

Aus der medicinischen Universitätsklinik zu Kiel  
(Prof. Dr. H. Lüthje).

## Untersuchungen zur Organfunction des Bindegewebes.<sup>1)</sup>

I. Mittheilung:

### Die Elasticitätsfunction des Bindegewebes und die intravitale Messung ihrer Störungen.

Von ,

Priv.-Doc. Dr. H. Schade,

Vorsteher der physico-chemischen Abtheilung der Klinik.

(Hierzu Tafel III und 5 Abbildungen im Text.)

Nachdem sich mir bei der Bearbeitung der Sedimentirungsvorgänge und steinbildenden Processe in den Körperflüssigkeiten die erst jüngst zur eigentlichen Wissenschaft emporgewachsene Colloidchemie als wichtige Pfadweiserin bewährt hat, ist es mein Ziel gewesen, die colloidchemische Arbeitsmethodik für die Untersuchung einer bislang weniger beachteten, mir dennoch recht wichtig erscheinenden Gewebsart, des Bindegewebes, heranzuziehen. Wenn auch beim Uebergang vom Experimentiren mit Se- und Excreten zu der Behandlung dieses complexen lebenden Gewebes sich mit Nothwendigkeit der Unterschied ergibt, dass für das belebte Gewebe nichts weniger als ein restloses Sicheinfügen unter die colloidchemischen Gesetzmässigkeiten erwartet werden darf, so ist mir doch gerade das Bindegewebe als geeignetstes Object für einen Versuch der Uebertragung der Colloidchemie in den Bereich des „Vitalen“ erschienen. Denn im Bindegewebe überwiegt an Masse bei Weitem die colloide Intercellularsubstanz die spärlich eingestreuten Zellen. Wir haben eine Gewebsart vor uns, die in strengem Sinne nur in den räumlich ganz zurücktretenden Protoplasmainseln der Zellleiber als belebt zu betrachten ist, deren Hauptmasse — trotz ihrer nicht bestrittenen Abhängigkeit von jenen Zellen und trotz ihrer engen Beziehungen zu den Circulationsorganen des Blutes und der Lymphe — für physicochemische, besonders colloidchemische Untersuchungen im Vergleich zur Masse anderer Organe die geringste Gefahr der Modificirung durch „vitale“ Einflüsse bietet.

Diese erste Mittheilung soll die Messung der normalen Elasticität des Bindegewebes und die Feststellung ihrer pathologischen Anomalien zum Gegenstand haben.

1) Vergl. u. a. Münch. med. Wochenschr. 1909. No. 1 u. 2 (Zur Entstehung der Harnsteine), ferner diese Zeitschr. Bd. 8 (Zur Genese der Gallensteine) und Münch. med. Wochenschr. 1911. No. 14 (Allgemeine Gesetzmässigkeiten betreffs der steinbildenden Processe im Körper).

Um eindeutig über die elastischen Eigenschaften des Bindegewebes abhandeln zu können, ist zunächst eine Verständigung über den auffallender Weise zur Zeit keineswegs einheitlichen Begriff der Elasticität erforderlich. Die theoretische Physik giebt die folgende Definition: „Elasticität ist die in einem Körper durch Zwang wachgerufene innere Kraft“ [Auerbach<sup>1)</sup>] oder etwas ausführlicher: „Elasticität ist diejenige Eigenschaft eines Körpers, auf Grund deren er befähigt ist, äusseren Kräften, die seinen natürlichen Zustand verändern, innere Kräfte entgegen zu setzen, die die Wiederherstellung des natürlichen Zustandes oder wenigstens eine Annäherung an ihn erstreben“ [Wüllner und Wand<sup>2)</sup>]. Nach diesen Definitionen wächst der Grad der Elasticität mit der Zunahme der Kräfte, die sich der Deformierung entgegensetzen und diese auszugleichen streben. Man muss somit der elfenbeinernen Billardkugel eine sehr grosse Elasticität, dem ungleich leichter nachgebenden Gummi dagegen nur einen geringen Elasticitätsgrad zuschreiben. Diese — den Nichtfachmann zweifellos befremdende — Bezeichnungsweise ist thatsächlich in der Physik allgemein durchgeführt. Um ein Maass der Elasticität zu gewinnen, dient dabei der Elasticitätsmodul  $E$ . Man erhält den Werth  $E$  für Zug- und Druckwirkungen, indem man die einwirkende Belastung ( $\sigma$ ) durch die bei der Deformierung auftretende Längeneinheitsänderung des elastischen Körpers ( $\alpha$ ) dividirt.  $E_z$  resp.  $E_D = \frac{\sigma}{\alpha}$ . Da hierbei die Belastung  $\sigma$  gleich dem Quotienten aus dem einwirkenden Gewicht ( $P$ ) und dem Querschnitt des elastischen Körpers ( $q$ ) ist und die Längeneinheitsänderung  $\alpha$  dem Quotienten aus der eintretenden Verlängerung ( $\lambda$ ) und der ursprünglichen Länge ( $l$ ) entspricht, so ist es leicht, den Elasticitätsmodul aus den im Experiment gegebenen Daten zu berechnen:  $E_z$  resp.  $E_D = \frac{P \cdot l}{q \cdot \lambda}$ . Nach dieser Methode sind an exstirpirten Gewebstücken von einer Reihe Autoren Messungen vorgenommen. Ich begnüge mich, eine Tabelle von H. Triepel<sup>3)</sup> anzuführen:

Gewebe	$E_z$
Glatte Musculatur . . . . .	0,002 — 0,001
Quergestreifte Musculatur . . . . .	0,001 — 0,1
Gelbes (= elastisches) Bindegewebe .	0,02 — 0,1
Hyaliner Knorpel . . . . .	0,9 — 1,0
Collagenes Bindegewebe . . . . .	25,0 — 100,0
Knochengewebe . . . . .	2000

Wenn man diese Zahlen miteinander vergleicht, so ergibt sich, dass der Elasticitätsmodul und damit auch der Grad der Elasticität mit steigender Festigkeit anwächst. Wir kommen unter consequenter Benutzung der vorausgeschickten Definition für Elasticität zu dem Ergebniss, dass das Knochengewebe bei Weitem die grösste Elasticität besitzt und dass dem gegenüber die Bindegewebsarten, selbst das sogenannte „elastische

1) Vergl. Winkelmann, Handbuch der Physik. 1908. II. Aufl. I. Bd. (Auerbach).

2) Citirt nach H. Triepel, Einführung in die physikalische Anatomie. Wiesbaden 1912. S. 13.

3) H. Triepel, l. c. S. 163.

Bindegewebe“, nur in ganz verschwindend geringem Grade mit Elasticität ausgestattet sind. Es liegt auf der Hand und ist auch bereits von fast allen früheren Untersuchern (W. Hiss, H. Triepel u. a.) trotz Acceptirung dieses Formulierungsmodus betont worden, dass jene Begriffsformung dem zuwiderläuft, was nach Ausweis des allgemeinen Sprachgebrauchs unter Elasticität verstanden wird. Die hier berührte Schwierigkeit hat sich nun auch sonst in der Praxis, besonders in der Technik sehr fühlbar gemacht. Es scheint aber jetzt, dass die technischen Wissenschaften einen glücklichen Ausweg gefunden haben. So definiert C. Bach diesen Begriff in seinem Lehrbuch „Elasticität und Festigkeit“<sup>1)</sup> in bewusstem Gegensatz zur früheren Art wie folgt: „Die jedem Körper innewohnende Eigenschaft, unter Einwirkung äusserer Kräfte eine Aenderung seiner Gestalt zu erleiden und mit dem Aufhören dieser Einwirkung die erlittene Formveränderung mehr oder minder vollständig wieder zu verlieren, wird mit Elasticität bezeichnet.“ Dabei ist der Elasticitätscoefficient „diejenige Zahl, welche angiebt, um welche Strecke sich ein Stab von der Länge 1 bei einer Belastung von 1 kg auf die Flächeneinheit (qcm) dehnt“. Diese Definition hat den grossen Vorzug, dass bei ihr die Folgerungen unserm Sprachgefühl conform gehen; zudem gestattet sie gleichzeitig die sämtlichen Vorteile der obigen physikalisch-mathematischen Begriffsformulirung, indem der neu gewonnene Bach'sche Elasticitätscoefficient ( $\alpha$ ) nichts anderes als den reciproken Werth des physikalisch üblichen Elasticitätsmoduls E darstellt:  $\alpha = \frac{1}{E} = \frac{q \cdot \lambda}{P \cdot l}$ . Ich werde daher im Folgenden mich lediglich des zuletzt definirten, in der Praxis bewährten Begriffes der Elasticität bedienen. Für die vorliegende Arbeit ist somit „Elasticität“ mit „federnd-reversibler Nachgiebigkeit“ zu interpretiren, während der physikalische Begriff der Elasticität mit dem reciproken Werth dieser Nachgiebigkeit, d. h. mit „elastischem Widerstand“ bezeichnet werden soll.

### Der heutige Stand unserer Kenntnisse von der normalen Elasticität des Bindegewebes.

Da man in unserer Zeit die elastischen Eigenschaften des Bindegewebes nur einer geringen Beachtung zu würdigen pflegt, sei hier in Kürze an die wichtigsten Ergebnisse der bisherigen, z. Th. bereits älteren Arbeiten dieses Themas erinnert.

Unter den verschiedenen Arten des Bindegewebes dominirt beim Menschen weitaus das fibrilläre Bindegewebe, welches durch eine hochgradige Differencirung seiner Intercellularmasse zu collagenen Fasern charakterisirt ist und daneben je nach dem Ort des Vorkommens mehr oder weniger mit elastischen Fasern oder mit Fettzellen sich durchsetzt zeigt. Dieses Bindegewebe, besonders in der Form der lockeren Fügung seiner Fasern, hat im Organismus die grösste Verbreitung. „Kein Organ besteht ohne solches. Es verbindet und trennt die einzelnen Organe, füllt als interstitielles Bindegewebe die Lücken zwischen den einzelnen Organen

1) C. Bach, Elasticität und Festigkeit. Berlin 1894. II. Aufl. S. 11 und 3.

aus und bildet überall die Begleiterin der Blutbahnen sowie mit seinen spaltförmigen Durchbrechungen die Anfänge der Bahnen des Lymphstromes“ [Gegenbaur<sup>1)</sup>] Neben der allgemeinen „Stützfunction“ fällt bei dieser Art der räumlichen Anordnung infolge der im Leben fast überall eintretenden wechselseitigen Verschiebungen der Organe und Organteile dem Bindegewebe ein Haupttheil der Aufgabe des elastischen Ausgleichs zu. Bleibende Veränderungen der Formen dürfen im menschlichen Körper unter dem Einfluss von Eigenbewegungen oder äusserer Krafteinwirkungen nicht vorkommen, solange sich seine Theile im gesunden Zustand befinden sollen. „Die normalen Gewebe des menschlichen Körpers müssen durch Anpassung und Vererbung mit Eigenschaften ausgerüstet worden sein, auf Grund deren sie leicht diejenigen Formveränderungen auszugleichen vermögen, die sie unter dem Einfluss der umgebenden Verhältnisse dauernd oder sehr häufig erleiden.“ „Bei Geweben umfasst die Elasticitätsbreite (d. i. der Bezirk des vollkommenen Elasticitätsausgleichs) mindestens die Gesamtheit aller im gesunden Organismus überhaupt vorkommenden Veränderungen“ [H. Triepel<sup>2)</sup>].

Nach den experimentellen Messungen des letztgenannten Autors<sup>3)</sup> liegen die Verhältnisse bei den „elastischen Fasern“ am günstigsten. Untersuchungen am Nackenband des Rindes, wo diese Fasern in ziemlicher Reinheit sich vorfinden, haben bis zu Dehnungen von 120 pCt. der ursprünglichen Länge, d. h. bis dicht an die Zerreißungsgrenze (130 pCt.) heran, vollkommene Elasticität ergeben; dabei wird die Dehnbarkeit um so geringer, je grösser die bereits erreichte Dehnung ist. Dementsprechend ist auch die Grösse der Elasticität bei variirter Inanspruchnahme keine constante; für kleine Belastungen beträgt der Elasticitätscoefficient  $\alpha$  den Werth von ca. 50, für die stärksten zulässigen Dehnungen sinkt er bis zu 10 herab.

Für die collagenen Fasern ergeben die Messungen an Sehnen ungleich niedrigere Werthe. Ihre Dehnbarkeit erreicht nach H. Triepel nur Höchstwerthe von etwas über 4 pCt. Auch hier erfolgt Anfangs das Anwachsen der Dehnung schneller als die Zunahme der Belastung, von etwa 1,8 pCt. an bis zu ca. 4 pCt. besteht sodann ziemliche Proportionalität zwischen der Belastungs- und Dehnungszunahme, bis schliesslich bei noch höherer Beanspruchung der Elasticitätscoefficient  $\alpha$  deutlich weiter absinkt. Statt 50—10 wie bei den elastischen Fasern weist hier dieses  $\alpha$  nur Werthe von 0,4 bis 0,01 auf. Zudem versagt bei den maximalen Werthen schon eine deutliche Strecke vor dem Zerreißungspunkt die Elasticität, es treten recht bemerkenswerthe „Nachdehnungen“ auf, die an das sogen. „Fließen“ bei manchen anorganischen Körpern vor dem Zerreißen erinnern.

In scheinbarem Widerspruch hierzu steht nun die hohe Elasticität, die exstirpirten Stücken von interstitiellem Bindegewebe in toto eigen ist.

1) C. Gegenbaur, Lehrbuch der Anatomie des Menschen. III. Aufl. Leipzig. 1888. S. 79.

2) H. Triepel, l. c. S. 17 und 18.

3) Die nachstehenden Werthe sind dabei von mir, soweit erforderlich, der hier benutzten Bach'schen Nomenclatur entsprechend umgerechnet.

Einige Resultate aus den schönen, leider noch immer nicht voll ausgenutzten Untersuchungen A. Landerer's<sup>1)</sup> mögen hier die Belege geben:

	Elasticitätscoefficient $\alpha^2)$
Subcutanes Zellgewebe . . . . .	44 (Belastung nicht angegeben)
Haut (Unterarm eines 74jähr. Mannes) .	28 (100 g Belastung)
Haut (Unterschenkel eines 68jähr. Mannes)	35 (Belastung nicht angegeben)
Haut [Unterarm eines 73jähr. Mannes <sup>3)</sup> ]	80 (100 g Belastung)

Man könnte sich wundern, hier die Haut in directer Parallele zum Bindegewebe von mir verzeichnet zu finden. Da jedoch das bindegewebige Corium weitaus überwiegend die Gesamtelasticität der Haut beherrscht<sup>4)</sup>, so ist mir die vergleichende Nebeneinanderstellung berechtigt erschienen.

Der auffallende Befund, dass das Bindegewebe in toto an Elasticität einen seiner Hauptbestandteile, die collagenen Fasern, so weitgehend übertrifft, wird dadurch geklärt, dass die elastische Beanspruchung nicht so sehr in einer Dehnung der gestreckten collagenen Fasern besteht, sondern dass sie namentlich auf der Ausgleichung wellenförmiger Krümmungen der Fasern sowie auf einer Veränderung der Maschenform beruht (H. Triepel<sup>5)</sup>). Ueber das Verhalten der innerhalb dieser Maschen gelegenen „structurlosen Grundmasse“ scheint keine Untersuchung vorzuliegen. Mit einiger Wahrscheinlichkeit aber wird man, glaube ich, aus jener auffallenden elastischen Ueberlegenheit des Gesamtbindegewebes über seine faserigen Componenten den Schluss ziehen können, dass diese Grundmasse — übrigens in Analogie zu dem ihr genetisch nahestehenden gallertigen Bindegewebe — eine grosse elastische Nachgiebigkeit neben der allen gesunden Geweben innerhalb der Grenzen ihrer physiologischen Verschiebbarkeit zukommenden elastischen Vollkommenheit besitzt.

Zwei weitere Punkte sind noch für die Bindegewebselasticität von grosser Wichtigkeit. Zunächst ist es ihr zeitliches Verhalten. Denn jede schnelle Muskelbewegung, zumal jeder schnelle Richtungswechsel der Bewegungen hat ein promptes Arbeiten des elastischen Ausgleichs der

1) A. Landerer, Die Gewebsspannung in ihrem Einfluss auf die örtliche Blut- und Lymphbewegung. Leipzig 1884. S. 30.

2) Auch diese Untersuchungen Landerer's leiden etwas unter der erwähnten Unsicherheit des Begriffs der Elasticität. Im Allgemeinen wird zwar unter Elasticität die elastisch reversible Nachgiebigkeit verstanden, wie u. A. Seite 29 und die Tabellen auf Seite 30 und 34 beweisen. An einzelnen Stellen (so z. B. Seite 28, Zeile 10 und andersorts mehr) läuft jedoch unter der gleichen Bezeichnung der reciproke Begriff des elastischen Widerstandes unter. Auch zwischen „Elasticitätsmaass“, „Elasticitätsmodulus“ und „Elasticitätscoefficient“ ist in der Abhandlung kein strikte durchgeführter Unterschied kenntlich. — Für die Bewerthung der von Landerer gegebenen Elasticitätscoefficienten ist ferner zu beachten, dass zum Vergleich mit den heute üblichen Grössen eine Multiplication mit 1000 erforderlich ist, da Landerer in der zur Berechnung dienenden Formel  $\alpha = \frac{q \cdot \lambda}{p \cdot l}$  sich der Grammeinheit statt der jetzt gebräuchlichen Kilogrammeinheit bedient hat.

3) Berechnet nach den Messungen Landerer's an der „normalen Haut“ S. 46.

4) Näheres vgl. unter S. 386 u. ff.

5) H. Triepel, l. c. S. 134.

Nachbarschaft zur Voraussetzung. Diese Vorbedingung ist nun nachweislich erfüllt: wird ein exstirpiertes normales Hautstück mit einem Gewicht belastet oder schnell von demselben befreit, so tritt praktisch „sofort“ die elastische Einstellung, respective die Rückkehr zur ursprünglichen Form ein [Landerer<sup>1)</sup>].

Sodann aber beherrscht die elastischen Functionen des Bindegewebes das auch für andere Körperorgane (z. B. Arterienwände) giltige Gesetz, dass die elastische Nachgiebigkeit für die gleichen Belastungs-differenzen bei kleinen Druck- und Zugkräften unverhältnismässig viel grösser ist als bei starker Druck-, resp. Zugbeanspruchung. Der kleine Druck oder Zug wird mit einer relativ grossen elastischen Ausgleichsverschiebung beantwortet; bei grossen Kräften aber fällt die elastische Verschiebung relativ gering aus. Es ist leicht ersichtlich, dass dieses Verhalten für die Körperverhältnisse rationell ist. An denjenigen Flächen des Körpers, welche starken und oft langdauernden Druckwirkungen ausgesetzt sind und demnach eine dichte und straffe Faserdurchsetzung ihres Bindegewebes nöthig haben, wie z. B. an den Fusssohlen, den Handtellern und dem Gesäss wird so in glücklicher Weise trotz Ermöglichung einer genügenden Elasticität bei den kleinen Druckwirkungen eine zu starke gegenseitige Verzerrung der Gewebstheile bei den dauernden schweren Belastungen vermieden<sup>2)</sup>. Ueberall dort aber, wo grosse Verschiebungen der Körpertheile an einander unerlässlich sind, so an den Grenzflächen der Muskeln und in der Gegend der Gelenke wird es ermöglicht, dass mit einem Minimum an Kraft die geforderten grossen elastischen Verschiebungen erreicht werden. Der lockere weitmaschige Faserbau des diesem Zwecke dienenden Bindegewebes lässt einen Haupttheil der Formveränderung durch einfache Maschenverschiebung ohne erheblichere Faseranspannung sich vollziehen; erst bei extremer Beanspruchung macht sich der ungleich grössere elastische Widerstand der Fasern geltend.

Am wichtigsten aber ist die Elasticität des Bindegewebes, speciell die Eigenschaft, bereits auf kleinste Druckunterschiede elastisch anzusprechen, für die Circulationsvorgänge des Blutes in den kleineren Gefässen und Capillaren. Wie A. Landerer in seiner schon mehrfach erwähnten vortrefflichen Arbeit gezeigt hat, ist „die Capillarwand zu schwach, den vollen auf ihr lastenden Binnendruck zu tragen; den von ihr nicht getragenen Theil des Blutdrucks, ca.  $\frac{1}{2}$  bis  $\frac{2}{3}$ , trägt das umgebende Gewebe vermöge seiner elastischen Spannung“. „Man hat daher das Gewebe, in welches die dünnwandigen Gefässe eingebettet sind, gewissermaassen als eine zweite widerstandsfähige und widerstandleistende elastische Gefässwand anzusehen.“ Das umgebende Bindegewebe „vertritt für die Capillaren — in physikalischer Beziehung — die Tunica media grösserer Gefässe“. „Diese zweite Gefässwand ist für die Blut-

1) Landerer, l. c. Vgl. Versuche S. 46.

2) Es sei nicht unterlassen darauf hinzuweisen, dass gerade an diesen Stellen des Körpers durch die Einschaltung der starren Fettpolster, d. h. der in elastische Kapseln eingeschlossenen öligen Flüssigkeitstropfen ein weiteres in gleichem Sinne wirksames Hilfsmittel gegeben ist.

bewegung in den Capillaren in so fern von grösster Bedeutung, als sie dem strömenden Blut seine lebendige Kraft erhält. Sie wirft denjenigen Theil der Spannung der Flüssigkeit in den Blutgefässen, der sich durch die Capillarwand hindurch auf die Umgebung fortzusetzen und so der Strömung innerhalb der Gefässe verloren zu gehen drohte, durch ihre elastische Spannung wieder auf das Blut in den Gefässen zurück.“ „Das elastisch gespannte Gewebe wirkt als elastischer Widerstand für die Bewegung des Blutes in den Gefässen, durch seine elastische Spannung die Spannung erhaltend, welche zur Blutbewegung erforderlich ist<sup>1)</sup>.“

### Die Elasticität als colloidchemisches Problem.

Während von den früheren Bearbeitern die Probleme der Elasticität lediglich von der physikalischen Seite aus angefasst wurden, steht die Colloidchemie zur Zeit im Begriff, für die Fragen der Elasticitätslehre eine ganz neue experimentelle Grundlage zu schaffen, indem es ihr gelungen ist, für die vielartigen Beziehungen der Elasticität zu chemischen und colloidchemischen Vorgängen Gesetzmässigkeiten festzulegen oder doch wenigstens die Richtung derselben zu erkennen. Die Elasticität und innere Zähigkeit sind zu „charakteristischen Parametern der Gele“ geworden [H. Freundlich<sup>2)</sup>]. In ähnlicher Weise, wie die Viscositätsmessung uns an Flüssigkeiten wichtige Aufschlüsse über die Lösungsverhältnisse und deren Abänderungen giebt, kann das Verhalten der Elasticität als ein Maassstab zur genaueren Erkennung des halbfesten Gallertzustandes und seiner Veränderungen benutzt werden. Dabei ist die Empfindlichkeit der Elasticität gegen äussere Einflüsse, namentlich gegen chemische Aenderungen des umspülenden Mediums im allgemeinen recht gross. Ueber die Art der Elasticitätsbeeinflussung durch die einzelnen Lösungsbestandtheile beginnen indessen soeben erst die Kenntnisse sich ein wenig zu klären. Allgemein lässt sich nach H. Freundlich (l. c. S. 480) wohl sagen: Was die Gelbildung begünstigt, erhöht den elastischen Widerstand, macht weniger elastisch-nachgiebig, und umgekehrt: was die Gelbildung benachtheiligt, verringert den elastischen Widerstand und macht elastisch-nachgiebiger. Dem entspricht es, dass allgemein für die Elasticität eine Reihe derselben Gesetzmässigkeiten gilt wie für die Viscosität der colloiden Flüssigkeiten. Etwas eingehender untersucht ist bereits die Abhängigkeit von der Temperatur an dem Beispiel der Gelatine [Rohloff und Shinjo<sup>3)</sup>] und die Abhängigkeit von der Concentration gleichfalls bei der Gelatine [Leick<sup>4)</sup>]. Auch über den Einfluss von Fremdstoffen liegen einige erste Versuche vor, so von Fraas<sup>5)</sup>, Reiger<sup>6)</sup> und Leick (l. c.), mit dem Ergebniss, dass die Elasticitätsbeeinflussungen sich im allgemeinen in dem obigen Sinne

1) Citirt nach A. Landerer, l. c. S. 33 und 34.

2) H. Freundlich, Capillarchemie. Eine Darstellung der Chemie der Colloide und verwandter Gebiete. Leipzig 1909. S. 517.

3) Physik. Zeitschr. 1907. Bd. 8. S. 442.

4) Drude Ann. 1904. Bd. 14. S. 139.

5) Wied. Ann. 1894. Bd. 53. S. 1089.

6) Physik. Zeitschr. 1901. Bd. 2. S. 213.

H. Freundlich's der bekannten Hofmeister'schen Reihe  $\text{SO}_4 \succ \text{CH}_3\text{CO}_2 \succ \text{Cl} \succ \text{NO}_3 \succ \text{Br} \succ \text{J} \succ \text{SCN} \succ \text{Benzoate, Salicylate}$ , die für die Beförderung der Gelbildung gilt<sup>1)</sup>, einfügen. Auch Nicht-Elektrolyte können deutlichen Einfluss haben: Rohrzucker und Glycerin erhöhen bei Gelatine in den untersuchten Concentrationen die Grösse des elastischen Widerstandes<sup>2)</sup>. Die Art der hier statthabenden Einflüsse ist sicher nicht eindeutig; denn neben der hauptsächlich für den Elasticitätsgrad maassgebenden Beeinflussung des Gleichgewichts Solzustand  $\rightleftharpoons$  Gelzustand sind noch weitere wichtige Factoren im Spiele, so Fällungsprozesse, langsame chemische Umwandlungen der Colloide und auch rein zeitliche Momente (H. Freundlich<sup>3)</sup>).

Wir sehen somit, dass die Elasticität der Gele mit den übrigen charakteristischen colloidchemischen Eigenschaften innig zusammenhängt und dass sie ebenso wie diese in hohem Grade von der Art und Zusammensetzung des umspülenden Mediums sowie von zeitlichen Einflüssen abhängig ist. Dieser Umstand lässt es beinahe als etwas Selbstverständliches erwarten, dass auch im menschlichen Körper unter gewissen Umständen, so besonders bei krankhaften Veränderungen der Gewebsflüssigkeiten Anomalien der Elasticität vorhanden sind. Dies ist nun in der That der Fall, und es ist wiederum das Verdienst A. Landerer's, hier als erster eine sichere experimentelle Grundlage geschaffen und auf deren klinische Bedeutung hingewiesen zu haben. Die bekannte Elasticitätsstörung, die sich beim einfachen Oedem und bei der entzündlichen Infiltration schon dem palpierenden Finger zu erkennen giebt, wurde an exstirpierten Hautstücken in Belastungsversuchen genauer verfolgt. Die Schädigung der elastischen Fähigkeiten liess sich dabei charakterisiren als eine gerade bei den kleinen Belastungen besonders hervortretende Steigerung der Dehnbarkeit, verbunden mit einer Abnahme der elastischen Vollkommenheit. Das Stück der entzündeten Haut wurde z. B. durch eine Belastung von 5 g bereits stärker gedehnt als das Vergleichstück der normalen Haut durch 50 g<sup>4)</sup>. Daneben erfolgte nach Aufhören der Belastung die Rückkehr zur ursprünglichen Form verlangsamt und unvollständig<sup>5)</sup>.

Zur Hervorbringung messbarer Anomalien der Elasticität bedarf es indessen nach der Ansicht Landerer's nicht nothwendig der intensiven Gewebstörung des Oedems und der Entzündung. In einer längeren Discussion (l. c. S. 54—60) sucht Landerer zu begründen, dass schon einfache Störungen der Blutcirculation genügen, um die Gewebselasticität zu verändern. Mit Sicherheit geht aus diesen Darlegungen nur hervor, dass bei Hyperämie und localer Anämie das die Capillaren umgebende Bindegewebe in verschiedenem Grade elastisch beansprucht, d. h. in einen

1) Citirt nach H. Freundlich, l. c. S. 418.

2) Citirt nach H. Freundlich, l. c. S. 480. — Dem hier citirten ausgezeichneten, geradezu grundlegenden Werk dieses Autors sind auch die vorstehenden Angaben der Literatur entlehnt.

3) Vgl. H. Freundlich, l. c. S. 418—422.

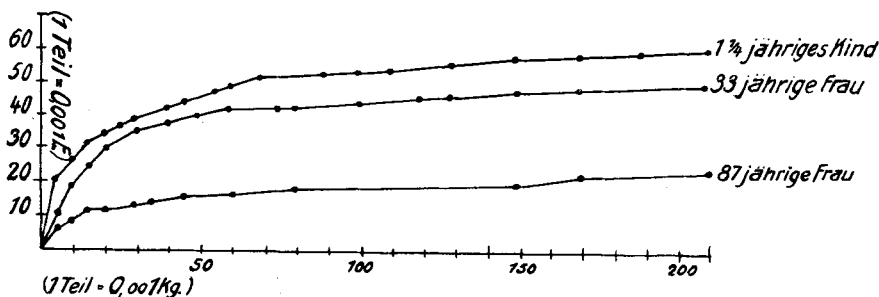
4) Siehe A. Landerer, l. c. S. 73.

5) Ebendort. S. 74.



verschiedenen Spannungszustand versetzt wird. Hierin ist aber lediglich eine Aenderung des jeweiligen Functionszustandes zu sehen. Experimentelle Beweise für das Auftreten einer Alteration der elastischen Eigenschaften werden nicht gebracht. Wohl aber ist neuerdings durch Bönninger<sup>1)</sup> bewiesen, dass, wie die beistehende Curve zeigen möge, die Elasticität des Hautbindegewebes regelmässig mit fortschreitendem Alter abnimmt, ein Befund, der gleichfalls in der Colloidchemie auch ausserhalb des Körpers in den Vorgängen der sogen. Hysteresis<sup>2)</sup> der Colloide sein Analogon hat.

Fig. 1.



Trotz der hier skizzirten schönen Anfänge hat die Elasticitätsmessung des Bindegewebes von Seiten der Physiologen und Kliniker nur geringe Würdigung gefunden. Hierfür sind meines Erachtens die folgenden Gründe die Ursache. Zunächst war zur Zeit jener Untersuchungen noch nicht die Beziehung der Elasticität zu den allgemeinen colloidchemischen Erscheinungen aufgedeckt. Sodann aber bedarf es zum weiteren Ausbau dieser Fragen und zur Ermöglichung einer Verwertung für klinische Zwecke einer Methode, die geeignet ist, statt wie bisher an exstirpierten Gewebstücken, so direct am Lebenden uns Aufschlüsse über die Art der elastischen Eigenschaften zu geben.

#### Methodik der Elasticitätsmessung am Lebenden und deren kritische Bewerthung.

Ausgehend von der bekannten Thatsache, dass es dem palpierenden Finger möglich ist, uns über die Elasticitätsveränderungen am unversehrten Körper des Lebenden zu unterrichten, habe ich angestrebt, das, was bei solcher Palpation der Finger vornimmt, instrumentell nachzunehmen, um so womöglich statt der unsicheren subjectiven Tastungsergebnisse exacte, zahlenmässig festzulegende Elasticitätswerthe zu erhalten.

Das Princip des von mir zu solchem Zweck construirten Apparates lässt sich kurz zusammen fassen: Es sind die Bewegungen graphisch fest zu legen, welche ein auf die Haut aufgestellter Stab erfährt, wenn er durch eine Belastung in das Körpergewebe hineingedrückt und sodann

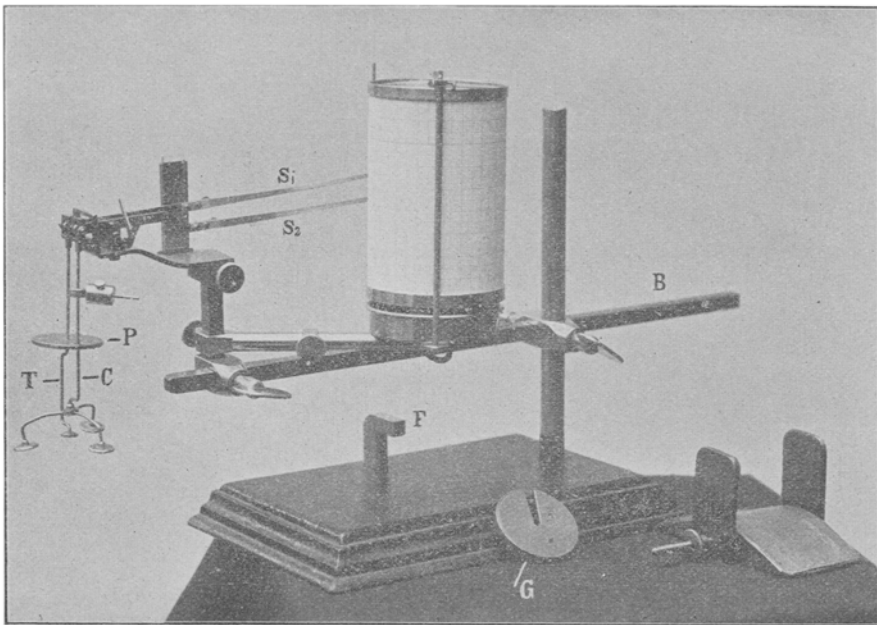
1) Diese Zeitschr. I. Bd. S. 180. Vergl. auch dort die den Curven zugehörigen Maasseinheiten.

2) Vergl. z. B. Wo. Ostwald, Grundriss der Colloidchemie. Dresden 1909. S. 270, 274.

nach Wegnahme der Last wieder durch die elastischen Kräfte des Gewebes gehoben wird.

Der Aufbau des Apparates ist nach dem in Fig. 2 reproducirten Bilde leicht verständlich. Mit T ist der tastende Stab bezeichnet, der vor der Belastung lose auf die Haut aufgestellt wird und beim Versuch durch Beschwerung der Platte P mit den eingekerbten Gewichtstücken G seine Belastung erfährt. Die Bewegungen des Tasters werden unter möglichster Vermeidung von Reibung in 10 maliger Vergrößerung auf den Schreibhebel  $S_1$  übertragen und von demselben auf der rotirenden Trommel registriert. Der mit C bezeichnete Stab ist die Führung einer Controlvorrichtung, die alle unbeabsichtigt oder unbemerkt etwa ein-

Fig. 2.



Elastometer nach Schade.

tretenden Bewegungen des untersuchten Körpertheils mit seiner dreifüssigen Tastvorrichtung aufnimmt und auf einen zweiten Schreibhebel  $S_2$  überträgt. Dieser doppelte Tast-Schreibapparat ist auf einem Schwebebalken B verstellbar an einem Stativ befestigt und kann nach Gebrauch auf die Stütze F des Stativs umgesetzt werden, wodurch ein bequemer Transport und die Aufbewahrung in einem handlichen Kasten ermöglicht wird<sup>1)</sup>.

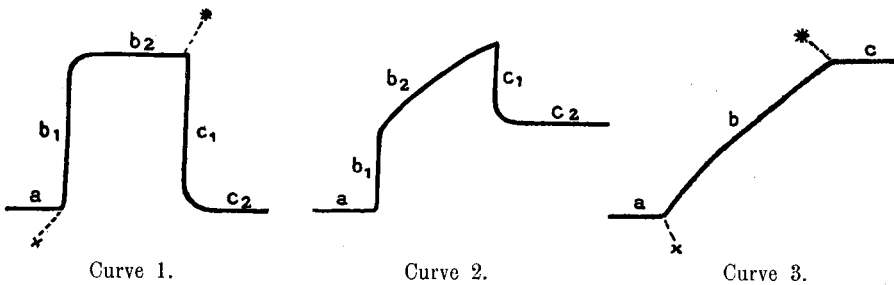
Für die von diesem Apparat gezeichneten Curven ist zu beachten, dass die Höhenregistrirung des jeweiligen Tasterstandes wegen der Hebel-

1) Dieser Apparat ist nach den Angaben des Verfassers von dem Universitätsmechaniker, Herrn Ad. Zwickert, Kiel, Dänische Str., ausgeführt und ebendort käuflich zu erhalten. Preis 120 M., Kasten dazu 14 M.

übertragung des Schreibarms im umgekehrten Bilde erfolgt, während die Horizontallinie das Maass der Zeit giebt.

Mit dieser Methode gelingt es, charakteristische Curven für die Elasticität und ihre etwa vorhandenen Störungen zu erhalten. Bei vollkommen elastischen Körpern, wie z. B. Gummi, erhält man als Characteristicum eine Aufzeichnung, wie sie der Curve 1 der Fig. 3 entspricht. Als Gegenstück ist daneben in Curve 3 die typische Curve für den Zustand des Plastisch-Knetbaren (Modellirthon) beigegeben. Curve 2 stellt eine Uebergangsform zwischen diesen beiden Extremen dar.

Fig. 3.



In diesen Curven giebt a das Oberflächenniveau vor der Belastung an. Beim Punkt  $\times$  beginnt die Belastung, der Stab drückt sich in den untersuchten Körper hinein (Curven b, resp.  $b_1 + b_2$ ); an der mit \* bezeichneten Stelle wird sodann die Belastung von dem Stabe wieder entfernt und der elastische Ausgleich, den die Linie c, resp.  $c_1 + c_2$  darstellt, kann vor sich gehen.

Bei vollkommener Elasticität (Curve 1) geht sofort mit Eintritt der Belastung die ganze Ausgleichbewegung vor sich, der Taster stellt sich fast momentan während der Curvenzeichnung  $b_1$  auf seine maximale Einsinktiefe ein, um in dieser sodann weiterhin unverändert zu verharren (Curve  $b_2$ ). Ein analoges Verhalten zeigt in dieser Curve die Tasterbewegung bei der Entlastung: Mit der Wegnahme des Gewichtes findet ebenfalls sofort in einer fast momentanen Bewegung über die Strecke  $c_1$  die Rückkehr zur Ursprungslage statt, d. h. in der Sprache der Curvenzeichnung:  $c_2$  wird zu einer Geraden, genau in der Höhenlage der Anfangslinie a.

Ganz anders zeichnet sich die Curve bei reiner Plasticität (Curve 3) der Untersuchungssubstanz. Statt der momentanen Erreichung der Gleichgewichtslage findet man hier ein ständiges langsames Einsinken in ziemlich gestreckter Curve<sup>1)</sup>, d. h. mit annähernd gleichbleibender Geschwindigkeit; die Wegnahme der Belastung, die im Punkt \* geschehen ist, markirt sich lediglich durch den Uebergang zur Horizontallinie, d. h. der Körper behält die ihm aufgezwungene Umformung auch nach Aufhören dieses Zwanges unverändert bei.

1) Nur bei kleinen Belastungen (10g) tritt diese Curvenform in reiner Weise in die Erscheinung. Eine grössere Last drückt sich gleich Anfangs unverhältnissmässig schnell tief ein, sodass eine gewisse Annäherung in den Curventeil  $b_1$  der Curve 2 resultirt.

Für die Zwischenzustände der unvollkommenen Elasticität weist gleichfalls die Curvenzeichnung charakteristische Eigenthümlichkeiten auf (Curve 2). Gegenüber der Curve der vollkommenen Elasticität wird eine scharfe Unterscheidung ermöglicht durch die folgenden zwei Merkmale: 1. die Schrägstellung des Curventheils  $b_2$ , d. h. das Fehlen einer schnell erreichbaren endgültigen Ruhelage, wie sie die Horizontale  $b_2$  in Curve 1 verkörpert und 2. die Einstellung der Horizontalen  $c_2$  auf mittlerer Höhe, wodurch das Fortbestehen eines Theils der erlittenen Deformirung über die Dauer der Belastung hinaus gekennzeichnet ist.

Gerade diese Curve der Zwischenzustände ist für die Messungen am Gewebe des Menschen sehr werthvoll. Sie giebt neben der Curve für die vollkommene Elasticität die wichtigste Grundlage für die Beurtheilung. Um zu zeigen, dass der oben beschriebene Apparat am intakten Gewebe des Lebenden genau entsprechende Unterschiede kenntlich macht, sei gleich hier vorgreifend auf die Wiedergabe zweier Originalcurven, einer vom gesunden und einer vom leicht-ödematösen Hautgewebe, verwiesen (Tafel III, Curve 1 und 2).

Um die mit dieser Methode der Elastometrie erhaltenen Resultate vergleichend zu verwerthen, ist es erforderlich, bestimmte zahlenmässig fixirte Grössen aus jenen Curven abzuleiten.

Es ist klar, dass der übliche rechnerische Ansatz für die Gewinnung eines Elasticitätsmaasses (Elasticitätscoefficient  $\alpha = \frac{q \cdot \lambda}{p \cdot l}$ , siehe S. 370, 371) auf die vorliegenden Messungsverhältnisse nicht anwendbar ist.

Denn diese Berechnung bezieht sich lediglich auf die Elasticität exstirpirter, allseitig abgetrennter und in ihren Grössen genau bekannter Stücke. Auch die Benutzung des in der Technik gebräuchlichen sogenannten „Eindringungsmoduls“  $E_E$  hat mir nicht das gehalten, was sie mir anfänglich zu versprechen schien. Zwar bezieht sich dieser Werth auf einigermaassen ähnliche Versuchsbedingungen: er giebt ein Maass für die elastischen Widerstandskräfte, die eine praktisch unbegrenzte Schicht von bestimmter Dicke einem eindringenden Körper von kugelförmiger Oberfläche entgegen-

setzt. Die Formel lautet  $E_E = \frac{E_D}{1 - \mu^2}$ , wobei  $E_D$  wie S. 371 bereits angeführt,  $= \frac{1}{\alpha} = \frac{p \cdot l}{q \cdot \lambda}$  ist und  $\mu$  eine spezifische Constante bedeutet, deren Werth beim Aus-

bleiben von Volumenänderungen  $= \frac{1}{2}$  gesetzt werden kann<sup>1)</sup>. Die Formel vereinfacht sich somit wie folgt:  $E_E = \frac{E_D}{1 - 1/4} = \frac{4}{3} E_D$ . Da der gesuchte „Eindringungscoefficient“ ( $\alpha_E$ ) den reciproken Werth von diesem Modul  $E_E$  darstellt, so

ist  $\alpha_E = \frac{1}{\frac{4}{3} E_D} = \frac{3}{4} \frac{q \cdot \lambda}{p \cdot l} = \frac{3}{4} \alpha_D$  oder in Worten: die elastische Nachgiebigkeit

einer in ihrem natürlichen Zusammenhang befindlichen Hautpartie müsste — die erforderliche Homogenität ihrer Masse als gegeben vorausgesetzt —  $\frac{3}{4}$  von dem Werth aufweisen, den dasselbe Stück nach seiner Exstirpation bei der gleichen Belastung ergibt. Trotz der scheinbaren Einfachheit ist aber diese Berechnungsart für die elastometrischen Hautversuche am Lebenden schlecht durchführbar. Denn die Bestimmung der  $l$ -Werthe, d. i. Messung der für die Elasticität in Frage kommenden

1) Näheres siehe Winkelmann, Handbuch der Physik. 1908. 2. Aufl. S. 549, 601–603 und 641 (Auerbach).

Tiefe des Gewebes, ist am Körper intra vitam eine zu unsichere. Wohl lässt sich zeigen, dass die mit der Formel  $\alpha_D = \frac{4}{3} \frac{q \cdot \lambda}{p \cdot l}$  erhältlichen Werthe wenigstens angenähert der nach A. Landerer's Angaben zu erwartenden Grössenordnung von  $\alpha_D$  (s. S. 373) entsprechen, wobei für den Vergleich neben der Abänderung der Belastungsrichtung und neben den Unterschieden der intravitalen und postmortalen Messung noch der Umstand des regelmässigen Absinkens von  $\alpha$  mit dem Steigen der Belastung Berücksichtigung verdient. Einige Beispiele mögen genügen (Messungen an Gesunden):

Nr. 19. Overhoff (Handgelenksgrube dorsal).

$q = 20 \text{ qmm}$     $\lambda = 1,9 \text{ mm}$     $p = 0,050 \text{ kg}$     $l = 7 \text{ mm}$     $\alpha_D = 145$  (50 g Belastung)

(Taster-      (graphisch registrierte      (Gewicht)      (Gewebstiefe)  
querschnitt)      Einsinktiefen)

$q = 20 \text{ qmm}$     $\lambda = 2,3 \text{ mm}$     $p = 0,075 \text{ kg}$     $l = 7 \text{ mm}$     $\alpha_D = 117$  (75 g Belastung)

Nr. 21. Seyler II (Handgelenksgrube dorsal).

$q = 20 \text{ qmm}$     $\lambda = 2,4 \text{ mm}$     $p = 0,050 \text{ kg}$     $l = 7 \text{ mm}$     $\alpha_D = 183$  (50 g Belastung)

$q = 20 \text{ qmm}$     $\lambda = 3,1 \text{ mm}$     $p = 0,075 \text{ kg}$     $l = 7 \text{ mm}$     $\alpha_D = 157$  (75 g Belastung)

Nr. 25. Hildebrand (Handgelenksgrube dorsal).

$q = 20 \text{ qmm}$     $\lambda = 2,7 \text{ mm}$     $p = 0,050 \text{ kg}$     $l = 10 \text{ mm}$     $\alpha_D = 188$  (50 g Belastung)

Trotzdem aber sind die so errechneten Werthe als Grundlage für die gewünschten Vergleichungen nicht zuverlässig genug. Die Mängel dieser Methode werden noch dadurch vermehrt, dass die unvermeidlichen Messungsfehler, besonders betreffs der Gewebstiefe durch die bei der Berechnung nöthige Multiplication in vergrössertem Maassstab auftreten. Auch ist die elastische Nachgiebigkeit für Belastungen von aussen im Leben keine unveränderliche Grösse. Denn je nach der Lage und Haltung des untersuchten Gliedes ist schon im Voraus ein uncontrollirbarer Grad von Anspannung gegeben, so dass von aussen nicht die totale Nachgiebigkeit gemessen werden kann, sondern nur eine complementäre Grösse zu einer unbestimmbaren wechselnden Unbekannten.

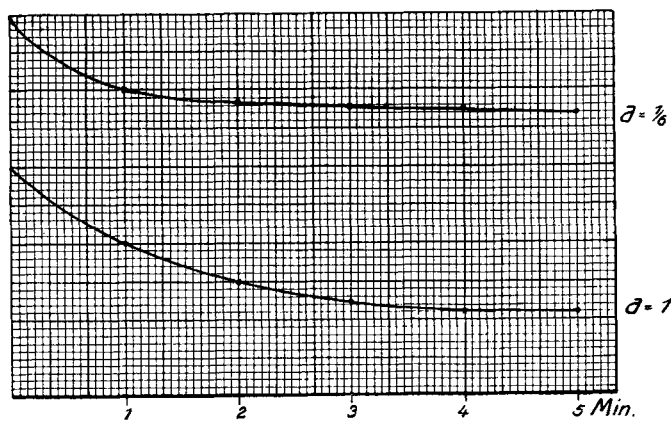
Es erwies sich daher nothwendig, andere Wege einzuschlagen, um zu vergleichbaren Zahlenwerthen zu gelangen. Das wichtigste Ziel musste ein exacter Ausdruck für den Grad der Vollkommenheit der Elasticität sein. Glücklicher Weise ist hier die Lösung einfach. Denn die Elasticität ist eine vollkommene, wenn in einer bestimmten kurzen Frist nach Aufhören der Belastung der tastende Stab wieder in seine Ursprungslage zurückgeleitet; die Unvollkommenheit der Elasticität zeigt dagegen einen um so höheren Betrag, je weniger das Gewebe den Taster nach Wegnahme des Gewichts der ursprünglichen Lage anzunähern vermag. Die hier zu Grunde liegenden Werthe sind nun sämmtlich direkt in den registrierten Curven enthalten. Die Genauigkeit der Bestimmung des Vollkommenheitsgrades der Elasticität ist daher zunächst wenigstens dem Princip nach eine recht grosse. Eine bequeme Scala der Werthe erhält man, wenn als Maass der elastischen Störung der procentische Antheil genommen wird, den die innerhalb einer bestimmten Zeit nach der Belastung noch verbliebene Einsinktiefen<sup>1)</sup> von der ursprünglichen

1) Es sei ausdrücklich hervorgehoben, dass hierbei die Unterscheidung zwischen der vorübergehenden „elastischen Nachwirkung“ und dem „bleibenden Elasticitätsverlust“ bewusst ausser acht gelassen wird. Der Unterschied der beiden Arten der Störung ist vorwiegend ein zeitlicher, sicher zum Theil nur ein zeitlich gradueller. Eine scharfe Abgrenzung der beiden Begriffe gegeneinander ist schwierig, für unsere Versuche jedenfalls undurchführbar.

Gesamtein senkung ausmacht. „100ptC. Elasticitätsverlust“ ist somit gleichbedeutend mit der reinen Plasticität (vgl. Curve 3 der Fig. 3); dem Nullwerth entspricht dagegen die vollkommene Elasticität (Curve 1, ebendort).

Eine weitere praktisch wichtige Unterscheidungsmöglichkeit bietet die Verlaufsart der Curven der elastischen Nachwirkung. Für die elastischen Kräfte ist allgemein eine grosse Geschwindigkeit bei der Erreichung der Gleichgewichtslage charakteristisch. Dies gilt auch von der sogenannten „elastischen Nachwirkung“: stets ist bei homogenen elastischen Körpern nach Aufhören der Belastung nur eine verhältnissmässig kurze Zeit erforderlich, bis praktisch genommen die überhaupt mögliche Annäherung an die Ursprungsform erreicht wird. Auch in unseren Curvenbildern kommt dieses Characteristicum der Elasticität in dem Bestreben des Curventheils  $c_2$ , mit möglichster Geschwindigkeit angenähert die Horizontale zu erreichen, zum Ausdruck, wovon die Curven 1 bis 4 der Tafel III gute Beispiele zeigen. Diese Formung der Curven-

Fig. 4.



Grenzeurven der elastischen Nachwirkung:  $s = \frac{c}{t^a}$ .

(Im Maassstab der Oedemcurven Fig. 20 und 21.)

strecke  $c_2$  lässt sich unschwer aus der Formel ersehen, nach welcher sich die Annäherung an die ursprüngliche Form vollzieht:  $s = \frac{c}{t^a}$ . Hierbei bedeutet  $s$  die jeweilige Nachwirkung,  $c$  die eine Minute nach Aufhören der Belastung noch bestehende Deformität;  $t$  giebt die Zeit in Minuten wieder und  $a$  ist eine für dieselbe Art der Deformation bei demselben Körper nahezu constante Grösse<sup>1)</sup>, die sich von dem Werth 1 an bis meist zu etwa  $\frac{1}{6}$  bewegt<sup>2)</sup>. Der Fall der äussersten Langsamkeit ist

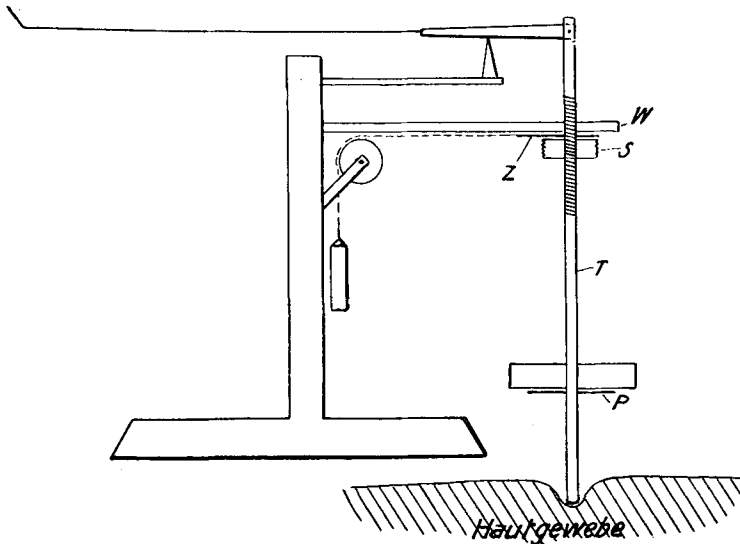
1) Näheres siehe Fr. Kohlrausch, Lehrbuch der praktischen Physik. 1910. 11. Aufl. S. 232—233.

2) Es sei hier besonders noch an die Arbeiten H. Triepel's erinnert, der für das elastische Bindegewebe ebenfalls einen mit grosser Anfangsgeschwindigkeit einsetzenden und schnell abklingenden Verlauf der elastischen Nachwirkung feststellen konnte. (H. Triepel, l. c. S. 88: „nach einer halben Minute ist von einer weiteren Verlängerung nichts mehr zu merken.“)

somit gegeben, wenn die Grösse der Nachwirkung im Verhältniss der Zeit abnimmt ( $a = 1$ ); bei den meisten elastischen Körpern ist die nachträgliche Annäherung an die ursprüngliche Form sehr viel schneller beendet, d. h. die Grösse  $\frac{c}{t^a}$  wird, wenn im Exponent der Zeit  $t$  ein Bruchwerth steht, sehr bald praktisch constant und die Curve unserer Aufzeichnungen gewinnt die horizontale Richtung. Die mathematische Behandlung habe ich hier deswegen wenigstens abrissweise eingefügt, weil sie uns gestattet, die Grenzcurven für die Wirkung der elastischen Nachwirkung festzulegen, wie die Curven der Fig. 4 demonstrieren.

Wie sich später zeigen wird, liegt die elastische Nachwirkung des lebenden Gewebes zumeist innerhalb des Grenzgebietes dieser Curven;

Fig. 5.



in Einzelfällen kommen aber bei Störungen der Gewebselasticität wichtige Abweichungen vor, auf die schon an dieser Stelle hingewiesen sei.

Bei Körpern, deren Zustand ein mehr oder weniger angenähert plastischer ist, wird zur Charakterisirung häufig auch ein Zeitmaass, die sogenannte „Relaxationszeit“, verwerthet<sup>1)</sup>. Hierunter versteht man „die Zeit, die nöthig ist, damit die (bei einer gewissen Belastung gegebene) Spannung auf  $\frac{1}{e}$  ihres ursprünglichen Betrages herabsinkt“ (H. Freundlich), wobei  $e$  die Grundzahl des natürlichen Logarithmus (2,71828) bedeutet. Diese „Relaxationszeit“ lässt sich nun auch am lebenden Gewebe mit Hülfe des obigen Elastometers nach Anbringung einer kleinen Modification bequem und befriedigend genau messen. Die obenstehende Zeichnung (Fig. 5) möge diese Modification schematisch veranschaulichen.

1) Vgl. H. Freundlich, l. c. S. 477; ferner die dort citirte Arbeit von Reiger in Physik. Zeitschr. 1901. Bd. 2. S. 476.

Zunächst wird der Taster T mit einem bestimmten Anfangsgewicht (50 g) an seiner Platte P belastet, er sinkt in das zu messende Gewebe bis zur entsprechenden ersten Gleichgewichtslage ein. Sodann wird die Schraubenmutter S so eingestellt, dass sie bei dem gegebenen Tasterstand gerade die Zwischenscheibe Z lose gegen das Widerlager W anlegt. Tauschen wir jetzt das Gewicht von 50 g gegen  $\frac{1}{6}$  dieses Gewichtes = 18,5 g (13,5 g + 5 g Tastergewicht) aus, so wird die Zwischenscheibe Z durch den elastischen Auftrieb festgehalten und die Messung der Relaxationszeit kann beginnen. Sie beträgt bei dieser von mir gegebenen Versuchsanordnung einfach die Zeit, welche vergeht, bis die elastische Spannung gerade nur noch dem Druck der Belastung von 18,5 g das Gleichgewicht hält. In diesem Moment versagt aber die Arretirung der Zwischenscheibe, die Scheibe wird durch den angebrachten seitlichen Zug herausgezogen und giebt so ein sichtbares Zeichen für den Abschluss der Relaxationszeit, während daneben die graphische Fixirung dieses Moments durch die ruckartige Senkung des Schreibhebels geschieht.

Bei vollkommen elastischen Körpern bleibt das Absinken der elastischen Spannung naturgemäss aus, bei ihnen hat daher die Relaxationszeit den Werth  $\infty$ . Das andere Extrem bietet die reine Plasticität: ein völlig plastisch-knetbarer Körper oder ein solches Gewebe, das in seinem unelastischen Maschenwerk eine ausspressbare Flüssigkeit enthält (Näheres siehe später S. 396 bei  $\sigma$ -Curve des Oedems!), bringt selbst anfangs keinen federnden Widerstand zu Wege, die Zwischenscheibe wird gar nicht erst fixirt, die Relaxationszeit beträgt 0. Für die Uebergänge enthält man die Werthe im Bereich der endlichen Zahlen.

Diesen Ausführungen entsprechen die experimentellen Ergebnisse der Messung am Lebenden. So wurde gefunden:

	Relaxationszeit
Normales Gewebe . . . . . (Handgelenkgrube dorsal.)	$\infty^1)$
Gewebe mit leicht gestörter Elasticität . . . . . (Patient H. mit Herzfehler, durch Palpation kein Oedem nachweisbar; wohl aber durch Elastometrie <sup>2)</sup> bei 50 g Belastung 23 pCt. Elasticitätsverlust nachweisbar. Gemessen am Fuss hinter Malleolus externus.)	mehr als 20 Min.
Gewebe mit deutlichem Oedem . . . . . (Patient M. mit Nephritis; durch Elastometrie <sup>2)</sup> bei 50 g Belastung 43 pCt. Elasticitätsverlust gefunden. Gemessen am Fuss hinter Malleolus externus.)	5 Min. 37 Sec.
Gewebe mit starkem Oedem . . . . . (Patient B. mit Nephritis; durch Elastometrie <sup>2)</sup> bei 50 g Belastung 46 pCt. Elasticitätsverlust gefunden. Gemessen am Fuss hinter Malleolus externus.)	$\left\{ \begin{array}{l} 1 \text{ Min.} \\ 1 \text{ Min. 30 Sec.} \end{array} \right.$

1) Dieses Zeichen soll bedeuten, dass innerhalb der möglichen Beobachtungszeit keine Annäherung an den Relaxationspunkt zu beobachten war.

2) Betreffs des Näheren vgl. das folgende Capitel.



Diese Werthe zeigen, dass die Relaxationszeit als ein Maass der Elasticitätsstörung auch klinisch verwendbar ist. Die der Tabelle beigefügten Vergleichswerthe des jeweilig gefundenen „Elasticitätsverlustes“ lassen erkennen, dass die Ergebnisse beider Methoden einander symbat sind, während eine strenge Proportionalität nicht vorliegt, aber auch wohl nicht zu erwarten war.

Zwar steht mir ein grösseres Material an Relaxationszeiten noch nicht zur Verfügung. Aber schon jetzt lässt sich sagen, dass die Relaxationszeit in der gebräuchlichen Definirung für die Messung am Lebenden nicht die günstigste Zeiteinheit darstellt. Da es nur in Ausnahmefällen möglich ist, die Gliedstellung eines Patienten 20 Minuten und länger in absoluter Ruhe zu erhalten, so entziehen sich alle leichteren Störungen der Gewebselasticität wegen der zu grossen Dauer ihrer Relaxationszeiten der Messung. Diese Schwierigkeit lässt sich indess verringern. Statt abzuwarten, bis die Anfangsspannung des Gewebes sich um  $\frac{1}{6}$  verringert hat, wird man die Differenz der Anfangs- und Endspannung, d. i. die Differenz der belastenden Gewichte entsprechend geringer wählen. Sodann aber muss auch mit Hülfe der Messung der Relaxationszeiten die uns besonders interessirende Zone der geringen Elasticitätsstörungen am Lebenden bequemer charakterisirbar sein.

Vorerst aber ist mir die zuvor beschriebene Methode der procentischen Bestimmung der Elasticitätsverluste als die wichtigste erschienen. Ueber die Art der Anwendung sowie die kritische Bewerthung der Resultate sei daher im Folgenden noch näher berichtet.

Um am intacten Körper des Lebenden möglichst vorwiegend Bindegewebe zur Messung zu bekommen, habe ich solche Bezirke der Körperoberfläche untersucht, an denen sich unter der Haut in leidlicher Dicke eine reine, oder doch fast reine Schicht eines Bindegewebes auf knöchernem Widerlager findet. Am bequemsten zugänglich hat sich mir an der Dorsalseite des Handgelenks die Lücke zwischen den Sehnen des *Musculus extensor carpi radialis* einerseits und des *Musculus extensor digitorum communis* und *Musculus extensor pollicis longus* andererseits erwiesen. Diese auch für die palpatorische Untersuchung des Handgelenks wichtige Stelle sei im Folgenden kurz als „dorsale Handgelenksgrube“ bezeichnet. Sie hat je nach dem Ernährungs- und Kräftezustand des Untersuchten, und je nach der näheren Wahl des Messungspunktes eine Tiefe von 5—10—12 und mehr Millimetern, und erlaubt daher eine zur Curvenzeichnung gut ausreichende elastische Verschiebung. Am Fusse sind ähnlich geeignete Stellen die sehnenfreien Partien des Gebietes hinter und unter den Malleolen. Auch lässt sich die Stirn an ihren muskelfreien Bezirken sowie bei besonderer Vorsicht der Bewegungscontrolle das Sternum mit der ihm aufliegenden, allerdings nur schwachen Bindegewebschicht zur Messung benutzen. Ja selbst die weiten Gebiete, in denen Muskeln die Unterlage der Hautbindegewebschicht bilden, sind, wie im nächsten Abschnitt noch des Näheren zu belegen ist, nicht werthlos für die Elastometrie.

An dieser Stelle sei eine Frage der Kritik, die sich dem Leser ver-

muthlich schon zu wiederholten Malen aufgedrängt haben wird, soweit möglich ihrer Beantwortung zugeführt. Ich meine die Frage: Was ist eigentlich das, was bei dieser Versuchsanordnung auf seine Elasticität hin gemessen wird? Ist es wirklich, wie beabsichtigt wurde, das Bindegewebe oder doch wenigstens vorzugsweise diese Gewebsart? Sicherlich liegen die Verhältnisse für eine präzise Antwort recht schwierig. Wenn wir zunächst die Unterscheidung in Haut (= Epidermis + Corium) und Unterhautbindegewebe gelten lassen, so lautet fraglos die Antwort, dass beide Gewebe an den elastischen Wirkungen betheiligt sind. Ich habe versucht, hier experimentell unter Heranziehung künstlich geschaffener ähnlicher Verhältnisse Aufklärung über die Bedeutung der Einzeltheile zu erhalten. Das Gallertgewebe einer Meduse hat mir das Bindegewebe und eine darüber gespannte Gummi-Membran<sup>1)</sup> die Haut ersetzt. Hierbei fand sich, dass eine Curve resultirte, die durchaus derjenigen des Oedems beim Menschen gleich ist. Die Untersuchung der Einzeltheile ergab, dass mein Quallengewebe (von todtter Qualle entnommen) sich laut Curvenausweis für die gewählte Belastung rein plastisch verhielt, während die Gummihaut voll elastisch war. Die Ueberspannung mit der elastischen Membran brachte somit für die Gesamtprüfung partielle elastische Wirkungen hervor, an denen das Gallertgewebe selbst keinen Antheil besass. Der Grad dieser Annäherung an den elastischen Zustand war um so grösser, je straffer die Gummimembran gespannt wurde. Man ersieht hieraus, dass die Ueberspannung mit einer elastischen Haut eine etwa vorhandene reine Plasticität des Bindegewebes für die Messung verdecken, resp. die nur gering vorhandene Elasticität grösser erscheinen lassen kann, als sie thatsächlich ist. Bei der Umkehrung des Versuchs fiel die Störung erheblich geringer aus. Wird eine vollkommen elastische Masse (z. B. für

Belastungen bis zu  $\frac{50 \text{ g}}{50 \text{ mm Querschnitt}}$  erweisen sich manche Sorten der

Handelsgelatine in 10 pCt. Gallerte als voll elastisch) mit einer unelastischen Membran (alten, schlecht gewordenen Gummimembran) überzogen, so ist der modificirende Einfluss viel geringer, die Elasticität bleibt vorherrschend, die deckende Membran wird passiv mitbewegt<sup>2)</sup>. Für den Fall, dass die Möglichkeit bestände, solch diametrale Gegensätze zwischen Haut- und Unterhautbindegewebe anzunehmen, würde daher die Gefahr der Vortäuschung zu hoher Elasticitätsgrade gegeben sein; weniger aber wäre — von ganz abnormen Verhältnissen der Haut (Ichthyosis u. dergl.) abgesehen — eine stärkere Täuschung nach der entgegengesetzten Richtung zu fürchten. Thatsächlich sind nun aber die Unterschiede im elastischen Verhalten der beiden Theile niemals so gross wie hier angenommen. Die

1) Ohne Aenderung der Elasticitätsresultate kann auch einfach das Gallertgewebe der Quelle, statt mit Gummi auf fester Unterlage überspannt zu werden, in eine Gummiblase z. B. von der Art der gewöhnlichen Fingerlinge eingeschlossen werden.

2) Für die genaue Berechnung ist die Widerstandgrösse der unelastischen Membran gegenüber den eintretenden Verschiebungen als Summand der Gewichtsbelastung einzusetzen. Auch ist natürlich die Einsinktiefe des Tasters in die Schichtentiefe dieser Membran zu berücksichtigen. — Für die gewählten Verhältnisse aber sind diese Werthe so klein, dass sie für unseren Zweck füglich vernachlässigt werden können.

Gegensätzlichkeit des elastischen Verhaltens von Haut und Unterhautbindegewebe wird besonders dadurch gemildert, resp. im praktischen Sinne vermieden, dass der grösste Theil der Haut, das ganze Corium, gleichfalls aus Bindegewebe besteht. Nur die dünne Epidermisschicht kommt daher eigentlich für einen Gegensatz zur gesammten übrigen Masse in Frage. Aber Versuche, bei denen die Epidermis an der geprüften Stelle rings durch oberflächliche Scarification von der Nachbarschaft isolirt war, haben mich belehrt, dass selbst dieser Einfluss nur gering sein kann. Man kann daher ohne allzu grossen Fehler wohl sagen, dass mit unserer Methode der Elastometrie thatsächlich ganz überwiegend das Verhalten des Bindegewebes gemessen wird. Hieran vermag, wie man weiterhin fürchten konnte, auch der Einfluss des dem Bindegewebe eingelagerten Fettes und der unvermeidlich bei der Tastung mitgetroffenen kleinen Gefässe nicht viel zu ändern. Denn von den Gefässen ist ein paralleles Verhalten zu demjenigen, wie wir es elastometrisch am Bindegewebe finden, schon länger bekannt und bereits eingehend untersucht<sup>1)</sup>, sodass das Auftreten starker störender Gegensätze wenigstens im Allgemeinen nicht sehr zu fürchten ist. Auch das eingelagerte Fett kann nicht erheblich störend für die Messung des Vollkommenheitsgrades der Elasticität (wohl aber für die überhaupt noch nicht vergleichbar zu gestaltende Messung der elastischen Nachgiebigkeit, siehe oben S. 380—381) in Frage kommen; denn für die elastische Vollkommenheit des Fettgewebes ist einzig und allein wiederum das die Fettträubchen umspannende Bindegewebe selbst maassgebend. Die Ursachen eventueller Elasticitätsstörungen könnten dabei im Fettgewebe sehr wohl spezifischer Art sein<sup>2)</sup>.

Bei annähernd normalen Verhältnissen, möchte ich somit glauben, betrifft die hier ausgeführte Elastometrie eine Grösse, die im Wesentlichen die summarische Elasticität der einzelnen Gewebelemente der untersuchten Partie darstellt. Nicht aber ist hiermit gesagt, dass nun auch bei pathologischen Zuständen etwa allein oder auch nur vorwiegend stets nur Störungen des elastischen Verhaltens dieser Gewebelemente selbst in Frage kommen. Im Gegentheil, es spielt sicher in vielen Fällen so namentlich beim Oedem, auch die mehr passive Einlagerung von Lymphflüssigkeit in das Gewebsnetz, sowie auch wohl gelegentlich der veränderte Tonus infolge Abweichungen des Blutdrucks in den Gefässen eine Rolle. Eine Trennung der hier wirksamen Einzelfactoren ist schwierig; über einige Anfänge in dieser Richtung, die sich aus der Art der erhaltenen Curven ableiten lassen, siehe später S. 394 usw. Durch diese mögliche Mannigfaltigkeit der Ursachen der Elasticitätsstörung verliert aber die Methode der Elastometrie nicht an Werth. Sie misst vergleichend eine ganz bestimmte Eigenschaft des Gewebes und giebt der

1) Vergl. z. B. die Zusammenstellung der Ergebnisse bei H. Triepel, l. c. S. 195—222, sowie auch H. Fuchs, Zeitschr. f. allgem. Physiol., 1902. 2. Bd. S. 31.

2) Z. B. wäre die Annahme denkbar und vielleicht durch klinische Beobachtungen zu stützen, dass bei schnellen zu starken Volumenschwankungen der Fettkugeln das Maass der vollkommen elastischen Anpassung der bindegewebigen Kugelkapseln überschritten werden kann.

Elasticitätsstörung den Werth eines allgemeinen Symptoms für krankhafte Gewebsalterationen, eines neugeschaffenen Symptoms, dessen Bedeutung sich erst auf Grund der zu machenden Erfahrungen genauer wird abgrenzen lassen.

Die Exactheit der elastometrischen Messungen sowie die Reproducirbarkeit der Resultate darf im Allgemeinen befriedigend genannt werden. Am unbelebten Material erhält man mit dem Apparat in der bequemsten Weise vorzüglich genaue und reine Curven. Bei der Messung am Lebenden aber macht sich die Schwierigkeit der absoluten Ruhigstellung oft sehr störend bemerkbar. Eine Höhenverschiebung des gemessenen Körpertheils um 1 mm wird in der Curve, natürlich auch in der Controlcurve des Tasters C, als Deviation von 1 cm gezeichnet. Die Handhabung des Apparates erfordert daher Ruhe und Geduld vom Untersucher und Untersuchten. Zunächst ist der zu messende Körpertheil, z. B. der Arm für die Untersuchung der dorsalen Handgelenksgrube bei völlig zwangloser und bequemer Körperhaltung des sitzenden Patienten auf eine harte, absolut unnachgiebige Unterlage zu legen, und dort in der gewünschten Lage durch Anlehnung des knöchernen Ellbogens an ein hartes Widerlager festzustellen. Für die Ruhigstellung der Hand hat sich mir ein verstellbares „Metallbett“ sehr nützlich erwiesen, in dem das Handgelenk an den seitlichen knöchernen Vorsprünge des Unterarms fixirt sowie durch die Unterlegung eines gewölbten Metallkissens in einer bestimmten mittleren Stellung gestützt wird. Dabei sind die Finger ohne Muskelspannung leicht gekrümmt zu halten, event. ebenfalls noch durch ein kleines Widerlager von distal her zu fixiren. Beim Bein bin ich ähnlich verfahren, nur habe ich hier zumeist wegen der dieser Extremität offenbar zukommenden grösseren Fähigkeit des Ruhighaltens mit einer einfachen festen Lagerung auskommen können. Es war aber stets nöthig, auf volle Ruhe im Zimmer zu achten. Der Patient muss seinen Blick, am besten träumend, ruhig stellen, und darf durch keinen Vorgang im Zimmer aus der gewollten Ruhe abgelenkt werden. Bei dieser Art der Untersuchung ist mir aber im Allgemeinen bei nicht zu nervösen Personen die Messung befriedigend gelungen, zumeist wurden die Resultate mit der Dauer des Untersuchens zunehmend freier von äusseren Störungen, so dass es sich gelegentlich empfiehlt, mit einem Blindversuch zu beginnen.

Eine ständige genaue Beachtung verdient noch bei der Messung die mögliche Reibung im Apparat. Besonders ist auf das leichte Gleiten des Schreibstiftes am Papier der Trommel zu achten, event. durch einen leichten Druck am Schwebebalken des Apparats die volle Beweglichkeit des Schreibers zu prüfen, sowie auf die gleiche Weise am Schluss der Messung das Einrücken in die wahre Endgleichgewichtslage zu controliren.

Es sei schliesslich noch bemerkt, dass das Eigengewicht des Tasters bei meinen Versuchen 5 g betrug. Der hierdurch ausgeübte leichte Eigendruck des Tasters erwies sich als nöthig, weil bei gewichtslos ausbalancirtem Taster keine vergleichbaren Anfangseinstellungen zu erhalten waren.

### Ergebnisse der elastometrischen Messungen am Lebenden.

Dass der charakteristische Curvenunterschied zwischen der „vollkommenen Elasticität“ und dem elastisch geschwächten Zustand auch beim Lebenden von dem Apparat herausgebracht wird, ist schon im vorstehenden Abschnitt an dem Gegensatz des gesunden und des ödematösen Gewebes mit den Curven 1 und 2 der Tafel III belegt worden. Zweifellos zeigt die Curve 1, dass hier die Elasticität für die Art ihrer Beanspruchung eine vollkommene war, und ebenso deutlich beweist Curve 2, dass das ödematöse Gewebe bei seiner Aufgabe versagte. Wie gross aber ist die elastische Anforderung, die normalerweise restlos vom gesunden Gewebe ertragen wird? Es ist dies eine Frage von grundlegender Bedeutung. Sie ist wichtig, aber zugleich schwierig, unter Anderem weil die Begriffe der vollkommenen und unvollkommenen Elasticität keine absoluten Gegensätze sind, sondern immer nur das jeweilige Verhalten gegenüber einer bestimmten elastischen Leistung charakterisiren. Ein Gewebe, welches bei einer Belastung  $a$  die volle Elasticität zeigt, wird stets bei einem gewissen Multiplum der Belastung  $a$  als unvollkommen elastisch versagen. Es ist für jeden vollelastischen Körper eine Grenze gegeben, bei der die Vollkommenheit der Elasticität aufhört und mehr oder minder stark die bekannten Störungen einsetzen. Curve 3 der Tafel möge dieses Verhalten an der Originalcurve eines Gesunden demonstrieren.

Man ersieht unter Beachtung der Controllinie, dass bei 25 und 50 g Belastung die Gewebselasticität eine vollkommene ist, dass diese Vollkommenheit aber bei 75 g versagt. Mit der Gewichtsangabe allein ist die Grösse der elastischen Beanspruchung nun noch nicht definirt. Dazu bedarf es weiterer Ergänzungen, zunächst die Angabe des Querschnittes der belastenden Fläche. Diese hat bei dem Taster des Apparats eine Grösse von ca. 50 qmm (Radius der Scheibe = 4 mm). Da dieser Werth für alle unsere Messungen constant ist, darf die erneute Anführung im Weiteren unterbleiben. Schliesslich muss noch die Zeitdauer der Belastung genannt sein; denn auch sie ist für das Ergebniss der Versuche von grösster Wichtigkeit. Es ist einleuchtend, dass eine langdauernde Belastung selbst dort gelegentlich zum „Elasticitätsverlust“ führen kann, wo eine kurzfristige ein normales Verhalten ergab, und dass ferner beim Vorhandensein einer Schädigung der Elasticität die Grösse des gemessenen Verlustes mit der Dauer der Belastung im Versuch zunimmt. Bei unseren Versuchen hat die Zeit der Belastung zumeist 1 oder 2 Minuten betragen. Aus den Curventafeln ist die Zeit im Einzelnen stets leicht zu ersehen, da die Umdrehung der Trommel so erfolgte, dass 15 mm = 1 Minute sind.

Nach meinen Messungen kann nun das Verhalten der Elasticität auf Curve 3 der Tafel als ein mittlerer Durchschnittswerth für den Gesunden gelten. Zwar habe ich auch häufiger bei kräftigen Männern Gewebe gefunden, die 75 g Belastung und mehr für 2 Minuten ohne jede Störung der Elasticität ertrugen. Doch ist es mir richtiger erschienen, diese Verhältnisse als extrem gute anzusetzen und den Normalwerth bei einer Grenze anzunehmen, bei der das Gros der untersuchten Gesunden noch die volle Elasticität aufwies. Diese niedere Grenze habe ich noch des-

wegen bevorzugt, weil mir die Gefahr von Trugschlüssen bei zu hoch genommener Belastung vorerst weit erheblicher schien, als der Nachtheil bei den kleinen Gewichten. Denn für eine erste Untersuchung ist es weniger wichtig, die kleineren und kleinsten Anomalien festzulegen; vielmehr musste vor Allem die Gefahr vermieden werden, dass Werthe von der unteren Grenze des Normalen bereits als pathologische gerechnet wurden.

Auf Grund meines bisherigen Materials (ca. 200 Messungen) scheint es mir nun statthaft, die 50 g-Grenze bei einer Belastungszeit von 1—2 Minuten als das geeignetste Maass für die Unterscheidung von normalen und anomalen Elasticitätsverhältnissen des menschlichen Bindegewebes gelten zu können. Eine solche Belastung pflegt an der „Handgelenksgrube“ oder auch an anderen Orten von Gesunden ohne Elasticitätsverlust ertragen zu werden. Eine Curve, die den Versuch bei einem gesunden, nicht gerade kräftigen jungen Mann in vierfacher sofortiger Wiederholung zeigt, ist auf der Tafel als Curve 4 reproducirt.

Wie man sieht, ist bei dem ersten (1 Minute) und zweiten ( $1\frac{1}{3}$  Minute) Versuch die Elasticität eine vollkommene. Erst bei der dritten und noch mehr bei der vierten (2 Minuten!) Belastung macht sich ein kleines Manko in der Elasticität bemerkbar. Gerade wegen dieser kleinen Verluste hat diese Curve hier ihre Wiedergabe gefunden. Denn solchen minimalen Störungen begegnet man häufiger, und zwar selbst schon im ersten Versuch bei anscheinend völlig gesunden Individuen. Auch sie sind übrigens — eine genügende Beherrschung der Technik vorausgesetzt — vollkommen reproducirbar, d. h. sie sind nicht Fehler der Messung, sondern offenbar den betreffenden Individuen eigentümlich. Es sei aber hier ausdrücklich bemerkt, dass ich vorerst solche minimalen Abweichungen vom vollkommenen elastischen Verhalten (1—1,5—2 mm der Abb.) noch unter den Gesamtbegriff des Normalbefundes eingereiht habe. Mit dieser Beschränkung aber glaube ich den obigen Wert  $\frac{P}{q} = \frac{0,050 \text{ kg}}{50 \text{ mm}}$  (bezogen auf die Zeit von 1—2 Minuten) im vorläufigen Sinne als Normalmaass für meine Versuche statuiren zu dürfen.

Stark abweichend von dem bisher Geschilderten ist das Verhalten der ausgesprochenen, aber fast ebenso auch der nur leicht angedeuteten Oedeme, deren Curventypus bereits in der Curve 2 der Tafel gegeben wurde. Entsprechend der alten Beobachtung A. Landerer's (s. o.), dass die Elasticitätsstörung beim Oedem und bei der Entzündung in der Richtung einer Steigerung der Nachgiebigkeit besonders für kleine Belastungen liegt, konnte auch ich am Lebenden elastometrisch feststellen, dass schon bei den kleinsten Gewichten die Elasticitätsstörung des Oedems in der typischen Art zur Beobachtung kommt, wie es die Curve 5 bei der intermittirenden, schrittweise ansteigenden Belastung in schöner Weise und in starken Contrast zum Verhalten auf Curve 4 der Tafel zeigt.

Wichtiger aber als die einfache Thatsache der differenten Curvenschreibung des gesunden und des ödematösen Gewebes ist der Umstand, dass die elastometrische Untersuchung eine zahlenmässige Feststellung der Elasticitätsstörung des Oedems ermöglicht und somit eine objective

Unterlage für eine vergleichende Controlle an die Hand giebt. Ueber die Höhe und Differenz der gefundenen Werthe (2 Minuten) möge die beigegebene kleine Tabelle orientiren:

	Elasticitätsverluste		Bemerkungen
	Handge- lenksgrube pCt.	Fuss hint. Malleolus pCt.	
Nephritis:			
Frl. Br. (No. 7)	25	—	Oedem nur noch eben palpabel
K. (No. 16 u. 17)	8	27	Oedem am Fuss eben nachweis- bar; an der Hand nicht palpabel
B. (No. 13)	—	46	Oedem stark ausgebildet
U. (No. 14)	—	43	Oedem stark ausgebildet
R. (No. 34 u. 35)	33	29	Oedem noch eben palpabel
Herzfehler:			
H. (No. 24 u. 25)	—	23	Oedem am Fuss ganz leicht an- gedeutet

Bei manifesten Oedemen sind somit die Werthe für die Elasticitätsverluste sehr hohe. Besonders interessant aber ist es, dass bei dem Patienten K. dieser Tabelle an der Hand, obwohl hier mit der üblichen Methodik keine Spur von Oedem zu bemerken war, ebenfalls ein deutlicher Elasticitätsverlust gefunden wurde. Diese Ueberlegenheit der elastometrischen Untersuchung über die palpatorische Belastung ist nun keineswegs eine Einzelercheinung; sondern es hat sich an sehr zahlreichen Nephritikern mit Regelmässigkeit bestätigt gefunden, dass immer noch geraume Zeit über den Termin hinaus, bei dem die abnehmenden Oedeme für die Palpation verschwanden, elastometrisch deutliche, z. Th. sogar sehr beträchtliche Elasticitätsverluste nachgewiesen werden konnten. Werthe von 20 pCt. und darüber gehören nicht zu den Seltenheiten. Diese Elasticitätsverluste halten zumeist auch nach klinischer Besserung resp. Heilung der Nephritis noch lange an, sie können daher fürderhin als ein wichtiges Kriterium dieser Erkrankung für das Stadium ihrer Latenz verwerthet werden. Die Curven 6, 7 und 8, welche die Elasticitätscurven eines Patienten mit chronischer Nephritis (aber ohne jede Spur von palpablen Oedemen!) bringen, mögen als Beleg dieses wichtigen Befundes dienen. Bei Herzkranken fanden sich ähnliche Verhältnisse; auch hier lagen die Grenzen der elastometrischen Nachweisbarkeit von Störungen weit jenseits derjenigen der bisherigen Palpationsmethoden, so dass der Elastometrie sowohl für die Frühdiagnose als auch zur Beurtheilung des Heilungsgrades der genannten Krankheitsgruppen ein klinischer Werth sicher ist.

Bezüglich der Messungen an der Hand (Curve 6) sei nochmals auf die gute Uebereinstimmung der beiden kurz nach einander angenommenen Curven hingewiesen. Besonders aber verdient das Ergebniss der Curve 8 unsere Aufmerksamkeit. Diese Messung wurde abweichend von den andern nicht an einer Hautstelle mit knöcherner Unterlage, sondern an der Haut frei über dem dicken Wadenmuskel (20 cm oberhalb des

Knöchels) aufgenommen. Und doch scheint das erhaltene Resultat unter Berücksichtigung der üblichen Oedemvertheilung recht gut den Erwartungen zu entsprechen. Dieses günstige Messungsergebniss hat mich veranlasst, einige weitere vergleichende Messungen auf musculärer Unterlage anzustellen; ihr Resultat sei (unter Mitführung des Patienten St.) in der folgenden Tabelle angegeben:

	Knochen als Grundlage	Muskel als Grundlage
Student E. (No. 7)	Handgelenksgrube 0 pCt. Verlust	Wadenmuskel (Mitte) 0 pCt. Verlust
Patient Sch. (No. 30)	Handgelenksgrube 18 pCt. Verlust	Unterarm, laterale Muskeln 11 pCt. Verlust
Patient R. (No. 34)	Fuss hinter Malleolus ext. 29 pCt. Verlust	Wade (mediale Seite) 25 pCt. Verlust
Patient St. (No. 26) (1. v.)	Fuss hinter Malleolus ext. 23 pCt. Verlust	Wade medial, 15 cm oberhalb des Knöchels 16 pCt. Verlust

Man ersieht, dass die zahlenmässige Uebereinstimmung keine schlechte ist. Bei den drei Patienten mit der Elasticitätsschädigung liegt zudem der geringere Werth des procentischen Elasticitätsverlustes stets auf derselben Seite der Tabelle, d. h. bei der Messung über dem Muskel und damit zugleich über derjenigen Stelle, an der nach Maassgabe der allgemeinen Oedemvertheilung die geringere Störung zu erwarten ist. Es scheint demnach, dass selbst die Messung über dem Muskel noch leidlich richtige Resultate verbürgt und dass auch hier ziemlich allein der Elasticitätsverlust des Bindegewebes gemessen wird, mag dies nun auf einem Intactbleiben der elastischen Eigenschaften des Muskels während der Nephritis beruhen oder auch einfach in der geringen Einsinktiefte des Tasters seine Ursache haben.

Einige orientirende Messungen habe ich ferner am entzündlichen Oedem vorgenommen. Auch hier trat die Ueberlegenheit der instrumentellen Elastometrie aufs Deutlichste zu Tage. Denn regelmässig wurden in der Peripherie des Entzündungsherdess noch weit über die Zone der erkennbaren Schwellung hinaus deutliche Elasticitätsverluste gefunden. Diese Beobachtung ist nicht ohne theoretisches Interesse, da sie uns zeigt, dass die schädigenden Wirkungen einer localen Entzündung sich häufig über erheblich weitere Bezirke des Bindegewebes erstrecken, als man auf Grund des klinischen Befundes oder auch der mikroskopisch-anatomischen Untersuchung anzunehmen gewohnt ist. Denn, um ein Beispiel zu erwähnen, dürfte es schwer fallen, bei einem kleinen periostalen Zahnabscess, wo die klinisch erkennbare Schwellung nur einen geringen Theil der Wange einnahm, in der anscheinend völlig unbetheiligten Stirnhaut mit dem Mikroskop eine pathologische Veränderung wahrzunehmen; und doch zeigte mir in solchem Falle die elastometrische Untersuchung am Lebenden eine sehr deutliche Einbusse an Elasticität (18 pCt.), die nach 8 weiteren Tagen verschwunden war<sup>1)</sup>. Aber auch für rein prak-

1) Vergl. hierzu u. a. die früheren Ausführungen betreffs der Zone des latenten Oedems und dessen Bedeutung für die Wirkungsart des Priessnitz'schen Umschlages [Münch. med. Wochenschr. 1907. No. 18 (Schade)].



tische Fragen kann diese Methodik von Werth werden. Wegen der grossen Empfindlichkeit ihrer Ausschläge verdient sie zur Beurtheilung von Fällen herangezogen zu werden, in denen der Nachweis von krankhaften Erscheinungen entzündlicher Art wegen des geringen Grades ihrer Ausbildung Schwierigkeiten bereitet. Auch hier sei ein Beispiel angeführt: Bei einer Patientin mit rheumatischer Veranlagung, die während ihres Aufenthaltes in der Klinik plötzlich über Schmerz im linken Knie klagte, ohne dass sich klinisch ein entsprechender Befund erheben liess, habe ich eine vergleichende Messung beider Kniee an der Haut vor der Quadricepssehne vorgenommen und dabei eine die Klagen objectiv bestätigende Differenz im elastischen Verhalten des Bindegewebes (Verlust fast 10 pCt.) festgestellt. Die Methode der Elastometrie fordert somit sehr zu einer weitgehenden Verwendung zu diagnostischen Zwecken heraus. Allerdings dürfte bei dem heutigen Stand ihrer Ausbildung leider noch die Eingangs geschilderte Schwierigkeit und Umständlichkeit in der Gewinnung guter Messungsergebnisse ein mehr oder weniger grosses Hemmniss für die Einführung in die allgemeine Praxis bedeuten. Doch steht zu hoffen, dass eine weitere Vervollkommnung der technischen Seite des Apparates zumal bei möglichst allseitiger Mitarbeit bei den hier vorliegenden Aufgaben diesem Uebelstande abhelfen wird.

Das Problem der Elasticitätsschädigung des Bindegewebes ist offenbar sehr allgemeiner Natur. Es findet auch in den bisher behandelten Fragen, welche die Nephritiden, die Herzinsufficienzen und Entzündungsprocesse betrafen, noch nicht seine Begrenzung. Denn obwohl eine systematische Untersuchung noch aussteht, bin ich bei den mehr gelegentlich vorgenommenen Messungen an verschiedenartigen Kranken nicht ganz selten stark ausgeprägten Elasticitätsverlusten begegnet, so beim Myxoedem (Handgelenksgrube 22 pCt., Unterarm auf Muskel 12 pCt.), bei septischem Fieber ohne Oedeme (Fuss hinter Malleolus 26 pCt., Handgelenksgrube 12 pCt.), bei pernicioser Anämie (Handgelenksgrube 12 pCt.) und bei schwerer diabetischer Acidosis wiederum ohne Anzeichen von Oedemen (Handgelenksgrube 18 pCt., Unterarmmitte auf Muskel 11 pCt., Unterschenkel auf Muskel 29 pCt.). Auch bei alten Individuen, speciell solchen mit welker Haut und schlaffer Muskulatur, ergab mir die Elasticitätsprüfung unter den genannten Bedingungen, besonders bei Messung auf muskulärer Unterlage, ausgeprägte Verluste.

Wenn auch zu einer kritischen Beurtheilung dieser Befunde zur Zeit noch die Grundlagen fehlen, so möchte ich doch bereits einen Punkt hervorheben. Bei Verfolg der zuerst mitgetheilten Messungsergebnisse, deren Material sich auf nephrogene, cardiogene und local-entzündliche Circulationsstörungen bezog, konnte der Gedanke entstehen, dass eben diese Circulationsstörung zugleich die Ursache der Elasticitätsschädigung war. Diese Anschauung aber scheint mir, wenigstens in allgemeiner Anwendung, nicht begründet zu sein. Denn eine Proportionalität zwischen dem Grade des Oedems und der Höhe des Elasticitätsverlustes ist keinesfalls die Regel. Vielmehr wurden unter den zuletzt angeführten Kranken mehrfach gerade die hohen Werthe der Elasticitätsschädigung an Extremitäten beobachtet, die bei der Untersuchung statt eines ödematösen

Eindruckes einen direct eingetrockneten Habitus zeigten und auch nachweislich in den Zeiten vorher nicht mit Oedemen behaftet gewesen waren. Ich möchte daher glauben, dass Oedem (resp. Praeoedem) und Elasticitätsverlust nicht zwei mit Nothwendigkeit einander zugehörige Zustandsformen sind, sondern dass die Elasticitätsstörung des Bindegewebes sich auch unabhängig von der das Oedem charakterisirenden Flüssigkeitsanhäufung ausbilden kann. Auch die allgemeine Colloidchemie spricht sehr für diese Anschauung. Denn ein gleiches gesondertes Verhalten zeigen ganz allgemein bei den Colloiden die Erscheinungen der Quellung resp. Entquellung und die Vorgänge der Auflösung resp. Fällung. Auch sie gehen häufig parallel, folgen aber im Einzelnen durchaus selbstständig getrennten Gesetzen.

Für die Beurtheilung der ganzen Frage dürfte es weiterhin von grösster Wichtigkeit sein, dass auch am völlig Gesunden vorübergehende Elasticitätsstörungen auftreten können. So sei erwähnt, dass ich bei 5 jungen Leuten, die ich vor, während und nach dem Genuss grösserer Mengen von Bier vergleichend untersuchte, zwei gefunden habe, deren Gewebselasticität (Handgelenksgrube) unter dem Einfluss der Zeche eine Einbusse erlitt. Zum Beleg ist die Curvenserie mit der intensivsten Störung (Student O., Handgelenksgrube, Belastung 75 g) auf der Tafel, Curve 9—11, wiedergegeben.

Während diese auffallende Elasticitätseinbusse nach Biergenuss eine keineswegs constante Erscheinung darstellt — unter 5 Fällen wurde sie dreimal vollständig vermisst — lässt sich nach intensivster Muskelanstrengung der Hand mit ziemlicher Regelmässigkeit eine Elasticitätsabnahme in der Handgelenksgrube nachweisen. Sechs Studenten, die ich sofort nach einstündigem angestrengtem Fechten elastometrisch untersuchte, ergaben sämmtlich bei der Belastung der Handgelenksgrube mit 50 g Verluste, die zwischen 7 und 20 pCt. sich bewegten, während die Ruhecontrolen des nächsten Tages normale Werthe lieferten. In weiteren Versuchen (an mir selber und 2 anderen Versuchspersonen) habe ich sodann die Arbeit der Hand lediglich auf Fingerbewegungen, d. h. auf möglichst kräftiges und bis zur völligen Muskelererschöpfung durchgeführtes Fingerbeugen und Fingerstrecken beschränkt, um die gewaltsame mechanische Beanspruchung der Bindegewebszüge der Handgelenksgegend nach Möglichkeit auszuschliessen. Der Erfolg blieb der gleiche: auch so entwickelten sich aus anfangs normalen elastischen Verhältnissen regelmässig Elasticitätsverluste, die mit ihren Werthen um 10 pCt. herum sich mehr oder minder deutlich von der Normalgrenze entfernten.

Wie im vorigen Kapitel (S. 382 und 387) entwickelt wurde, vermag neben dem zahlenmässigen Werth des Elasticitätsverlustes auch die Art der Curve wichtige Aufschlüsse über die elastisch wirkenden Kräfte zu geben. Um nach dieser zweiten Seite einen Einblick zu ermöglichen, ist es erforderlich, in längerer Versuchsdauer (etwa 8 Minuten) die Elasticitätscurve sich voll auszeichnen zu lassen. Dabei erhält man für die Zustände des ausgesprochenen Oedems Curven mit vorzugweise variirender Zeichnung der Entlastungcurve. Die beiden Extreme seien in den Curven 12 und 13 nach den Originalaufnahmen reproducirt.

Wie man aus den Curven ersieht, vollzieht sich nach Aufhören der Belastung die Annäherung an den ursprünglichen Zustand in recht verschiedener Weise. Zwar ist bei beiden Curven die Rückkehr nicht entfernt eine vollständige; wir haben es eben mit typischen Oedemen zu thun. Aber in der Curve 12 findet das Einrücken in das überhaupt erreichbare Niveau der möglichen Annäherung sehr schnell statt, die Curve gewinnt schon mit der ersten Minute so ziemlich die horizontale Richtung. Ganz anders geht der Ausgleich nach Aufhören der Belastung bei der Curve 13 vor sich. Zwar haben wir im Anfang ebenfalls ein sofort einsetzendes schnelles Zurückgehen; diesem Anfangstheil aber schliesst sich, der langen gleichmässig schrägen Strecke der Curve entsprechend, ein Stadium an, in dem die den Ausgleich anstrebenden Kräfte mit einer immer noch grossen und dazu annähernd constanten Geschwindigkeit für längere Zeit wirksam bleiben. Nach den früheren Ausführungen (S. 382 und 383) repräsentirt nun Curve 12 eine Curve, die gut angenähert dem üblichen Verhalten einer „elastischen Nachwirkung“ entspricht. Die der Curve 12 nachträglich beigezeichnete zweite Curve, welche aus dem mathematischen Ansatz  $s = \frac{c}{t^a}$  bei dem gebräuchlichen Werth von  $a = \frac{1}{5}$

abgeleitet wurde, möge diese leidliche Uebereinstimmung auch graphisch belegen. Diese Curvenart sei daher kurz als Elasticitätscurve („ε-Curve“) bezeichnet. Was aber hat nun der abweichende Verlauf der Curve 13 zu bedeuten? Für die Annahme einer Abänderung der elastischen Kräfte, derart, dass sie aus sich heraus eine Ausgleichsbewegung mit langdauernd constant bleibender Geschwindigkeit zu Wege bringen könnten, sind in den Beobachtungen der Physiker nirgends Unterlagen zu finden. Die elastischen Kräfte bewirken vielmehr stets einen schnellen Ausgleich, der im Curvenbild durch das frühzeitige Einlenken zur Horizontalen charakterisirt ist. Es lag daher nahe, zur Erklärung unserer so abweichenden Curve 13 auf das Mitwirken etwaiger retardirender Einflüsse Bedacht zu nehmen. Eine solche Beeinflussung der elastischen Kräfte ist nun im ödematösen Gewebe recht wahrscheinlich. Denn beim Einsinken des belasteten Tasters in das ödematöse Gewebe findet nicht nur eine Anspannung der elastischen Formbestandteile statt, sondern es geht fraglos gleichzeitig eine Auspressung von Gewebsflüssigkeit und Lymphe<sup>1)</sup> vor sich, ein Vorgang, der sicherlich nicht mit der Geschwindigkeit eines normalen elastischen Ausgleichs rückgängig werden kann. Beim Oedem aber ist die Ausfüllung der Druckdelle, wofern kein Vacuum entstehen darf, an das Zurückströmen dieser zuvor ausgepressten Flüssigkeit gebunden. Das mit dem Aufhören der Belastung beginnende, nur langsam erfolgende, allseitige Wiedereinströmen der Gewebsflüssigkeit wird daher sein Tempo auch den zum Ausgleich strebenden Zugwirkungen der elastischen Kräfte aufzwingen. Versuche bei künstlicher experimenteller Reproducierung ähnlicher Ver-

1) Das Auspressen des Blutes kommt für diese Anomalie der Curve wohl kaum in Frage, weil das nachträgliche Wiedereinströmen des Blutes mit einer zu grossen Schnelligkeit erfolgt, um die beobachtete Verlangsamung erklären zu können.

hältnisse haben mir in der That die Characteristica der Curve 13 gegeben und zugleich die Möglichkeit des allmählichen Uebergangs in die  $\epsilon$ -Curve bewiesen<sup>1)</sup>. Es dürfte daher das Auftreten der Curven vom Typus Curve 13 beim Oedem das Vorhandensein leicht verschiebbarer Flüssigkeitsmengen anzeigen, weshalb ich für sie die Bezeichnung Strömungscurve =  $\sigma$ -Curve in Vorschlag bringe. Mit dieser Deutung steht das Ergebniss der Messungen der Relaxationszeit (siehe S. 384) für die beiden hier wiedergegebenen Fälle in gutem Einklang. Da der Gegendruck, den ein ödematöses Gewebe zu bieten vermag, stark von der Beweglichkeit der Flüssigkeit in demselben abhängen muss, so war für den Patienten der  $\epsilon$ -Curve die längere Fortdauer dieses Gegendrucks zu erwarten. Die schon oben mitgetheilte Messung betrug für den Patienten H. ( $\epsilon$ -Curve) volle  $5\frac{1}{2}$  Minuten, für den Patienten B. ( $\sigma$ -Curve) bei klinisch anscheinend gleichem Grade der Oedembildung dagegen nur  $1-1\frac{1}{2}$  Minuten. Curvenform und Messung der Relaxationszeit scheinen somit vereint sehr wohl einen näheren Aufschluss über die Art eines Oedems bringen zu können. Herr Professor Lühje hat mich auf die Möglichkeit einer klinischen Verwerthung dieser Unterscheidungen aufmerksam gemacht; es wird zu prüfen sein, ob es der Elastometrie gelingt, schon im Voraus bei intakter Haut die Indication zur Punction oder Scarification eines Oedems richtig zu bestimmen. Die Untersuchung ist im Gange.

Allgemein betrachtet, eröffnet sich in den vorstehenden Untersuchungen eine neue Methodik, welche mit den oben gemachten Einschränkungen in ähnlicher Art, wie es die Messung der Viscosität für die Flüssigkeiten des Körpers schon seit Längerem gestattet, nun auch für die gelartig-festen Bestandtheile der Gewebe durch die Bestimmung von physikalischen Werthen Aufschlüsse über ihre Zustandsform ermöglicht. Wie ich schon 1909 in einer Arbeit über „Colloidchemie und Balneologie“<sup>2)</sup> hervorgehoben habe, ist die Ausarbeitung solcher specifisch colloidchemischer Methoden für die Nutzbarmachung der grossen Fortschritte, welche die Colloidchemie der Medicin so verheissungsvoll dar-

1) Zu diesen Versuchen habe ich dünnwandige Gummiblasen (Fingerlinge) benutzt, welche mit Wasser und einem Stück Schwamm gefüllt und sodann zugebunden wurden. Wenn nun eine derartig gefüllte, nur in loser Spannung befindliche Gummihülle durch vielfache Nadelstiche siebartig durchlocht und sodann unter Wasser gebracht wurde, konnte sie für die Elasticitätsprüfung als Modell eines Gewebes mit mehr oder weniger leicht fliessendem Gewebssaft dienen. Aehnlich wie beim ödematösen Gewebe drängte die Belastung mit einem Gewicht das Wasser aus der Schwammmasse durch die Poren der Hülle allseits heraus, während das Wasser beim Aufhören der Belastung durch die elastischen Ausgleichskräfte des Schwammes wieder in den Raum, aus dem es soeben verdrängt war, zurückgesogen wurde. Waren die Poren sehr gross, so zeigte sich elastometrisch die normale Curve der Schwammelastizität in reiner Form (ebenso wenn die Durchlochung der Gummihülle überhaupt unterblieben war). Wurden aber Poren in geeigneter mittlerer Zahl und Grösse angelegt, so trat eine ausgesprochene Verzögerung des elastischen Ausgleichs ein und dem Elasticitätsausgleich wurde das zeitliche Verhalten der Rückströmung des Wassers aufgezwungen, die Curve zeigte einen Charakter wie auf Curve 13 (Strömungscurve).

2) Medic. Klinik. 1909. No. 29 u. 30.

bietet, eine dringende Nothwendigkeit. Es besteht kein Zweifel, dass für viele der neuen Fragen, welche die Colloidchemie in die Medicin hineinträgt, das bewährte Rüstzeug der heutigen klinischen und pathologisch-anatomischen Untersuchungsmethode nicht ausreichend sein kann. Denn die feineren intravitalen Schwankungen im Gelzustand der intracellulären Gallerten und ebenso der Zellcolloide selber, wie sie als Folge der verschiedenartigen Beeinflussung durch ein in seiner Zusammensetzung inconstantes Milieu zu erwarten sind, dürften sich zum chemischen oder mikroskopischen Nachweis nur schlecht eignen. Im elastischen Verhalten aber scheint sich ein erstes adäquates Mittel zu bieten, um auch kleinere colloidchemische Anomalien der Körpergewebe festzustellen und messend zu vergleichen. Die Elastometrie sei daher in ihrer Anwendung nicht auf die Klinik und die intravitale Messung des Bindegewebes beschränkt, sie verdient vielmehr — vielleicht in zu modificirender Gestalt — ganz allgemein in der Hand des Pathologen ein Hilfsmittel zu werden, um auch an den Innenorganen des Körpers, wie Leber, Niere, Gehirn etc., über die Grenzen der Palpationsdifferenzen hinaus Aufschlüsse über die Abweichungen im colloidalen Verhalten zu geben. Dann aber kann die Elasticitätsstörung zu einem generellen Frühsymptom bei Organerkrankungen werden, welches sich vor vielen andern durch die ausserordentlich grosse Empfindlichkeit seines Nachweises auszeichnet.

Auch die klinische Bedeutung der Elastometrie ist in der vorliegenden Mittheilung nur in einigen ersten Richtungen gewürdigt. Die Absteckung der Grenzen ihrer praktischen Verwerthbarkeit kann erst im Laufe der Zeit erfolgen, zumal da auch hier ein grösserer Kreis von Fragen der verschiedensten Gebiete von dieser Untersuchungsart berührt scheint.

Lediglich noch bezüglich eines Punktes von klinischem Interesse möchte ich eine Bemerkung anfügen. Die Herabsetzung der Bindegewebselasticität bei der Nephritis scheint mir ein neuartiges Moment in die oft discutirte Frage nach der Ursache der arteriellen Blutdruckerhöhung der Nephritiker zu bringen. Aus den Untersuchungen Landerer's (siehe oben S. 374 u. 375) wissen wir, dass im Capillarsystem  $\frac{1}{2}$  bis  $\frac{2}{3}$  des Blutdrucks vom umgebenden Gewebe, d. h. in erster Linie vom Bindegewebe getragen wird und dass die Elasticität dieses Gewebes es ist, die nachgebend den pulsatorischen Druck der Systole auffängt, um ihn während der Diastole dem strömenden Blut als lebendige Kraft zurückzugeben. Wenn dem aber so ist, dann muss eine jede Schädigung der Elasticität dieses Gewebes als ein Verlust der strömenden Kräfte im Capillarsystem bemerkbar werden. Denn jede, auch schon die kleinste Elasticitätseinbusse des Bindegewebes bedeutet für die Blutbewegung in den Capillaren eine Annäherung an das System der starren Röhren; sie wird daher wegen der gesetzten Strombehinderung rückläufig zur Erhöhung des Blutdrucks der Arterien führen. Bei der ständigen Wiederholung dieses Aufstossens der Blutwelle auf ein abnorm starres System von Capillaren verbleibt allmählich in den Arterien eine steigende Menge gestauten Residualblutes, welche den Puls an der diastolischen Rückkehr zur Norm verhindert und sich am Herzen als klappende zweite Aortenton

bemerkbar machen muss. In letzter Linie hat aber neben den Arterienwänden das Herz den Kräfteausfall durch die Elasticitätsstörung des Bindegewebes zu tragen: Die Hypertrophie setzt ein als Beweis des compensatorischen Ausgleichs. Was hier theoretisch als Frage der Elasticitätsstörung des Bindegewebes entwickelt wurde, giebt in der That gerade die hervortretenden Characteristica der nephritischen Circulationsstörung wieder. Es erscheint daher — wenigstens für eine Zahl der Fälle — möglich, dass in der Bindegewebsschädigung, wie sie die Nephritis begleitet, die lange gesuchte Ursache der Drucksteigerung zu finden sein könnte. Auch hier muss ich mich vorerst mit dieser Andeutung begnügen. Denn bevor ein ausreichendes Material vergleichender Messungen vorliegt, ist es nicht möglich, über den Grad des Mitwirkens dieses neuen Factors zu entscheiden. Jedenfalls aber wird man selbst bei kleinsten Aenderungen der Gewebselasticität mit der Negirung jeden Einflusses auf die Blutcirculation vorsichtig sein müssen, da die Wirkung der Elasticitätsschädigung an der empfindlichsten Stelle des Kreislaufsystems, an dem Ort des grössten Gesamtquerschnitts der Blutbahnen einsetzt; denn der Radius der Arterien erscheint in der Formel für die Arbeit des Herzens in der 4. Potenz<sup>1)</sup>. — Die weitere Bearbeitung dieser Frage ist in Angriff genommen.

### Zusammenfassung.

1. Die elastischen Eigenschaften des Bindegewebes, über deren bisherige Kenntniss eine kurze Zusammenstellung gegeben wurde, erhalten durch die Feststellung, dass die Elasticität der Gele mit dem colloidchemischen Zustand derselben ganz allgemein in engem Zusammenhang steht, eine erhöhte Bedeutung.

2. Es wurde eine instrumentelle Methodik — Elastometrie — ausgearbeitet, die eine objective und zahlenmässige Festlegung des Grades der elastischen Vollkommenheit des Bindegewebes intra vitam ermöglicht und an Empfindlichkeit die bislang übliche Methode der Palpation bei Weitem übertrifft.

3. Als Maasse wurden benutzt 1. die Relaxationszeiten und besonders 2. die aus den instrumentell registrirten Elasticitätscurven direct zu entnehmende Grösse des Elasticitätsverlustes in Procenten.

4. Es wurde ein wenigstens vorläufiger Normalwerth für das Bindegewebe des Gesunden aufgestellt.

5. Bei Kranken konnten häufig und zum Theil in hohem Grade Abweichungen von der elastometrischen Norm constatirt werden, selbst in Fällen, wo die Palpation keine Spuren einer Störung erkennen liess.

6. Die Methode erwies sich besonders werthvoll zur Erkennung der Praeodeme bei Herz- und Nierenkranken; jedoch wurden ebenfalls bei sonstigen Erkrankungen und unter speciellen Bedingungen auch bei Gesunden elastometrisch Abweichungen aufgefunden.

---

1) Citirt nach L. Krehl, Pathologische Physiologie. 1904. III. Aufl. S. 38.

7. Es ergab sich als wahrscheinlich, dass auch im lebenden Körper die Elasticitätsstörungen nicht nothwendig an die Bedingung eines abnormen Wassergehalts des Gewebes (Oedem, Praeoedem) gebunden sind, sondern dass sie auch ohne solche Bedingung vorkommen können.

8. Bei den Elasticitätscurven liess sich ein zwiefacher Typus erkennen, die  $\varepsilon$ -Curve (= reine Elasticitätscurve) und die  $\sigma$ -Curve (= Strömungscurve).

9. Es wurde kurz auf einige weitere Fragen hingewiesen, in denen möglicherweise die Elastometrie für die klinische Medicin werthvolle Aufschlüsse zu bringen vermag.

10. Die Elasticitätsschädigung stellt ganz allgemein ein klinisch-pathologisches Symptom dar, welches besonders für die Erkennung nur geringgradig ausgebildeter Krankheitsveränderungen der Gewebe von Wert ist.

### Erläuterung zu den Curven auf Tafel III.

- Curve 1. Normalcurve des Gesunden.
- Curve 2. Curve des Oedems.
- Curve 3. Variirte Belastung beim Gesunden. — Die mit X-Linie ist durch eine äussere Störung veranlasst, sie hat, soweit sie unterhalb der Curvengrundlinie T liegt, nichts mit der Elasticitätscurve zu thun.
- Curve 4. Wiederholte Belastung beim Gesunden.
- Curve 5. Wiederholte steigende Belastung beim Oedem. — Die Bezeichnungen am Anfang der Curvenzeichnung bedürfen kurz der Erklärung: Mit „O-Stand“ ist die Einstellung bezeichnet, die der Taster auf der Haut einnimmt, wenn sein Eigengewicht durch eine Belastung am Hebelarm des Schreibers bis zum Nullwerth ausbalancirt ist. Der erste kleine Anstieg der Curve ist sodann durch das Eigengewicht des Tasters von 5 g bedingt. Man erkennt leicht schon bei dieser Belastung die charakteristische schräge Curvenrichtung des Oedems. Die weiteren Zahlen geben sodann die Grösse der hinzugefügten Gewicht an.
- |   |   |
|---|---|
| Curve 6. Werth noch annähernd normal                      | } Elasticitätsverluste an einem Patienten ohne palpable Oedeme. |
| Curve 7. 23 pCt. Elasticitätsverlust                      |   |
| Curve 8. 16 pCt. Elasticitätsverlust                      |   |
| Curve 9. Vor Beginn des Trinkens                          | } Messung an einem anscheinend gesunden Studenten.              |
| Curve 10. Nach Genuss von 1,5 Liter Bier                  |   |
| Curve 11. Nach Genuss von 2,4 Liter Bier (2 mal gemessen) |   |
| Curve 12. $\varepsilon$ -Curve des Oedems.                |   |
| Curve 13. $\sigma$ -Curve des Oedems.                     |   |