

Aus dem Pathologischen Institut der Karl Marx-Universität Leipzig
(Direktor: Prof. Dr. med. habil. G. HOLLE)

Dynamische Elastometrie zur Bestimmung der Organkonsistenz

Von

HENNER KRUG

Mit 4 Textabbildungen

(Eingegangen am 7. Februar 1964)

A. Einleitung und Fragestellung

Für die makroskopische Organdiagnose sind neben den gestaltlichen Veränderungen physikalische Eigenschaften der untersuchten Organe von erheblicher Bedeutung. Im allgemeinen werden diese Eigenschaften subjektiv mit unseren Sinnesorganen festgestellt. Für bestimmte Fragestellungen, insbesondere für Vergleichsuntersuchungen, ist jedoch eine Objektivierung erforderlich. Seit längerer Zeit bemühen wir uns um eine objektive Erfassung der Organfarbe und der Organkonsistenz. Während die Untersuchungen zur Farbbestimmung noch nicht abgeschlossen sind, soll über unsere Methode der Konsistenzmessung berichtet werden.

B. Physikalische Grundlagen

Unter *Konsistenz* möchten wir das Verhalten eines Organes (oder Gewebes) gegenüber einer von außen durch Kraftanwendung erzwungenen Verformung verstehen. Diese Verformung wird entsprechend den Sektionspraktiken meist in einer Kompression bestehen, in Sonderfällen in einer Dehnung (Blutgefäße) oder Biegung (Knochen). Die physikalischen Ableitungen beziehen sich vorwiegend auf Dehnung, bei der Kompression handelt es sich jedoch um den gleichen Vorgang mit umgekehrtem Vorzeichen. Die Verhältnisse bei den Blutgefäßen (Volumenelastizität) und bei Biegung sollen außer Betracht gelassen werden.

Für die Konsistenz sind zwei physikalische Eigenschaften als Extremformen maßgebend:

1. *Elastizität*. Wir bezeichnen einen Körper dann als *ideal elastisch*, wenn die durch eine äußere Kraft erzwungene Verformung spontan völlig reversibel ist. Nach dem Hookeschen Gesetz wird in dem elastischen Körper eine Gegenkraft erzeugt, die der Größe der Verformung proportional ist. Je größer diese Kraft, die der Verformung entgegenwirkt und sie nach Aufhören der verformenden Kraft reversibel macht, um so größer ist auch die Elastizität. Damit unterscheidet sich die physikalische Definition vom trivialen Sprachgebrauch: Ein ideal elastischer Körper, der sich leicht, d. h. unter geringer Kraftaufwendung dehnen (oder komprimieren) läßt, ist weniger elastisch, als ein Körper, der eine gleiche Verformung nur unter Anwendung einer größeren Kraft erleidet. Elastizität und Dehnbarkeit sind nicht synonyme, sondern reziproke Begriffe.

2. *Plastizität*. Wenn nach Aufhören der verformenden Kraft die Verformung bestehenbleibt, so liegt plastisches Verhalten vor. Die Plastizität spielt in der

Biologie, besonders in der Physiologie der glatten Muskulatur, eine große Rolle. Ihre physikalische Erfassung ist schwieriger als die der Elastizität.

Die von uns zu untersuchenden Gewebe zeigen nun kein ideal elastisches Verhalten, sondern weisen auch plastische Eigenschaften auf. Inwieweit mehr das elastische oder mehr das plastische Verhalten in Erscheinung tritt, hängt stark von der Art der Prüfung ab. Bei fast allen Körpern kommt es bei Anwendung sehr starker Kräfte, wie sie bei unseren Versuchen allerdings nicht vorkommen, zum Überschreiten der Elastizitätsgrenze, es kommt zum plastischen Fließen

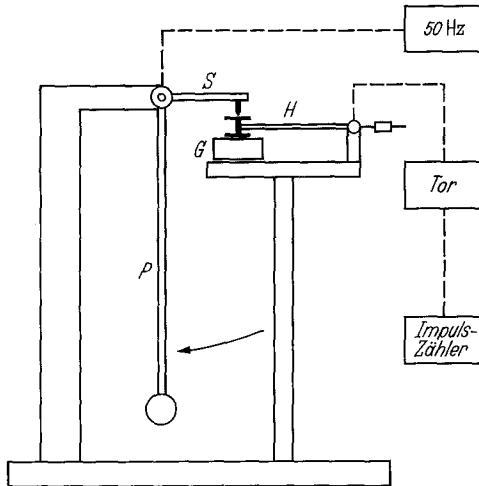


Abb. 1. Schematische Darstellung des dynamischen Elastometers. P Pendel, S Seitenarm, H Hebel mit Stempel, G zu untersuchendes Gewebestück. Weiteres siehe Text

und schließlich zur Zerstörung der Struktur. Wichtiger für uns sind die zeitlichen Verhältnisse. Bei kurzer Einwirkung einer deformierenden Kraft kann sich ein Körper fast ideal elastisch verhalten, d. h. die Verformung ist ohne wesentlichen Rückstand spontan reversibel; der gleiche Körper kann aber bei längerer Einwirkung der gleichen Kraft plastisch verformt werden, diese Verformung, auch elastische Nachwirkung genannt, ist dann nicht mehr vollständig oder erst nach längerer Zeit reversibel. Was wir mit unserer Tastempfindung als Konsistenz erfassen, ist also ein Gemisch von Elastizität und Plastizität. Wichtig ist, daß die dabei beteiligten

Mechanoreceptoren von Haut und Skelettmuskulatur ausgesprochene Adaptation zeigen, d. h. die ausgelösten Empfindungen bei einem Dauerreiz nehmen sehr bald nach Einsetzen des Reizes sehr stark ab.

C. Eigene Apparatur

Es sollte eine Apparatur entwickelt werden, die möglichst einfach zu bedienen ist und Reihenmessungen gestattet. Die Einrichtung von NEUMANN erschien uns zu umständlich.

Eigene Vorversuche mit länger dauernder Kompression ergaben auf Grund der Plastizität der Gewebe keine verwertbaren Resultate. Das gleiche trifft für das Höppler-Viscosimeter zu. Wir entschlossen uns dann zur Bestimmung der Kompressionselastizität bei kurzzeitiger Anwendung einer komprimierenden Kraft. Die angewendeten Zeiten liegen mit 0,5 sec etwa in der Dimension schnell adaptierender Hautmechanoreceptoren. Auch bei wiederholtem Betasten werden bei jedem einzelnen Tastvorgang (etwa durch Fingerdruck) derartige Zeiten realisiert. Das Prinzip unserer Einrichtung geht auf NOYON zurück. Dieser erfaßte die Muskelelastizität durch ein Pendel, das durch den Muskel abgebremst wurde; gemessen wurde die Dämpfung der Pendelschwingungen. GILDEMEISTER benutzte mit gleicher Einrichtung als Kriterium die Kontaktzeit zwischen Muskel und dem Pendel. Diese Anordnung benutzten auch wir, wobei wir die mechanischen Verhältnisse entsprechend unserer Fragestellung änderten und die Kurzzeitmessung mit moderneren Mitteln digital durchführten. Die Meßapparatur

ist folgendermaßen eingerichtet (s. Abb. 1): Mit dem Pendel P ist ein in Ruhelage waagerechter Seitenarm S verbunden. Dieser berührt in Ruhelage gerade einen Hebelarm H , der mit einem Stempel von 1 cm^2 Grundfläche auf dem zu untersuchenden Gewebstück G liegt. Zur Messung wird das Pendel zunächst nach rechts bis zu einem Anschlag bewegt und dann losgelassen. Das Pendel schwingt zurück und über die Ruhelage hinweg. Es drückt dann den Gewebsblock ein und wird dadurch abgebremst. Die Dauer der Berührung zwischen dem Seitenarm und dem Hebel wird gemessen, sie ist um so kürzer, je weniger komprimierbar (d. h. je elastischer) der Probekörper G ist. Die Zeitmessung geschieht durch Schließen eines Kontaktes zwischen S und H . Als Bezug wird die Netzfrequenz nach Einweggleichrichtung verwendet. Eine Torschaltung mit Relais sorgt dafür, daß nur die erste Kontaktzeit gemessen werden kann, falls das Pendel unbeabsichtigt zurückfällt. Die Zählung der Impulse erfolgt mit einem elektromechanischen Zählwerk (Grenzfrequenz 80 Hz). Es sind natürlich auch industriell gefertigte Kurzzeitmesser anwendbar, zumal die Torschaltung nicht unbedingt nötig ist. Das Tor wird wieder geöffnet durch einen Kontakt, der sich am Anschlag des Pendels befindet. Die praktische Ausführung ist in Abb. 2 dargestellt, im Inset ist die Einrichtung zur Messung des Probekörpers (als Beispiel ein Gelatineblock) vergrößert abgebildet. Zur Vergrößerung der reduzierten Pendellänge verwendeten wir das vom Metronom bekannte Mälzelsche Verfahren der Anbringung eines Gegengewichtes oberhalb der Pendelachse.

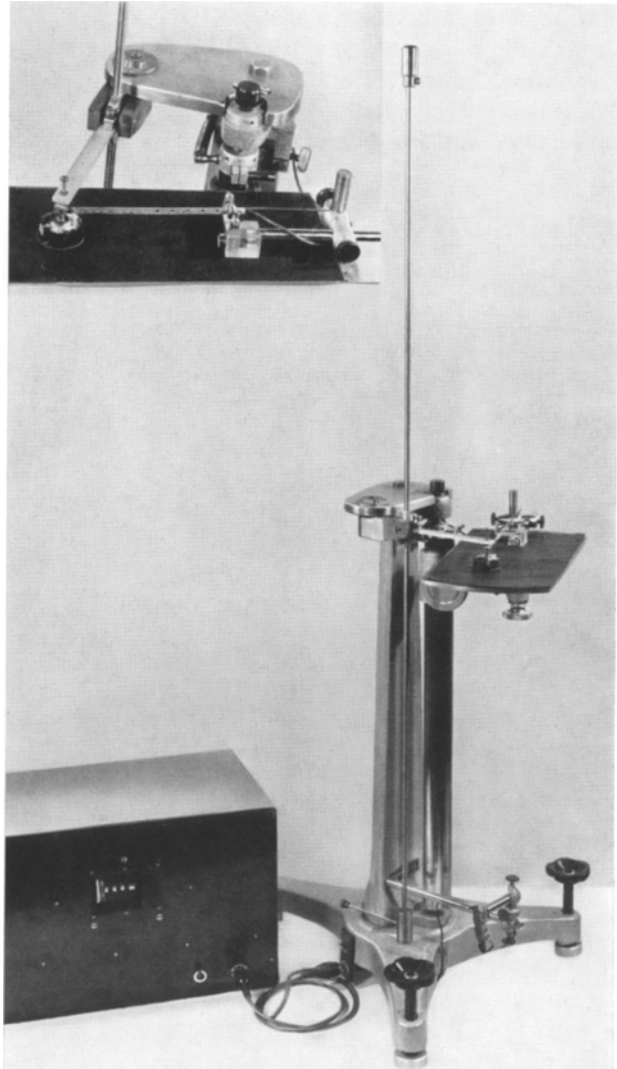


Abb. 2. Praktische Ausführung des Elastometers. Inset: vergrößerte Darstellung von Seitenarm, Hebel mit Stempel und Prüfkörper (Gelatineblock)

D. Eichung und praktische Anwendung

Der gewonnene Wert der Kontaktzeit (in $\frac{1}{50}\text{ sec}$) hat zunächst rein empirische Bedeutung. Es wird eine Größe gesucht, die den elastischen Eigenschaften des

Probekörpers proportional ist und so eine sinnvolle quantitative Aussage ermöglicht. Dazu wird von der nur angenähert zutreffenden Annahme ausgegangen, daß die Gewebselastizität während der kurzen Zeit der dynamischen Messung als ideal anzusehen ist. An Stelle des Probekörpers wird eine Schraubenfeder eingesetzt, die nun wirklich als ideal elastisch bezeichnet werden kann und deren elastische Eigenschaft auch statisch bestimmt werden kann. Man verwendet dafür die Federkonstante k , die angibt, wieviel Kraft nötig ist, um die Feder um eine Längeneinheit zu deformieren.

$$k = \frac{p}{\Delta l} \quad (1)$$

p = Kraft, Δl = Längenänderung.

Dieser Ausdruck wird auch *Starre* genannt (s. bei GRIMSEHL-TOMASCHKE). Wir werden diese Bezeichnung auch auf unsere biologischen Objekte anwenden, weil

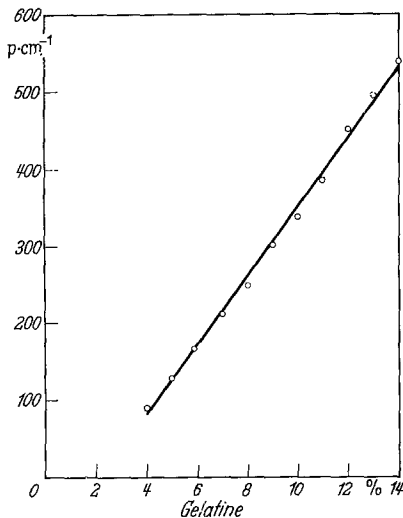


Abb. 3. Abhängigkeit der Starrewerte (Ordinate) von der Gelatinekonzentration. Erstarrte Gelatineblöcke konstanter Schichtdicke

sie anschaulich und zudem auch physikalisch definiert ist. Die mit der Feder bestimmte Kontaktzeit t ist die Hälfte der Schwingungsdauer des Pendels T . Aus der Formel für harmonische Schwingungen

$$T = 2\pi \sqrt{\frac{m}{k}} \quad (2)$$

kann die Pendelmasse in Gramm errechnet werden. Sie ergab sich bei unserer Einrichtung bei zwei verschiedenen Federn übereinstimmend $m = 5,4$ g.

Nach Kenntnis von m kann man nun umgekehrt aus der Kontaktzeit $t = 1/2 \cdot T$ die unbekannte Starre k eines zu untersuchenden Körpers errechnen indem man Formel (2) nach k auflöst

$$k = \frac{m \cdot \pi^2}{t^2}, \quad (3)$$

d.h. die Starre ist umgekehrt proportional dem Quadrat der Kontaktzeit t , da $m \cdot \pi^2$ eine apparative Konstante ist.

Die praktische Aussagekraft des Ausdruckes der Starre k überprüfen wir nach dem Verfahren von GILDEMEISTER an erstarrten Gelatineblöcken konstanter Dicke bei verschiedenen Konzentrationen. Hier zeigt sich eine eindeutige lineare Beziehung zwischen der Gelatinekonzentration und der mit unserer Apparatur gemessenen Starre k (s. Abb. 3). Die Starre ist eine Eigenschaft des Probekörpers, so wie er zur Untersuchung vorliegt und ist außer von seiner Materialbeschaffenheit noch von der räumlichen Ausdehnung abhängig. Was uns interessiert ist die Materialkonstante, der Elastizitätsmodul E , auch Dehnungs- (oder Kompressions-) Maß genannt. Der Modul ist ein relatives Maß und gibt an, welche Kraft aufgewendet werden muß, um das Material vom Einheitsquerschnitt auf das Doppelte zu dehnen.

$$E = \frac{p}{\Delta l \cdot l \cdot F} = \frac{p \cdot l}{\Delta l \cdot F} \quad (4)$$

F = Querschnitt, l = Länge, p = Kraft.

Setzt man k [Gl. (1)] in (4) ein, so ergibt sich

$$E = \frac{l}{F} \cdot k, \quad (5)$$

d. h. der Elastizitätsmodul E ist direkt proportional dem Produkt aus Starre k und Schnittdicke l des Probekörpers; der Querschnitt der Meßfläche F ist eine Apparatkonstante. Wegen dieser Abhängigkeit ist eine genaue Einhaltung einer bestimmten Schnittdicke l nötig, wenn man die Starrewerte k untereinander vergleichen will. Hier ergeben sich aber praktische Schwierigkeiten. Bei dem von uns in erster Linie untersuchten Gehirngewebe war es nicht möglich, die Schnittdicke konstant zu halten. Daher untersuchten wir die Abhängigkeit der gemessenen Starre an Gelatine- und an Gehirnscheiben als Funktion der Schichtdicke. Wir gingen dabei von der Arbeitshypothese aus, daß bei unserer Methode der Probekörper, der breiter als die Meßfläche ist, im Gegensatz zu den idealisierten physikalischen Ableitungen im wesentlichen nur in der Nähe des eindringenden Stempels deformiert wird, während tiefere Schichten nicht so betroffen werden.

Es könnte daher eine Schichtdicke geben, deren weitere Vergrößerung keinen wesentlichen Einfluß auf die Starre hat. Diese

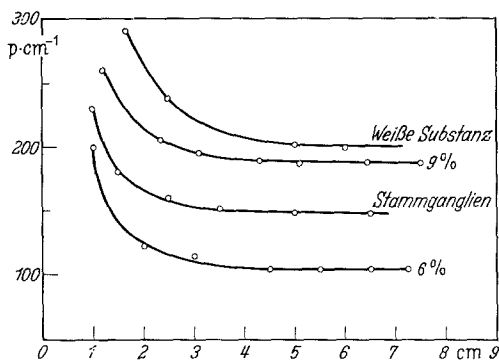


Abb. 4. Abhängigkeit der Starrewerte (Ordinate) von der Schichtdicke bei verschiedenen Materialien: Gelatineblöcke verschiedener Konzentration, Hirngewebe

Vermutung bestätigte sich. Bei allen untersuchten Proben — Gelatineblöcke verschiedener Konzentration, graue und weiße Substanz des Gehirns — wurde bei einer Schichtdicke von 4—5 cm das Minimum der Starrewerte erreicht, das bei weiterer Erhöhung der Schichtdicke unverändert bleibt (s. Abb. 4). Wenn man also die Schnittdicke etwa 5 cm stark macht, dann haben die unvermeidlichen Abweichungen von diesem Wert praktisch keinen Einfluß auf die gemessenen Starrewerte.

Unter diesen Voraussetzungen wurden (zusammen mit cand. med. SANDIG) Reihenuntersuchungen am Gehirn vorgenommen, die sich als gut reproduzierbar erwiesen. Über die Ergebnisse soll später berichtet werden.

Zusammenfassung

Es wird eine Methode beschrieben, die es gestattet, die elastischen Eigenschaften von Sektionsmaterial als wesentliche Grundlagen der Konsistenz rasch und zuverlässig zu bestimmen. In dem entwickelten Gerät wird durch das zu untersuchende Gewebe die eine Hälfte einer Pendelschwingung abgebremst, gemessen

wird digital die Kontaktzeit zwischen Gewebe und Pendel. Die Kontaktzeit kann in Starre umgerechnet werden, die dem Quotienten aus Elastizitätsmodul und Schichtdicke proportional ist. Es hat sich gezeigt, daß bei größeren Schichtdicken die Starrewerte ein konstantes Minimum erreichen und so unmittelbare Vergleiche verschiedener Gewebe zulassen, ohne daß Abweichungen in der Schichtdicke eine Rolle spielen.

Dynamic Elastometry for Determining the Consistency of Organs

Summary

A method is described which permits a quick and reliable determination of the elastic properties of autopsy material. These properties are fundamental for the consistency. In the apparatus constructed, one half of a swing of a pendulum is braked by means of the tissue being studied. The contact time between the tissue and the pendulum is measured digitally. The contact time may be converted into terms of rigidity which is proportional to the ratio of the unit of elasticity with the thickness of the layer. The results show, that with greater thickness of the layer the values for rigidity reach a constant minimum permitting thus a direct comparison of different tissues without variations in the thickness of the section being significant.

Literatur

- GILDEMEISTER, M.: Über die Elastizität von Leimgallerten. Z. Biol. **63**, 175—182 (1914).
 — Über die sogenannte Härte tierischer Gewebe und ihre Messung. Z. Biol. **63**, 183—200 (1914).
 NEUMANN, R.: Konsistenzmessung und Hirnkonsistenz. Virchows Arch. path. Anat. **291**, 341—378 (1933).
 TOMASCHKE, R.: GRIMSEHL'S Lehrbuch der Physik, Bd. 1. Leipzig 1944.

Dr. med. HENNER KRUG, Leipzig C 1, Liebigstr. 26