine von maximaler Expiration ausgehende Inspirationsbewegung zunächst mit einer rapiden Erweiterung der unteren Thoraxapertur einsetzt, ist der Anstieg den die Kurve der maximalen inspiratorischen Muskelkraft hier zeigt, so zu deuten, dass zunächst der verlängernde Einfluss überwiegt.

D. Indirekte Messung der elastischen Kräfte und die Verhältnisse beim Emphysem.

Die maximale expiratorische Muskelkraft zeigt zwischen maximalem Inspirationszustand und einem Dehnungszustand, der ca. $\frac{1}{2}$ Liter oberhalb der maximalen Expiration liegt, eine annähernd gleichmässige Abnahme, die in gleichem Sinn erfolgt wie die Änderung der elastischen Retraktionskraft der Respirationsorgane: Σp_{el} . Die Änderung von Σp_{el} in diesem Bereich ist ferner bedeutend grösser, in unserem Fall z. B. ca. doppelt so gross wie die der Muskelkraft. Die Änderung der maximalen Expirationskraft ist entsprechend in diesem Dehnungsbereich hauptsächlich abhängig von der Änderung von Σp_{el} . (Fig. 3 Kurve III, V und I).

Wenn wir die maximale Expirationskraft für die beiden genannten Dehnungszustände bestimmen (p_{alv_1} , p_{alv_2}) und die Differenz beider Werte durch die vitale Kapazität (C) teilen, erhalten wir einen rohen Relativwert für die Änderungsgrösse der elastischen Retraktionskraft der Respirationsorgane pro Liter Dehnung (k_{el})

$$k_{el} = \frac{p_{alv_1} - p_{alv_2}}{C}.$$

In folgender Tabelle sind eine Anzahl derartiger Bestimmungen bei Männern mit gesunden Respirationsorganen zusammengestellt. Die Messung der vitalen Kapazität und der Druckwerte erfolgte stets drei- bis viermal. Die letzteren sind mit einem offenen Hg-Manometer bestimmt, und zwar wurde als richtiger Wert nicht der höchste Punkt, zu dem die Hg-Säule für einen Moment emporgetrieben wird (Schleuderung), sondern der höchste Punkt, auf dem sie nachher einige Sekunden oder länger verharrt, betrachtet. Die Schleuderung wurde meist durch langsam gesteigerte Druckentfaltung überhaupt vermieden. Die Messung geschah vom Mund aus. Als Mundstück wurden stumpfwinklig abgebogene Trinkröhrchen verwendet, die ca. 3—4 cm tief in die Mundhöhle eingeführt wurden, um das Pressen vom Mund aus zu vermeiden. Wenn man zuerst die Spirometerbestimmung vornimmt, begreifen auch wenig intelligente Leute rasch, dass sie von der Lunge her pressen sollen. Für die Berechnung von k_{el} sind die höchsten bestimmten Werte der vitalen Kapazität und des maximalen Expirationsdruckes in maximaler

Inspirationsstellung zu benutzen. Für die Bestimmung des maximalen Expirationsdruckes nahe der maximalen Expirationsstellung liess ich zuerst vollständig expirieren, dann möglichst wenig, ungefähr einem gewöhnlichen Atemzug entsprechend, inspirieren und nun ins Manometer den Druck entfalten. Es wurden hier meist vier bis sechs Messungen vorgenommen, die ersten zwei weggelassen und von den übrigen, die meist wenig streuten, das Mittel genommen. Die ganze Untersuchung erfordert mit Ruhepausen 10—15 Minuten. Schwierigkeiten ergeben sich nur bei hypochondrischen Neurasthenikern, die sich ängstlich hüten, ihre ganze Expirationskraft zu entfalten. Bis jetzt sind mir nur drei solche Versager vorgekommen. Diese drei Versuche sind ausgeschaltet worden, während sonst alle bisherigen Versuche im folgenden zusammengestellt sind.

| Nr. | Name | Alter | Grösse | Vitale Kapaz. | p_{alv_1} | p_{alv_2} | k_{el} |
|-----|---------|-------|--------|---------------|-------------|-------------|----------|
| 1 | S. E. | 8 | 128 | 1,6 | 40 | 26 | 8,75 |
| 2 | Sch. E. | 11 | 144 | 1,7 | 68 | 45 | 13,5 |
| 3 | W. G. | 11 | 139 | 1,9 | 70 | 44 | 13,7 |
| 4 | F. G. | 12 | 144 | 1,8 | 72 | 46 | 14,4 |
| 5 | W. L. | 23 | 171 | 4,2 | 74 | 24 | 11,9 |
| 6 | O. H. | 27 | 167 | 3,7 | 120 | 74 | 12,4 |
| 7 | R. F. | 28 | 166 | 3,3 | 126 | 80 | 13,9 |
| 8 | F. E. | 35 | 160 | 3,4 | 112 | 64 | 14,1 |
| 9 | S. J. | 40 | — | 3,8 | 108 | 56 | 13,7 |
| 10 | G. K. | 41 | 165 | 3,6 | 96 | 43 | 14,7 |
| 11 | S. O. | 47 | 169 | 3,5 | 124 | 84 | 11,4 |
| 12 | Z. C. | 48 | — | 4,6 | 122 | 67 | 11,9 |
| 13 | B. W. | 49 | 166 | 3,5 | 78 | 44 | 9,7 |
| 14 | F. M. | 50 | 166 | 3,5 | 64 | 30 | 9,7 |

Ein Anteil von $p_{alv_1} - p_{alv_2}$ wird durch muskuläre Kräfte dargestellt, und es ist für die Verwendbarkeit der Formel wichtig, ob Änderungen der muskulären Kräfte das Ergebnis beeinflussen. Fall 7 ist die gleiche Versuchsperson wie oben in Abschnitt B und C. Die dortigen Messungen lagen hier ca. 4 Wochen zurück. Durch dauernde Übung hat inzwischen die Versuchsperson ihre expiratorische Kraftentfaltung ca. um 20 % erhöht. Wenn wir dort (S. 433) aus der Kurve die Werte von p_{alv_1} und p_{alv_2} ($\frac{1}{2}$ Liter obermaximaler Expiration) ablesen und in Millimeter Hg umrechnen, erhalten wir $k_{el} = \frac{104,3 - 57,3}{3,3} = 14,2$

gegenüber 13,9 hier. Ein umgekehrter Fall ist Nr. 5. Patient ist in der Rekonvaleszenz von einer einige Monate zurückliegenden Magenblutung und zeigt, infolge noch verringerter muskulärer Leistungsfähigkeit, für sein Alter sehr niedrige Werte von p_{alv_1} und p_{alv_2} . Der k_{el} -Wert ist etwas niedrig, schliesst sich aber gut der übrigen Reihe an. Weitgehende Änderungen der muskulären Kräfte sind, wie diese zwei Beispiele zeigen, von kaum zu berücksichtigendem Einfluss auf die Grösse von k_{el} . Dieser Wert muss also im wesentlichen nur abhängen von der elastischen Kraftänderung pro Liter Dehnung, und Verschiedenheiten von k_{el} werden Verschiedenheiten der letzteren entsprechen.

Die hier mit in Millimeter Hg.-Säule gemessenen Drucken, berechneten Relativwerte, entsprechen ziemlich genau den absoluten Werten in Zentimeter H_2O . (Fall 7: k_{el} 13,9 und 14,2; absoluter Wert [S. 425] $k_{el} = 14 \text{ cm H}_2\text{O}$.)

Wie die Versuchsreihe zeigt, ergibt diese Bestimmungsmethode für die Zunahme der elastischen Kraft der Respirationsorgane pro Liter Dehnung bei gesunden Individuen wenig verschiedene Werte. Besonders nahe liegen die k_{el} -Werte von Fall 2—10, für Männer zwischen 11—41 Jahren. Das Mittel dieser neun Bestimmungen ist: 13,6; der niedrigste und höchste Wert: 11,9 und 14,7.

Im ersten Dezennium, wo der Thorax noch leicht deformierbar ist, haben wir geringere Werte zu erwarten. Fall 1; 8 J, $k_{el} = 8,75$.

Die Werte der zweiten Hälfte des 5. Dezenniums liegen teilweise deutlich unterhalb der Werte früherer Lebensalter. Diese Erscheinung, welche mit beginnenden Altersveränderungen der Respirationsorgane in Zusammenhang zu bringen ist, leitet über zu den Verhältnissen, wie wir sie beim Emphysem finden:

18 Fälle von typischem Emphysem mit Thoraxstarre, welche in gleicher Weise wie oben vermessen wurden, geben folgende Mittelwerte:

| Vitale Kapazität | p_{atv_1} | p_{atv_2} | k_{el} |
|------------------|-------------|-------------|----------|
| 2,8 | 68,9 | 49,1 | 7,1 |

Die einzelnen k_{el} -Werte verteilen sich folgendermaassen:

| | $k_{el} =$ | | | | | | |
|-------------------------------------|------------|-----|-----|-----|-----|------|-------|
| | 3-5 | 5-6 | 6-7 | 7-8 | 8-9 | 9-10 | 10-12 |
| Zahl der Fälle | 1 | 3 | 5 | 3 | 4 | 1 | 1 |
| Davon acht Fälle mit $C > 3$ Liter. | 1 | 2 | 3 | 0 | 1 | 1 | — |

Dass das Ergebnis nicht abhängt von der beim Emphysem oft vorhandenen Verringerung der vitalen Kapazität zeigen die zuletzt hervorgehobenen acht Fälle, deren vitale Kapazität zwischen 3,1 bis 3,8 Liter liegt.

Das Emphysem ist für die Atemphysiologie von Interesse, weil hier, trotzdem der morphologische Rahmen der Respirationsorgane weitgehend sich verschoben hat und fast alle Momente, die normalerweise für die Atemmechanik wichtig sind, quantitativ geändert haben, doch das gleiche Beziehungsgesetz der Atemkräfte gilt.

Wie unsere Untersuchungsreihe beweist, ist beim Emphysematiker die Änderung der elastischen Kraft pro Liter Volumänderung der Respirationsorgane gegenüber dem Normalen bedeutend verringert, auf die Hälfte bis ein Drittel. Wenn die Atemorgane um ein bestimmtes Volumen von der Gleichgewichtslage entfernt sind, stehen hier für die Expiration entsprechend geringere Kräfte zur Verfügung. Es entspricht diese Feststellung der Beobachtung, dass die Expiration des Emphysematikers sehr erschwert ist und meist unter Beiziehung muskulärer Kräfte erfolgt.

Dieser wie mir scheint sichergestellte Befund steht nur scheinbar im Widerspruch mit der Thoraxstarre des Emphysematikers. Die hier in höherem Maasse vorhandenen elastischen Momente sind von geringem Einfluss, weil die thorakale Atmung eingeschränkt ist (S. 431), anderseits sind für die vorherrschende abdominelle Atmung die elastischen Widerstände herabgesetzt, teils durch Alterserschaffung der Bauchwände, teils, weil durch die meist vorhandene, oft sogar sehr bedeutende, Vorwärtsbiegung der Brustwirbelsäule der Thorax dem Becken sich nähert. Das Abdomen zeigt beim Emphysematiker entsprechend eine eigenartige Oberflächengestaltung. Besonders charakteristisch ist eine 2—4 cm oberhalb des Nabels quer verlaufende Furche, welche am ausgeprägtesten im Stehen und bei stärker kyphotischen Emphysematikern zu beobachten ist. Ein Anteil an der Verringerung von k_{el} ist beim Emphysematiker auch durch die elastische Erschlaffung des Lungengewebes bedingt.

II. Die an der Gesamtoberfläche der Brusthöhle wirkenden Kräfte.

Für den Inhalt des Brustraumes der Versuchsperson bei gewöhnlicher Expirationsstellung erhalten wir nach der in nachstehender Arbeit über: „Bestimmung des Inhaltes und der Oberfläche des Brustraumes beim Lebenden“ entwickelten Methode einen Wert von 5,345 Liter. Die Brusthöhlenoberfläche bestimmt sich zu 18,54 qdm, für einen anderen Dehnungszustand J zu $6,065 \cdot J^{2/3}$. Die ReserVELuft der Versuchsperson beträgt 1,5 Liter. Für die oben mehrfach benutzten, je $\frac{1}{2}$ Liter auseinanderliegenden Dehnungszustände erhalten wir folgende Übersicht:

| | Lungenluftvolumen in Litern | | | | | | | |
|-----------------------------|-----------------------------|-------|------|------|-------|-------|-------|------|
| | 1,1 | 1,4 | 1,9 | 2,4 | 2,9 | 3,4 | 3,9 | 4,4 |
| Brusthöhleninhalt: Liter. . | 3,85 | 4,15 | 4,65 | 5,15 | 5,65 | 6,15 | 6,65 | 7,15 |
| Brusthöhlenoberfläche: qdm | 14,86 | 15,63 | 16,9 | 18,1 | 19,22 | 20,35 | 21,44 | 22,5 |

Während sich beim Übergang von maximaler Expiration zu maximaler Inspiration das Brusthöhlenvolumen der Versuchsperson nahezu verdoppelt, wächst dabei die Brusthöhlenoberfläche auf etwa das $1\frac{1}{2}$ fache des Anfangswertes. Pro Liter Dehnung vergrößert sich die Brusthöhlenoberfläche je nach dem Ausgangszustand um $2\frac{1}{2}$ —2 qdm.

Um die Gesamtkräfte zu erhalten, sind die oben angegebenen Werte der Kräfte am qcm Oberfläche p , für jeden Dehnungszustand mit der entsprechenden Oberflächengrösse O zu multiplizieren. Für p in cm H₂O und O in qdm ist die Gesamtkraft in Kilogramm:

$$\text{Ges. Kr.} = 0,1 \cdot p \cdot O \text{ kg.}$$

Wie mir durch die früheren Ausführungen genügend gesichert erscheint, darf für die im Innern des Thorax wirkenden Kräfte: $p = p_{\text{el pulm}} + p_{\text{ale}}$, die auch am Mediastinum angreifen, die ganze Brusthöhlenoberfläche als Wirkungsfläche betrachtet werden. Das gleiche gilt auch für die äussere Kraftresultante: $p = p_{\text{musk}} + p_{\text{el thor}}$. Als Anteil der dehnenden Kraft p sind an jeder Oberflächeneinheit die dorthin fortgeleiteten, senkrecht zur Oberfläche ansetzenden Komponenten der muskulären und elastischen Kräfte zu betrachten. $p_{\text{el thor}}$ massen wir bei Muskeler schlaffung und sahen, dass bei Muskelanstrengung der Mittelwert von $p_{\text{el thor}}$ nur wenig verschieden von ersterem Wert sein kann; der übrige Anteil von p muss also durch muskuläre Kraft geleistet werden, und die muskuläre Gesamtkraft wäre entsprechend als $O \cdot (p - p_{\text{el thor}})$ anzusehen.

Wenn wir zunächst nicht berücksichtigen, dass die muskulären Kräfte in der direkten Spannrichtung der Muskeln je nach den Hebelverhältnissen verschieden sein können von der von ihnen auf die Brusthöhlenoberfläche ausgeübten Kraft, so scheint noch ein weiterer Grund zu bestehen, der einen solchen Unterschied bedingen könnte.

Die Bewegung der einzelnen Brusthöhlen-Wandungsabschnitte bei der Atmung ist von verschiedener Grösse. Es besteht die Möglichkeit, dass die Muskulatur nur an den hauptsächlich bewegten

Abschnitten wirkt und die übrigen durch innern Druckausgleich auf die gleiche Spannung gebracht werden, ähnlich wie in einer hydraulischen Presse, von einem kleineren bewegten Wandungsteil aus, die gesamte Oberfläche des mit Flüssigkeit gefüllten Binnenraumes der Presse infolge der Druckfortpflanzung auf den gleichen Druck gebracht wird, wie er an der kleinen bewegten Fläche wirkt. So könnte zum Beispiel bei maximaler expiratorischer Druckentfaltung die Bauchpresse, das Diaphragma in die Brusthöhle emportreibend, zugleich durch die Steigerung des thorakalen Binnendruckes auch die Brustkorbbinnenfläche indirekt auf gleich hohe Spannung bringen. In diesem Fall wäre dann im wesentlichen nur das Zwerchfell als eigentliche Wirkungsfläche von p_{musk} zu betrachten.

Wie mir scheint, darf dieser Vergleich mit der hydraulischen Presse nicht auf die Respirationsorgane angewandt werden. Das Thoraxskelett ist ein in allen seinen Teilen bewegliches System. Sogar die Brustwirbelsäule, die relativ die geringste Bewegungsmöglichkeit besitzt, zeigt sagittal und frontal eine nicht unbeträchtliche Biegungsfähigkeit. Den von vorn her sagittal angreifenden Zug oder Druckmomenten des Brusthöhleninhaltes gegenüber verhält sich die Brustwirbelsäule nicht passiv, so dass sie entsprechend der Zug- oder Druckrichtung ihre Form anpassen würde, sondern wir sehen im Gegenteil inspiratorisch, wo der Zug des Brustinhaltes nach vorn wächst, eine zunehmende Gradstreckung (der arrector trunci ist entsprechend als ein schon normalerweise zum Teil inspiratorisch tätiger Muskel anzusehen), bei expiratorischer Kraftanstrengung umgekehrt eine Vorwärtsbiegung der Brustwirbelsäule. Da sogar dieser am wenigsten bewegliche Teil des Brustkorbes bei der Atmung sich aktiv verhält, scheint mir, dass auch für p_{musk} die Gesamtoberfläche der Brusthöhle als Bezugsfläche anzusehen ist.

Wie weit infolge der Hebelverhältnisse die gesamte Spannung in der Zugrichtung der einzelnen Atmungsmuskeln verschieden ist von der auf die Brusthöhlenoberfläche wirkenden, muskulär geleisteten Gesamtkraft, wäre nur durch eingehende Untersuchung der Hebelverhältnisse zu entscheiden. Für die spätere Untersuchung über die Atmungsarbeit ist ein allenfalls statisch vorhandener Unterschied der zwei Kraftsummen nebensächlich, indem die Arbeitsgrösse beiderseits gleich sein muss.

Fig. 4 zeigt die Grösse der Gesamtkräfte in Kilogrammen bei den verschiedenen Dehnungszuständen. Die einzelnen Ordinaten-

werte sind aus Fig. 3 (S. 433) durch Multiplikation mit der den einzelnen Dehnungszuständen entsprechenden Oberflächengrößen der Brusthöhle berechnet.

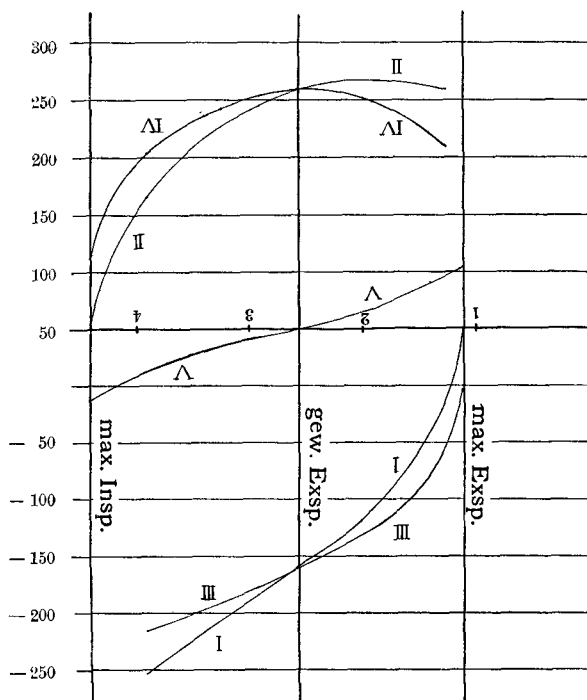


Fig. 4. Abszissenwerte = Lungenluftvolum in Litern. Ordinatenwerte = gesamte, an der Brusthöhlenoberfläche wirkende Kraft in Kilogramm, nach oben expiratorischer Druck, nach unten inspiratorischer Zug. — I Kurve der maximalen expiratorischen Gesamtkraft. II Kurve der maximalen inspiratorischen Gesamtkraft. III Kurve der maximalen expiratorischen muskulären Gesamtkraft. IV Kurve der maximalen inspiratorischen muskulären Gesamtkraft. V Kurve der elastischen Gesamtkraft.

Die Kurven verlaufen ähnlich wie die der Kräfte an der Oberflächeneinheit. Noch auffallender als in Fig. 3 ist hier die Zurückbiegung der Kurve der maximalen inspiratorischen Muskelkraft, die wir oben (S. 434) auf die besonderen Verhältnisse des Zwerchfells zurückführten. Auch die Kurve des maximalen inspiratorischen Gesamtdruckes zeigt hier eine leichte Rückbiegung. Die höchste inspiratorische Kraftentfaltung bei unserer Versuchsperson: 220 kg, ist etwas unterhalb der Gleichgewichtslage möglich, die der inspiratorischen Muskulatur ist bei Gleichgewichtslage 210 kg.

Die höchste expiratorische Kraftentwicklung findet sich nahe der maximalen Inspirationsstellung. Der expiratorische alveoläre Gesamtdruck an der Brusthöhlenoberfläche beträgt hier für die Versuchsperson 305 kg, die muskulär bedingte Gesamtkraft 266 kg. Die muskuläre Gesamtkraft bei Gleichgewichtslage ist für die Versuchsperson expiratorisch gleichgross wie inspiratorisch.

Die elastischen Kräfte allein üben bei maximaler Inspirationsstellung einen Druck von 63 kg, bei maximaler Expirationsstellung einen Zug von 53,5 kg an der Brusthöhlenoberfläche aus.

Da unsere Versuchsperson eine unter dem Mittel liegende vitale Kapazität und mässig kräftig entwickelte Muskulatur besitzt, dürften für Erwachsene alle Werte durchschnittlich noch höher liegen.

Zum Vergleich mit diesen Ergebnissen diene die Schätzung von Donders¹⁾, dass die maximale Kraftleistung der Atemmuskulatur über 200 kg betrage, und die Angabe von Fick¹⁾, dass die Musculi intercostales externi allein einer Kraftentwicklung von ca. 94 kg fähig sind.

Zusammenfassung.

1. Die Atemkräfte sind messbar durch die Druckdifferenz, welcher sie Gleichgewicht halten. Der so bestimmte Manometerwert entspricht der Kraftgrösse an der Flächeneinheit des Brustraumes.

2. Der Zusammenhang der Atemkräfte unter statischen Verhältnissen für irgendeine Flächeneinheit der Brusthöhlenoberfläche ist in folgender Gleichung darstellbar:

$$p = p_{musk} + p_{el\ thor} = p_{el\ pulm} + p_{alv}$$

p = Resultante der äusseren Kräfte (dehnende Kraft) = Resultante der inneren Kräfte (Retraktionskraft des Brusthöhleninhaltes).

p_{musk} = senkrecht zur Brusthöhlenoberfläche wirkende muskulär geleistete Kraft.

$p_{el\ thor}$ = senkrecht zur Brusthöhlenoberfläche wirkende, durch elastische und Schweremomente in der Brusthöhlenumgebung bedingte Kraft.

$p_{el\ pulm}$ = elastische Retraktionskraft der Lungen pro Quadrat-zentimeter Oberfläche.

p_{alv} = alveoläre Druckdifferenz.

1) R. du Bois-Reymond, Mechanik der Atmung. Ergebn. d. Physiol. v. Asher-Spiro Bd. 1 (2) S. 402. 1902.

3. Der Brusthöhleninhalt bringt wie eine ideale Flüssigkeit alle im Innern und an verschiedenen Stellen seiner Oberfläche wirkenden Kräfte unter sich zum Ausgleich: innerer und äusserer Spannungsausgleich. (Nur zwei kleinere Volumanteile des Brustraumes besitzen eine Sonderstellung. a) Die medial oberhalb des Hilus gelegenen Lungenabschnitte bei tiefer Inspiration und Expiration. b) Die Bluträume des Mediastinums infolge der Herzmuskeltätigkeit.)

4. Die elastische Spannungsergebnante ($\Sigma p_{el} = p_{el\ pulm} - p_{el\ thor}$) ist direkt messbar durch die bei Muskelerzeugung von ihr bedingte alveoläre Druckdifferenz.

Die Σp_{el} -Werte sind abhängig vom Dehnungszustand der Atemorgane (Fig. 1, Kurve I), und zwar ist im mittleren, hauptsächlich für die Atmung wichtigen, 2 Liter umfassenden Dehnungsbereich die elastische Spannungsergebnante eine lineare Funktion des Lungenluftgehaltes, das heisst die Änderung der elastischen Spannung erfolgt hier proportional der Volumänderung (Q in Litern):

$$\Sigma p_{el} = \Sigma p_{el_0} \pm k_{el} \cdot Q.$$

Die Σp_{el} -Änderung pro Liter Volumänderung beträgt hier für die Versuchsperson $k_{el} = 14$ cm Wassersäule.

Die Σp_{el} -Werte sind ferner abhängig von der Körperlage, indem dabei die Schweremomente je nachdem in verschiedener Richtung wirken. Die Σp_{el} -Kurve im Liegen (Fig. 1, Kurve II) ist gegenüber der im Sitzen nach aufwärts verschoben, ohne dass sie ihre Neigung ändert ($k_{el} = 14$ cm H_2O).

Die Anbringung einer elastischen Binde am Thorax erhöht alle Σp_{el} -Werte, auch hier, ohne dass die Neigung der Kurve wesentlich ändert.

5. Ein Relativwert der Σp_{el} -Änderung pro Liter Dehnungsänderung der Respirationsorgane (k_{el}) wird indirekt erhalten durch Messung des maximalen Expirationsdruckes in maximaler Inspirationsstellung (p_{alv_1}) und etwa $1/2$ Liter oberhalb maximaler Expirationsstellung (p_{alv_2}) und Teilung der Differenz beider Werte durch die vitale Kapazität (C):

$$k_{el} = \frac{p_{alv_1} - p_{alv_2}}{C}$$

Für p_{alv_1} und p_{alv_2} in Millimeter Hg und C in Litern erhält man annähernd k_{el} in Zentimeter Wassersäule.

Die so bestimmten k_{el} -Werte sind für Männer vom zweiten bis Anfang des fünften Dezenniums wenig verschieden. Neun Messungen liegen zwischen 11,9 und 14,7.

In höherem Alter sinkt k_{el} , um beim Altersemphysem noch etwa die Hälfte des früheren Wertes zu betragen. (Durchschnitt für 18 Emphysematiker: $k_{el} = 7,1$).

6. Die elastische Spannung in der Brusthöhenumgebung ($p_{el\ thor}$) ist aus den Σp_{el} -Werten zu berechnen, durch Subtraktion der für die einzelnen Dehnungszustände annähernd bekannten Retraktionskraft (Donders, Cloetta) der Lungen.

Aus den Σp_{el} -Kurven im Sitzen, Liegen und bei Anbringung einer elastischen Binde ergeben sich die entsprechenden $p_{el\ thor}$ -Kurven, die tiefer und etwas flacher liegen als die ersteren. (Fig. 2.)

Bei der Muskeler schlaffung ist $p_{el\ thor}$ an allen Oberflächen-einheiten der Brusthöhle gleich gross. Bei Muskelwirkung ist der Durchschnittswert von $p_{el\ thor}$ wenig verschieden von dem bei Muskelerschaffung.

Für die Wahl des Atemtypus ist massgebend die Grösse der durchschnittlichen $p_{el\ thor}$, bezüglich Σp_{el} -Änderung, und zwar ist derjenige Typus herrschend, der unter den gegebenen Verhältnissen inspiratorisch die geringste Spannungszunahme bedingt.

7. Die maximale inspiratorische und expiratorische Kraft ist abhängig vom Dehnungszustand der Atemorgane (Fig. 3; Kurve I und II).

Die maximale muskuläre Kraft ist aus den letzteren Werten durch Subtraktion der elastischen Kraft (Σp_{el}) zu berechnen. Ihre Abhängigkeit vom Dehnungszustand (Fig. 3; Kurve III und IV) ist durch die ändernde Distanz von Ursprung und Ansatz der Atemmuskeln und durch die ändernde Grösse der Brusthöhlenoberfläche zu erklären.

8. Die an der gesamten Brusthöhlenoberfläche wirkenden Kräfte berechnen sich aus den Kräften an der Flächeneinheit und der Oberflächengrösse (O). Bei einem gegebenen Dehnungszustand ist unter statischen Verhältnissen: $O \cdot p_{musk} = O \cdot \Sigma p_{el} + O \cdot p_{at}$.

Die Grösse der einzelnen Werte bei den verschiedenen Dehnungszuständen ist für die Versuchsperson durch die Kurven von Fig. 4 dargestellt. Die maximale Kraftentfaltung beträgt für die Versuchsperson inspiratorisch 220 kg, expiratorisch 305 kg.