

V.

Aus dem Pharmakologischen Institut der Universität Freiburg i. Br.

Untersuchungen zur Physiologie und Pharmakologie des fibrillären Bindegewebes (Sehne).

Von

Dr. E. Friedberg.

(Mit 2 Abbildungen und 2 Kurven im Text.)

Die physiologisch wesentlichste Eigenschaft der Sehne ist ihre Zugfestigkeit und Elastizität. Die Variationen dieser Grundeigenschaften unter Einwirkung definierter physikalischer und chemischer Faktoren (Zustandsänderungen) zu ermitteln ist der Gegenstand vorliegender Untersuchungen.

Für die älteren Arbeiten, die sich mit dem Bindegewebe beschäftigten, war das treibende Motiv die Elastizität des tierischen Gewebes überhaupt. Die Ergebnisse wurden vorzüglich auf Probleme der allgemeinen Muskelphysiologie übertragen.

Engelmann (4, 5)¹⁾ entdeckte bei Sehnen durch Erwärmen der Umgebungsflüssigkeit die thermische Verkürzung, die ohne Gewichtszunahme, also ohne Wasseraufnahme von außen (Quellung), stattfand. Die Veränderung der Sehne in verdünnten Säuren und verdünnten Alkalien nannte er »chemische Verkürzung«, sie wurde von ihm als eine Quellung durch Wasseraufnahme gedeutet. Hermann (8) setzte unter Anwendung der graphischen Methode zur Registrierung der thermischen Verkürzung den Beginn dieser Erscheinung bei 65° C fest. Bernstein (1) erklärt in seinen kritischen Erörterungen über die Theorie der Muskelkontraktion die chemische Verkürzung in verdünnten Säuren nur zum Teil als einen Quellungsvorgang durch Wassereinlagerung, zum anderen Teil aber als eine echte chemische Veränderung der Sehnensubstanz. Ganz besonders deutlich sei der chemische Charakter der Veränderung bei der »thermischen« Verkürzung. Schrittweise mit der Dauer der Erwärmung und mit der Erhöhung der Temperatur soll das Kollagen der Sehnensubstanz in

1) Literatur am Schluß der Abhandlung.

Glutin verwandelt werden. v. Ebner fiel es bei Sehnendehnungen mit gleichzeitiger Einwirkung verdünnter Säuren auf, daß die durch Säureeinwirkung verkürzte Sehne bei anfänglicher Belastung ihre elastische Vollkommenheit verliert. War die Sehne aber auf ihre ursprüngliche Länge gedehnt, so sollen wieder elastische Kräfte auftreten von allerdings bedeutend geringerer Intensität als bei der intakten Sehne. Wertheim (17) und Triepel (15) beschränkten ihre Untersuchungen rein auf das Thema der Elastizität und Zugfestigkeit der tierischen Gewebe. Es war ihnen daran gelegen, möglichst definierte Werte für die Elastizität der Gewebe überhaupt zu gewinnen und eventuelle Verschiedenheiten dieser bei den einzelnen Tierarten aufzudecken.

Experimente aber, die mit der Untersuchung der Eigenschaften der Sehne systematisch auch deren Veränderlichkeit durch physikalische und chemische Faktoren berücksichtigen, fehlen bisher ganz.

Wir kennen die Gesetze des Lebens und der Funktion des Muskels vergleichsweise recht eingehend. Ob aber die Sehne ein ähnlich anpassungsfähiges Organ ist, welche Art von Leben sie führt, ist eigentlich kaum noch diskutiert. Wie wir beim Muskel die Zuckung, die Wärmeproduktion und den Tonus als Lebensäußerungen in meßbaren Werten ausdrücken können, so können wir als Objekt der Messung bei der Sehne die Elastizitätseigenschaften und die Zugfestigkeit annehmen. Mit diesen rein physiologischen Fragen verbunden sind auch praktische Ausblicke und Nutzenanwendungen von nicht geringer Wichtigkeit. Sollte es nämlich möglich sein, spezifisch-chemische Eingriffe zu finden, die einen ausgesprochenen Einfluß im Sinne veränderter Dehnbarkeit auf das fibrilläre Bindegewebe ausüben, so liegt es nahe, diese auch auf ihre therapeutische Eignung bei Narbenkeloiden und Bindegewebsverwachsungen in der Chirurgie zu übertragen. Ansätze dazu sind ja in der Gestalt des Fibrolysin oder Thiosynamins vorhanden. Nach beiden Richtungen hin zielen Untersuchungen von mir, die auf Initiative von Herrn Geh.-Rat Prof. Dr. Straub am hiesigen Pharmakologischen Institut unternommen wurden.

Voraussetzung für jeden Fortschritt ist auch hier die Benutzung eines geeigneten Objektes. Wenn die Arbeiten der älteren Autoren nicht zu Resultaten führten, die auf die Funktionsphysiologie und Pharmakologie der Sehnen übertragbar sind, übrigens auch nicht übertragen worden sind, so liegt dies darin, daß eben von einer Violine saite zur lebenden Muskelsehne doch ein recht weiter Weg ist. Auch den sonst so ergebnisreichen Untersuchungen Triepels (15, 16) haftet der gleiche Mangel an. Denn die durch Operation am Menschen gewonnenen Sehnenstücke erfüllen die Vorbedingungen eines

lebenden Materials nicht, wenn nicht Temperatur und Zusammensetzung der Umgebungsflüssigkeit während des Versuchs berücksichtigt werden. Der methodische Fortschritt scheint mir für meine Untersuchungen darin zu liegen, daß ich in der Rattenschwanzsehne ein zur Beantwortung meiner Frage vorzügliches Präparat benutzen konnte.

Es gelingt bei der mit Äther betäubten Ratte, die Sehne ohne nennenswerte Dehnung oder Schädigung der Oberfläche zu gewinnen, wenn man folgendermaßen vorgeht:

Schnitt in der Gegend der Insertion der Sehnen am Schwanzbein, der die Haut und das Unterhautzellgewebe durchtrennt, Spaltung der Haut im Verlauf der ganzen Länge des Rattenschwanzes mit einer dünnen, scharfen Schere. An der Stelle des Ansatzes des Schwanzes wird die Haut rings herum frei präpariert und dann mit großer Leichtigkeit vom Schwanz ganz abgezogen. Es liegen jetzt die vier Bündel der Sehnen des Rattenschwanzes oberflächlich zutage, nur eingebettet in lockeres Bindegewebe. Durchtrennung der Sehnen in der Nähe der Insertion mit scharfem Schnitt. Am Schwanzende greift man darauf mit einem gebogenen Haken unter ein Sehnenbündel herum und übt dort einen ganz leichten Zug aus. Von hier aus gelingt es mühelos und schonend, das Sehnenbündel in seiner ganzen Länge bis zur Stelle der Durchschneidung an der Insertion unterhalb der Bindegewebshülle hervorzuziehen und endgültig abzutrennen. Sofortige Lagerung in Ringerlösung. Dort löst sich das Bündel in einzelne Sehnen von ziemlich konstantem Durchmesser auf. Ihr Querschnitt ist zylindrisch und wird in seiner Größe im Verlauf der Sehne fast unverändert beibehalten. Die Berechnung des Querschnittes geschieht durch die mikroskopische Messung des Durchmessers der in Ringer gelagerten Sehne bei minimaler Spannung.

Durch dieses Vorgehen gewann ich also eine möglichst frische und unverletzte Sehne am lebenden Tier. Es war außerdem stets möglich, das Tier selbst am Leben zu erhalten, nachdem der Schwanz abgetrennt wurde. Für den Apparat (Abb. 1), mit dem ich die Untersuchungen vornahm, galt das Prinzip, die frische Sehne derart zur Dehnung einzuspannen, daß sie ihre Intaktheit möglichst bewahrte und daß Temperatur und Umgebungsflüssigkeit den Verhältnissen im Organismus angepaßt wurden. Ich mußte in erster Linie Austrocknungserscheinungen vermeiden, welche schon nach Erfahrungen der älteren Autoren (Wertheim) die Elastizitätsverhältnisse der Sehne von Grund aus verändern. Zur Aufnahme der Lösungen, also der Umgebungsflüssigkeit, innerhalb welcher die Dehnung stattfand, diente das Becherglas (Abb. 1g). Die Sehne selbst wurde mit ihren Enden an je ein Häkchen geknotet, das an die Haken des Apparates gehängt wird. Die Technik der Knotung ist von größter Wich-

tigkeit und verlangt nicht geringe Übung. Ich legte die Sehne an ihren Enden in doppelte Lage (Abb. 2) und knotete mit der ver-

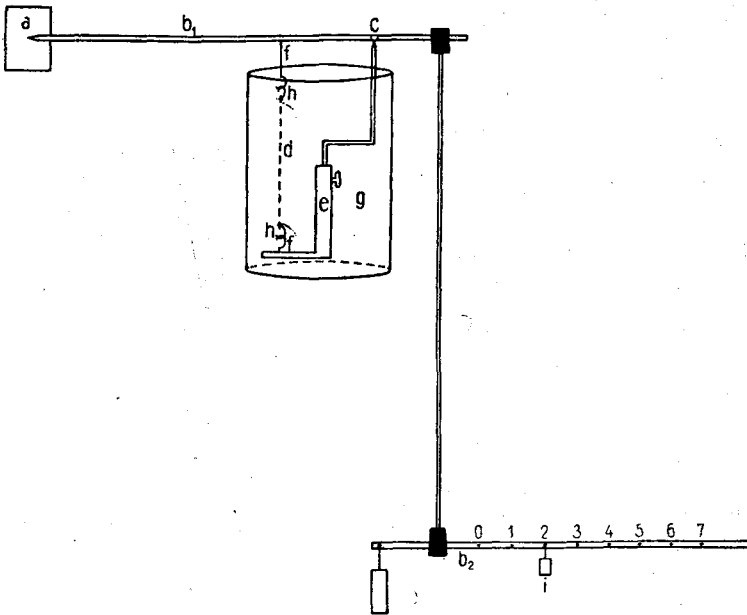


Abb. 1. *a* Kymographion. *b₁* Schreibhebel. *b₂* zweiter Hebel mit Laufgewicht *i*. *c* Drehpunkt des ersten Hebels. *d* die eingespannte Sehne. *e* ist verschiebbar zum Einspannen. *f* die Haken des Apparates. *g* Becherglas. *h* die Haken, an welchen die Sehne geknotet. 0 bedeutet die Anfangsspannung, sobald Laufgewicht dort eingehängt. 1—7 die Belastungen durch Anhängen des Laufgewichts.

doppelten Sehne zweimal in Form eines chirurgischen Knotens derart, daß ich zur Schonung der Sehnen nur die Enden stärker anzog, die nicht der Dehnung unterworfen wurden. Das freie Ende knotete ich zum Schluß noch einmal um das Haken und zog dadurch die ganze Knotung energisch an. Ich gewann auf diese Weise an beiden Enden eine Befestigung aus doppelter Sehne, die der Zerreißen weniger ausgesetzt ist als der zu dehnende Teil zwischen den beiden Haken. Als Zeichen der richtigen Knotung kann die Zerreißen der Sehne bei der Maximalbelastung zwischen den beiden Befestigungspunkten angesehen werden. Eine Zerreißen im Knoten

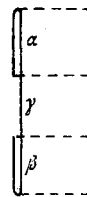


Abb. 2. *α* und *β* werden doppelt um das Haken *h* (Abb. 1) geknotet. *γ* bleibt einfach und ist der Teil der Sehne, welcher der Dehnung unterworfen ist.

selbst deutet immer auf einen Fehler der Technik hin. Bei richtigem Vorgehen habe ich auch niemals Knotendehnungen erlebt, während andere Versuche mit einer einfacheren Knüpfung nicht selten anfängliche Verschiebungen innerhalb des Knotens aufwiesen. Auch die Versuchsanordnungen, die ein Einklemmen der Sehnenenden beabsichtigten, scheiterten an der dadurch entstandenen Schädigung des Gewebes. Meine Methode ist sicherlich auch besser als alle die Maßnahmen, die ein Häkchen in die Substanz der Sehne selbst einführen, da bei stärkerer Belastung infolgedessen Verschiebungen und Zerreißen stattfinden können. Bei dem geringen Querschnitt meiner Sehne war ein derartiges Verfahren auch nicht möglich. Nach Einspannung der Sehne in der Umgebungsflüssigkeit von bestimmter Zusammensetzung wurde der zweite Hebel des Apparates durch Verschiebung des Laufgewichtes mit bestimmten Größenordnungen belastet und dadurch die Dehnung der Sehne vorgenommen.

Einige physikalische Bemerkungen als theoretische Grundlage für das Verständnis der Experimente erscheinen notwendig. Sie schließen sich in der Hauptsache den Grundbegriffen Triepels einer allgemeinen Elastizitäts- und Festigkeitslehre an. Wenn ich mir auch bewußt bin, daß es verschiedenartige theoretische Ansichten über den Begriff der Elastizität gibt, so erscheint es doch ersprißlicher, bei den bereits von Triepel ausgebauten Grundlagen zu verharren, zumal es sich bei meinen Versuchen nicht um absolute Werte, sondern um Differenzen handelt und die Variablen die chemisch-physikalischen Eingriffe bedeuten.

Für den Begriff der Elastizität habe ich mit Triepel die Definition von Wüllner und Wand (18) angenommen: »Elastizität ist diejenige Eigenschaft eines Körpers, auf Grund derer er befähigt ist, äußeren Kräften, die seinen natürlichen Zustand verändern, innere Kräfte entgegenzusetzen, die die Wiederherstellung des natürlichen Zustandes oder wenigstens eine Annäherung an ihn erstreben.« Elastizität deckt sich also hier mit dem Begriff des elastischen Widerstandes. Die Definition steht im Gegensatz zu den Anschauungen, die unter Elastizität nur die Fähigkeit eines Körpers, eine erlittene Formveränderung wieder auszugleichen, verstehen und die Kräfte des Widerstandes diesem Dehnungsprozeß gegenüber vernachlässigen. Da es sich um eine statische Beanspruchung in meinen Versuchen handelt, habe ich als Maß des elastischen Widerstandes den Dehnungsmodul (Youngscher Modul) herangezogen. Der Dehnungsmodul ist gleich demjenigen Gewicht, das einen Stab vom Querschnitt 1 um seine eigene Länge ausdehnen würde, wenn er

nicht zuvor zerrisse. E (Dehnungsmodul) ist $= \frac{\text{Kraft}}{\text{Veränderung}}$. Kraft bedeutet die Spannung $\sigma =$ die durch den Querschnitt der Sehne dividierten Belastungen. Die Veränderung (α) ist gleich der Verlängerung der Längeneinheit, das ist der Quotient aus Verlängerung und der ursprünglichen Länge. Wir haben also für den Dehnungsmodul die Beziehung $\frac{\sigma}{\alpha}$. Bei Dehnungsversuchen an der Mehrzahl

der Stoffe der unbelebten Natur ist der Dehnungsmodul eine konstante Größe, es besteht eine Proportionalität zwischen Spannungen und Verlängerungen (Hookesches Gesetz). Bei der Dehnung lebenden Materials aber sind die Werte des Moduls für die einzelnen Verlängerungen meist verschieden. Sie können eine steigende oder eine fallende Tendenz haben. Berechnen wir für jede durch die Dehnung erzielte Veränderung diesen Dehnungsmodul, so gewinnen wir einen Einblick in die Verhältnisse des elastischen Widerstandes und damit in die Elastizitätsveränderungen der Sehne überhaupt.

Eine »bleibende Veränderung« nach der Dehnung ist im tierischen Körper normaliter wohl ausgeschlossen. Wir müssen a priori bei den Sehnen des tierischen Körpers eine »elastische Vollkommenheit« annehmen. Erhalten wir derartige »bleibende Veränderungen« bei unseren Versuchen, so sind ihre Größen umgekehrt proportional der »elastischen Vollkommenheit«. Es sind also die Werte der bleibenden Veränderung für meine Versuche von besonderem Interesse, da sie in Gemeinschaft mit dem Dehnungsmodul die eigentlichen elastischen Eigenschaften der Sehne zum Ausdruck bringen. Ich habe deshalb den elastischen Rückstand, der bei einem Teil der Dehnungen entstand, gemessen und dieses Maß in den Tabellen unter die Rubrik »bleibende Veränderung« (v_1 und v_2) angeführt. Allerdings ist der elastische Rückstand bei meinen Versuchen nicht einfach gleich zu setzen mit einer echten »bleibenden Veränderung«, da ich meine Dehnungsversuche stets mit einer Anfangsspannung von bestimmter Größe begonnen habe, die auch bei den Entlastungen konstant blieb. Diese Anfangsspannung repräsentiert den physiologischen Tonus des ruhenden Muskels. Sie wurde aber auch durch meine Versuchsanordnung bedingt, bei der es nicht möglich war, die Sehne nach der Dehnung wieder durch horizontale, gewichtslose Lagerung ganz zu entspannen. Es besteht nämlich die Möglichkeit, daß bei einer vollkommenen Entspannung die »bleibende Veränderung« mit der Zeit verschwinden kann, wenn die elastischen Kräfte wieder stark genug sind, den Dehnungseffekt zu überwinden. Ich

muß also die von mir erzielten »bleibenden Veränderungen« nur als ein relatives Maß dafür ansehen, wie stark noch die elastischen Kräfte nach den erfolgten Dehnungen sind, der Anfangsspannung in ähnlicher Weise, wie die ersten Male, zu begegnen. Es zeigte sich bei meinen Versuchen, daß mit der Steigerung der Belastung für die Sehne das Vermögen leidet, diese Anfangsspannung wieder nach Entlastung wie am Anfang auszugleichen. Dieses Vermögen ist nun je nach den von mir angewandten physikalischen und chemischen Eingriffen an der Sehne verschieden, und auf diese Vergleichswerte kommt es mir in erster Linie an. Der Dehnungsmodul, welcher eigentlich nur im Bereich der vollkommenen Elastizität seine Bedeutung hat, gewinnt allerdings einen anderen Charakter, sobald die »Vollkommenheitsgrenze« überschritten ist, wenn also »bleibende Veränderungen« aufgetreten sind. Ich habe ihn trotzdem in derselben Weise berechnet, indem ich die tatsächlich erzielte Dehnung bei jedem Einzelversuch für den Wert α einsetzte und nicht nur die sogenannte »federnde« Dehnung. Dadurch gewann ich auf jeden Fall einen Einblick in den Widerstand der Sehne dehnenden Kräften gegenüber, während ich auf der anderen Seite durch Berechnung des elastischen Rückstandes auch Anhaltspunkte für die Fähigkeit des elastischen Ausgleiches der Veränderung erhielt.

Als Maß für die Zugfestigkeit der Sehne gilt der Quotient aus dem Gewicht, das die Zerreißen herbeiführt, und dem Querschnitt der noch ungedehnten Sehne, also $\sigma_{\max} = \frac{P_{\max}}{q}$.

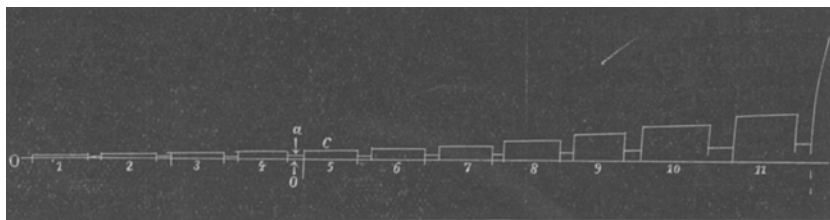
Es gibt zwei Methoden der Belastung. Die sukzessive Belastung, welche darin besteht, den einzelnen Belastungen nach Beobachtung der Effekte ohne Entlastung neue Gewichte hinzuzufügen, und die jeweilige Entlastung zwischen den Einzelversuchen. Ich habe mich, trotzdem ich keine auffälligen Verschiedenheiten des Dehnungsmoduls bei den beiden Methoden beobachten konnte, für die letzte Form des Vorgehens erklärt, weil dadurch die bleibende Veränderung für jede einzelne Belastung festgestellt werden kann.

Zu erwähnen ist noch die Frage der elastischen Nachdehnung. Ich habe ihre individuellen Einwirkungen möglichst dadurch ausgeschaltet, daß ich gleiche Zeiten der Belastungsdauer (2 Minuten) bei allen Versuchen wirken ließ und die Entlastung ebenfalls überall während einer gleichmäßigen Zeitspanne (1 Minute) vornahm. Die Zeitwerte waren durch die Erfahrungen gegeben, daß währenddessen die Dehnungs- und Entlastungseffekte in der Hauptsache ihr Ende erreicht hatten. Die so gewonnenen graphischen Aufzeichnungen

wurden auf ihre tatsächliche Größe reduziert (Hebelgesetze) und liegen den nun folgenden Tabellen zugrunde. In der Mehrzahl wurden der Kontrolle wegen die Versuche wiederholt, bei wichtigen Ergebnissen auch häufiger, um Zufälligkeiten auszuschalten. Es erscheint notwendig, zum Verständnis der Tabellen die Berechnung an Hand einer Kurve (Kurve 1) vorzunehmen.

Die abgebildete Kurve stammt von einem Versuch, der später besprochen werden soll. Hier interessiert nur die Methode der Berechnung. Der Durchmesser der Sehne betrug 0,250 mm, die Länge 22 mm. Die Einzelversuche sind mit den Zahlen 1—11 angegeben. 0 bedeutet die Anfangsspannung, welche bei dieser Sehne

$$= \frac{\text{Gewicht}}{(\text{zylindrischer}) \text{ Querschnitt}} = \frac{0,014 \text{ kg}}{0,0499 \text{ qmm}} = 0,28 \text{ kg/qmm beträgt.}$$



Kurve 1 (verkleinert etwa $\frac{1}{2}$).

Die einzelnen Belastungen werden in derselben Weise auf den Querschnitt der Sehne bezogen, so daß ich z. B. für die Versuche 5 und 6

$$\text{die Spannungen: } \frac{0,054 \text{ kg}}{0,0499 \text{ qmm}} = 1,1 \text{ kg/qmm} \text{ und } \frac{0,062 \text{ kg}}{0,0499 \text{ qmm}} =$$

1,3 kg/qmm erhalte. Zu den Verlängerungen in der Längeneinheit (α)

gelangte ich folgendermaßen: Für den Versuch 5 beträgt die Dehnung auf der Kurve 1,2 mm, gerechnet von dem Niveau a ab (Kurve 1). Diese Größe wird auf den tatsächlichen Wert zurück-

$$\text{geführt, das geschieht an meinem Apparat mit der Formel } \frac{1,2 \times 30}{200} = 0,18 \text{ mm, reduziert auf die Längeneinheit} = \frac{0,18}{22 (\text{Länge})} = 0,00818 \text{ mm.}$$

$$\text{Der Dehnungsmodul } \frac{\sigma}{\alpha} \text{ für den Versuch 5 ist } = \frac{1,1 \text{ kg}}{0,00818} (\text{Spannung}) = 137.$$

Die bleibenden Veränderungen habe ich auf zweifache Weise ausgedrückt. In einer Rubrik (Einzelrückstand = v_2) sind nur die bei dem Einzelversuch entstandenen bleibenden Veränderungen enthalten, während die Werte der anderen Rubrik (Gesamtrückstand = v_1)

die Summe aller elastischen Rückstände auch der vorhergehenden Einzelversuche angeben. Ich gewinne durch diese letzten Zahlen eine bessere Vorstellung von der Höhe des elastischen Rückstandes nach dem Dehnungsprozeß überhaupt. Die Berechnung fand folgendermaßen statt: Zuerst wurde der Gesamtrückstand gemessen, z. B. bei Einzelversuch 4 aus dem Höhenunterschied von der Grundlinie 0 und der Strecke $\alpha = 0,5$ mm, reduziert auf den tatsächlichen

$$\text{Wert} = \frac{0,5 \times 30}{200} = 0,075 \text{ mm, berechnet auf die Längeneinheit} \\ = \frac{0,075}{22} = 0,00341 \text{ mm. Den Einzelrückstand erhielt ich dann}$$

durch die Differenz des Gesamtrückstandes von Einzelversuch 4 mit Einzelversuch 3. Erhielt ich eine derartige bleibende Veränderung wie bei 4, so habe ich, wie schon erwähnt, die Verlängerung bei dem Dehnungsversuch 5 von dem neuen Niveau (α) aus berechnet und nicht von der Grundlinie der Anfangsspannung (0) aus. Gewann ich infolge der Nachdehnung für die Linie c (Einzelversuch 5) keine Horizontale, so nahm ich die Differenz des höchsten Punktes c mit der Linie α als Maß der Dehnungsverlängerung.

Die Versuche.

I. Die frische Sehne in Ringerlösung.

Versuch 1.

Frische Sehne, $\frac{1}{4}$ Stunde¹⁾ in Ringer, 20°, Länge 52 mm, Durchmesser 0,266 mm, Anfangsspannung 0,25 kg/qmm, Zugfestigkeit 5,0 kg/qmm.

Nr.	σ	α	Bleibende Veränderung		$E_1^{4)}$	$E_2^{5)}$
			Gesamt- rückstand ²⁾	Einzel- rückstand ³⁾		
1	0,4	0,00230	—	—	173	173
2	0,53	0,00288	—	—	183	183
3	0,7	0,00432	—	—	161	161
4	0,82	0,00577	—	—	142	142
5	0,97	0,00643	0,00079	0,00079	152	152
6	1,1	0,00865	0,00227	0,00148	126	153

1) Die Zeitangabe bedeutet jeweils die Lagerung der Sehne in der Umgebungsflüssigkeit vor dem Versuch. Während des Versuches befindet sich in allen Fällen die Sehne in derselben Lösung.

2) Abgekürzt v_1 .

3) Abgekürzt v_2 .

4) Dehnungsmodul.

5) Dehnungsmodul nur für den »federnden« Teil der Dehnung.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E_1	E_2
7	1,3	0,01000	0,00317	0,00090	129	142
8	1,7	0,01290	0,00417	0,00100	132	142
9	1,9	0,02072	0,00524	0,00107	92	102
10	2,5	0,02890	0,00771	0,00247	87	95
11	2,7	0,03430	0,01101	0,00330	78	87
12	3,0	0,04034	0,01441	0,00340	74	82
13	3,4	0,05060	0,01799	0,00358	67	73
14	4,1	0,06375	0,02248	0,00449	64	67
15	5,0	gerissen.				

Versuch 2.

FrISChe Sehne, $\frac{1}{4}$ Stunde in Ringer, 20° , Länge 18 mm, Durchmesser 0,250 mm, Anfangsspannung 0,28 kg/qmm, Zugfestigkeit 4,1 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,45	0,00211	—	—	213
2	0,61	0,00416	—	—	146
3	0,8	0,00666	—	—	120
4	0,94	0,00835	0,00110	0,00110	112
5	1,1	0,01000	0,00311	0,00201	110
6	1,3	0,01250	0,00416	0,00150	104
7	1,6	0,01667	0,00654	0,00238	96
8	2,0	0,02333	0,00835	0,00181	90
9	2,4	0,02898	0,01250	0,00415	93
10	2,8	0,04167	0,01720	0,00470	67
11	3,2	0,05278	0,02333	0,00613	60
12	3,6	0,07683	0,02533	0,00200	42
13	4,1	gerissen.			

Versuch 3.

FrISChe Sehne, $\frac{1}{4}$ Stunde Ringer, 22° , Länge 20 mm, Durchmesser 0,200 mm, Anfangsspannung 0,4 kg/qmm, Zugfestigkeit 3,7 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,7	0,00375	—	—	186
2	0,95	0,00558	—	—	170
3	1,2	0,00750	0,00075	0,00075	160
4	1,5	0,00900	0,00225	0,00150	166
5	1,7	0,01125	0,00450	0,00225	151
6	1,9	0,01500	0,00750	0,00300	126
7	2,4	0,02250	0,01120	0,00370	106
8	3,0	0,04500	0,01875	0,00655	66
9	3,7	gerissen.			

Betrachtung. Der Dehnungsmodul der frischen Rattensehne ist weit davon entfernt eine konstante Größe zu sein. Die Dehnungskurve ist also keine gerade Linie, das Hookesche Proportionalitätsgesetz zwischen Spannungen und Verlängerungen hat keine Gültigkeit. Die Werte des Dehnungsmoduls nehmen dagegen mit wachsender Belastung ab, d. h., daß die Dehnbarkeit der Sehne schneller zunimmt als ihre Belastung. Diese Ergebnisse stehen mit den Versuchen Triepels an der menschlichen Sehne im Gegensatz, der ein Anwachsen der Modulwerte beobachtet hat. Mein gegensätzlicher Befund ist nur zu einem geringen Teil auf das Auftreten der bleibenden Veränderung zu beziehen, da die Abnahme des Moduls auch innerhalb der vollkommenen Elastizität deutlich ist. Um die eventuelle Einwirkung der bleibenden Veränderung auf den Dehnungsmodul auszuschalten, habe ich noch bei Versuch 1 seinen Wert nur für den »federnden« Teil der Dehnung (E_2) berechnet (α -Einzelrückstand). Der Abfall der Modulwerte ist aber auch dann sehr deutlich. W. Wundt(19) hat in seinen Versuchen an Kalbssehnen nach einer Berechnung Triepels den gleichen abnehmenden Charakter des Modulganges gefunden, wie ich bei der Rattensehne. Auch Triepel macht dieselbe Beobachtung bei der glatten Muskulatur des Rindes. Auf die Nachdehnung kann die Abnahme des Moduls, wie Triepel meint, auch nicht allein zurückgeführt werden, da sie bereits bei den ersten Versuchen auftritt, bei der eine Nachdehnung nach dem Kurvengang (horizontal) ausgeschlossen ist. Neben der individuellen Verschiedenheit der tierischen Sehne gegenüber der des Menschen mag aber bei dem Ergebnis meiner Experimente die völlige Vermeidung der Austrocknung eine Rolle spielen, während die Methode Triepels(16) mir nicht genügend Gewähr dafür bietet, daß Austrocknungserscheinungen ausgeschaltet werden können. Die Sehnensubstanz neigt außerordentlich stark zur Austrocknung. Versuche von mir haben gezeigt, daß ein einfaches Anfräufeln von physiologischer Kochsalzlösung, wie es Triepel(16) getan hat, nicht genügt, die Erscheinungen ganz abzustellen. Auf der anderen Seite fand ich bei der getrockneten Sehne (Versuch 4) Werte des Dehnungsmoduls, welche die Tendenz hatten bei stärkerer Dehnung wieder anzusteigen. Bei Vergleich der drei Versuche an der frischen Sehne fällt eine ziemliche Übereinstimmung in allen Werten auf. Die zu den einzelnen Spannungen gehörenden Verlängerungen, die Elastizitätsbreite, die Höhe des Moduls, die Werte der bleibenden Veränderungen und die Zugfestigkeit weichen nur in geringer Breite ab. Die Differenzen sind derartig, wie es bei Dehnungsversuchen mit

- lebendem Material zu erwarten ist, zumal die Sehnen verschiedener Individuen benutzt wurden. Wir können bei der Gleichförmigkeit der Befunde diese Werte als charakteristisch für die Dehnung der frischen Sehne in Ringerlösung ansehen.

Danach ist der Dehnungsmodul der Sehne im Verhältnis zu den Dehnungseffekten sehr hoch, besonders innerhalb der vollkommenen Elastizität. Die Elastizitätsgrenze liegt ungefähr bei 1 kg/qmm, die Elastizitätsbreite ist also nicht sehr groß, wenn wir die bleibenden Veränderungen, wie es hier geschieht, bereits von der dritten Dezimale an zählen. Die Dehnungsfähigkeit der Sehne beträgt innerhalb der vollkommenen Elastizität bis über $\frac{1}{2}\%$ der Länge. Bei Überschreiten der Elastizitätsgrenze wächst sie weiter an und erhält gegen Ende den Wert von 4—7%. Die Größe und Schnelligkeit des Anwachsens der Veränderung gegen Ende hängt wahrscheinlich mit dem Auftreten größerer Nachdehnungserscheinungen zusammen. Die elastischen Einzelrückstände sind anfänglich sehr gering. Sie betragen beim Auftreten etwa $\frac{1}{8}$ — $\frac{1}{10}$ der Veränderung selbst und wachsen dann ganz allmählich an, ziemlich parallel mit der Größe der Dehnungen selbst, so daß sie gegen Ende ungefähr in demselben Verhältnis zu α stehen wie anfänglich. Der letzte Versuch kurz vor der Zerreißung wird am besten bei der Betrachtung ausgeschieden. Der Gesamtrückstand hat bei allen drei Versuchen eine gut übereinstimmende Höhe, sein Wert beträgt nach einer Spannung von 1,5 kg z. B. weit unterhalb der Hälfte der zugehörigen letzten Dehnung. Das Auftreten der bleibenden Veränderung mit den anfänglichen sehr niedrigen Werten gibt uns, wie schon erwähnt, keinen sicheren Aufschluß über die tatsächliche Elastizitätsbreite der Sehne im Organismus. Sie wird voraussichtlich dort größer sein als in meinen Versuchen, da ich während der Dehnung die Sehne niemals gewichtslos entspannt und auf eine Ausgleichung des elastischen Rückstands in diesem Zustande gewartet habe. Als Vergleichswert dagegen genügt mein Anhaltspunkt. Die Zugfestigkeit der frischen Sehne schwankt zwischen 3,7—5,0 kg/qmm. Sie ist also ziemlich erheblich entfernt von der Elastizitätsgrenze.

II. Die getrocknete Sehne.

Betrachtung. Bei der Trocknung verändert sich am stärksten der Wert für die Zugfestigkeit, der bis zu 13 kg/qmm ansteigt. Die Größe der Dehnung bei den einzelnen Spannungen ist im Verhältnis zu der frischen Sehne in der Ringerlösung etwas geringer, die getrocknete Sehne hat also eine verminderte Dehnungsfähigkeit. Die

Versuch 4.

Getrocknete Sehne, 6 Stunden alt, 2 Stunden zum Trocknen aufgehängt, Länge 24 mm, Durchmesser 0,233 mm (vor! der Trocknung), Anfangsspannung 0,33 kg/qmm, Zugfestigkeit 13 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,52	0,00312	—	—	166
2	0,7	0,00500	—	—	140
3	0,9	0,00625	0,00158	0,00158	144
4	1,1	0,00937	0,00298	0,00140	117
5	1,3	0,01082	0,00450	0,00152	120
6	1,46	0,01250	0,00615	0,00165	117
7	1,78	0,01734	0,00920	0,00305	105
8	2,2	0,01875	0,01402	0,00482	117
9	2,7	0,02500	0,02156	0,00754	108
10	3,2	0,02791	0,02566	0,00410	114
11	3,6	0,03125	0,03125	0,00559	115
12	4,0	0,03619	0,03550	0,00240	118
13	4,7	0,03750	0,03610	0,00260	125
14	5,4	0,03959	0,03735	0,00125	136
15	6,1	0,04375	0,03837	0,00102	139
16	7,0	0,04667	0,03943	0,00106	150
17	7,8	0,05625	0,04232	0,00289	139
18	9,5	0,06250	0,04573	0,00341	152
19	10,5	0,06875	0,04984	0,00411	153
20	11,3	0,07759	0,05590	0,00610	146
21	13	gerissen.			

Elastizitätsgrenze liegt aber ungefähr bei derselben Spannung, die auftretenden bleibenden Veränderungen haben im allgemeinen ein ähnliches Verhältnis zur Dehnungsgröße wie bei der frischen Sehne. Ein Ausdruck der verringerten Dehnungsfähigkeit ist der Dehnungsmodul, der bis zur Zerreißung sehr hoch bleibt und gerade auch gegen Ende ein Anwachsen zeigt. Der Modulgang der getrockneten Sehne bietet also eine charakteristische Verschiedenheit von dem der frischen.

III. Temperatureinflüsse.

Versuch 5.

Frische Sehne, Ringer, 30°, Länge 16 mm, Durchmesser 0,250 mm, Anfangsspannung 0,28 kg/qmm, Zugfestigkeit 4,7 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,45	0,00700	0,00472	0,00472	64
2	0,61	0,00737	0,01172	0,00700	65

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
3	0,8	0,01124	0,01640	0,00468	69
4	0,94	0,01405	0,02108	0,00468	66
5	1,1	0,01623	0,02576	0,00468	67
6	1,3	0,01879	0,03044	0,00468	69
7	1,6	0,02347	0,03744	0,00700	68
8	2,0	0,03250	0,04444	0,00700	61
9	2,4	0,03750	0,04781	0,00337	63
10	2,8	0,04683	0,05516	0,00735	59
11	3,2	0,05627	0,06453	0,00937	57
12	3,6	0,06563	0,08390	0,00937	55
13	4,1	0,10300	0,10265	0,01875	39

Versuch 6.

Frische Sehne, Ringer, 34°, Länge 19 mm, Durchmesser 0,283 mm, Anfangsspannung 0,2 kg/qmm, Zugfestigkeit 2,1 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,35	0,00789	0,00236	0,00236	44
2	0,48	0,01185	0,01183	0,00947	40
3	0,6	0,01334	0,02130	0,00947	44
4	0,73	0,01579	0,02919	0,00789	46
5	0,86	0,01579	0,03234	0,00315	54
6	0,99	0,01735	0,03707	0,00473	57
7	1,2	0,02218	0,04496	0,00789	54
8	1,5	0,03158	0,05443	0,00947	47
9	1,8	0,03536	0,06390	0,00947	51
10	2,1	gerissen.			

Versuch 7.

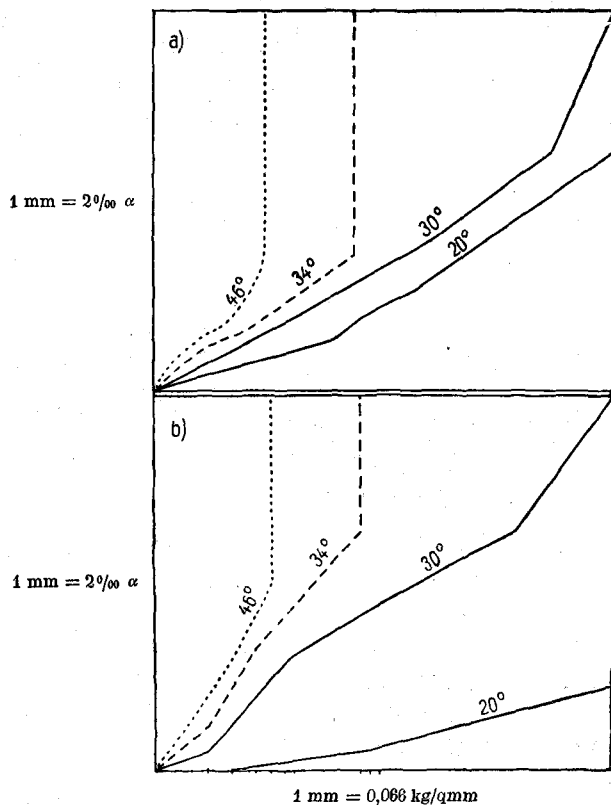
Frische Sehne, Ringer, 37°, Länge 16 mm, Durchmesser 0,233 mm, Anfangsspannung 0,33 kg/qmm, Zugfestigkeit 1,78 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,52	0,00937	0,00750	0,00750	55
2	0,7	0,01875	0,01689	0,00939	37
3	0,9	0,01875	0,01916	0,00237	48
4	1,1	0,02062	0,02672	0,00756	53
5	1,3	0,02349	0,02953	0,00281	55
6	1,46	0,02812	0,03892	0,00939	53
7	1,78	gerissen.			

Versuch 8.

FrISChe Sehne, $\frac{1}{4}$ Stunde in Ringer, 46° , Länge 19 mm, Durchmesser 0,300 mm, Anfangsspannung 0,2 kg/qmm, Zugfestigkeit 1,35 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,3	0,00789	0,00631	0,00631	38
2	0,42	0,01185	0,01731	0,01100	35
3	0,53	0,01369	0,02320	0,00589	38
4	0,65	0,01580	0,02909	0,00589	40
5	0,76	0,01976	0,03619	0,00710	38
6	0,87	0,02361	0,04329	0,00710	36
7	1,0	0,03159	0,05052	0,01723	31
8	1,35	gerissen.			



Kurve 2. Dehnungskurven bei den Versuchen 1, 5, 6 und 8. α Dehnungskurve.
 b die bleibenden Veränderungen (Gesamtrückstand).

Versuch 9.

FrISChe Sehne, Ringer, 65°. Sehne verkürzt sich stark, quillt auf, wird glasig durchscheinend, und zerreißt sofort beim ersten Dehnungsversuch.

Betrachtung. Schon die Erwärmung der Ringerlösung auf 30° (Versuch 5) läßt die Zone der elastischen Vollkommenheit bei der Dehnung verschwinden. Die Dehnbarkeit der Sehne ist bedeutend größer, der Elastizitätsmodul dementsprechend für die einzelnen Dehnungseffekte geringer als bei der Sehne in einer Ringerlösung von 20°. Vergleichen wir bei gleicher Spannung die Größen der Dehnungen in Versuch 1 und 5, z. B. bei der Spannung 1,1 kg, so erhalten wir bei 5 ungefähr das Doppelte der Dehnungswerte. Für den Dehnungsmodul fällt eine gewisse Konstanz auf im Sinne des Proportionalitätsgesetzes zwischen Spannung und Dehnung. Die bleibenden Veränderungen setzen schon sofort mit Beginn der Dehnung ein, mit hohen Werten für die Einzelrückstände. Der Gesamtrückstand ist infolgedessen bei derselben Spannungszahl besonders hoch (bei 2 kg z. B. 5mal so groß als in Versuch 1). Wir beobachten also zweifellos schon bei diesem Grad der Erwärmung eine erhebliche Schädigung der elastischen Vollkommenheit der Sehne, verbunden mit größerer Dehnbarkeit. Die Zugfestigkeit hat noch nicht gelitten. Diese Erscheinungen der Schädigung steigern sich aber schrittweise mit der Erhöhung der Temperatur der Umgebungsflüssigkeit. Mit Erwärmung der Ringerlösung auf 34, 37 und 46° sinken die Werte des Dehnungsmoduls, die Dehnungen bei den einzelnen Spannungen vergrößern sich und mit ihnen die bleibende Veränderung (Kurve 2). Wir gelangen mit der Zeit sogar zu Gesamtrückständen, die fast das Doppelte der Einzeldehnung ausmachen. Auch die Zugfestigkeit nimmt parallel mit der Erwärmung erheblich ab. Bei 65° schrumpft die Sehne hochgradig, quillt sichtbar auf, wird glasig durchscheinend und zerreißt sofort bei dem ersten Versuch. Engelmann (4, 5) erklärt diese plötzlich und deutlich eintretende Erscheinung durch die Annahme einer intrafibrillären Wasserverschiebung, da sie nicht an eine Wasseraufnahme von außen gebunden ist, Hermann (8) dagegen vertritt die Auffassung einer Hitzezerinnung des Eiweißkörpers.

Da diese thermischen Einwirkungen auf die Rattenschwanzsehne schon bei 30° C ausgeprägt sind, müssen wir annehmen, daß das Optimum der Temperatur der Sehne innerhalb des lebenden Tieres ziemlich unterhalb dieser Zahl liegt. Ich habe deshalb für meine Versuche das Temperaturoptimum der Umgebungsflüssigkeit zwischen

20 und 25° gelegt. Bei der oberflächlichen Lage der Sehne und dem geringen Blutreichtum ihrer Umgebung erscheint die Annahme auch für die Sehne im lebenden Tiere berechtigt.

IV. Einwirkungen der Zeitdauer außerhalb des lebenden Körpers.

Versuch 10.

Sehne, 6 Stunden alt, Ringer, 20°, Länge 23,5 mm, Durchmesser 0,266 mm, Anfangsspannung 0,25 kg/qmm, Zugfestigkeit 3,4 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,4	0,00419	—	—	95
2	0,53	0,00638	—	—	85
3	0,7	0,01106	0,00103	0,00103	63
4	0,82	0,01276	0,00319	0,00216	64
5	0,97	0,01411	0,00638	0,00319	68
6	1,1	0,01795	0,00955	0,00317	61
7	1,3	0,02053	0,01431	0,00476	63
8	1,7	0,02722	0,02069	0,00638	62
9	1,9	0,03830	0,02707	0,00638	50
10	2,5	0,04478	0,03664	0,00957	56
11	2,7	0,05105	0,04621	0,00957	53
12	3,0	0,05744	0,05833	0,01212	62
13	3,4	gerissen.			

Versuch 11.

Sehne, 30 Stunden alt, Ringer, 20°, Länge 23 mm, Durchmesser 0,366 mm, Anfangsspannung 0,13 kg/qmm, Zugfestigkeit 3,1 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,20	0,00521	0,00130	0,00130	38
2	0,31	0,00652	0,00326	0,00196	47
3	0,36	0,00652	0,00656	0,00330	55
4	0,45	0,00978	0,00982	0,00326	44
5	0,51	0,01234	0,01304	0,00322	45
6	0,59	0,01304	0,01654	0,00350	46
7	0,71	0,01955	0,02100	0,00450	36
8	0,91	0,02083	0,02600	0,00500	43
9	1,1	0,02852	0,03191	0,00591	38
10	1,3	0,03261	0,03791	0,00601	39
11	1,48	0,03261	0,04395	0,00604	45
12	1,65	0,03193	0,05189	0,00804	42
13	1,9	0,04565	0,05894	0,00705	41
14	2,19	0,05530	0,06700	0,00900	39
15	2,6	0,10400	0,07657	0,00957	24
16	3,1	gerissen.			

Betrachtung. 10 und 11 stellen Versuche dar, welche die Einwirkung der Zeitdauer auf die Funktion der Sehne beleuchten, während diese vom lebenden Körper getrennt in Ringerlösung aufbewahrt wurde. Die 6 Stunden in Ringerlösung gelagerte Sehne hat eine im Vergleich zur frischen geringere Elastizitätsbreite. Der Dehnungsmodul ist ebenfalls deutlich herabgesetzt für die zugehörigen Verlängerungen. Die Dehnbarkeit ist für die gleichen Spannungen größer. Die bleibenden Veränderungen wachsen schneller an und haben bei den Einzelversuchen etwa den doppelten Wert wie bei den Vergleichssehnen. Der Gesamtrückstand ist infolgedessen auch etwa 2mal so groß und erreicht mit den letzten Dehnungen fast die Länge der Einzeldehnung selbst. Die Zugfestigkeit hat noch nicht deutlich gelitten. Nach 30 Stunden verliert die Sehne die Zone der elastischen Vollkommenheit ganz, die Modulwerte verringern sich und erhalten eine ähnliche Konstanz wie bei der thermischen Einwirkung. Im Verhältnis zur frischen Sehne (Versuch 1) beobachten wir z. B. hier für eine Spannung von 1,9 kg die doppelte Dehnbarkeit, einen Einzelrückstand der fast 7mal größer ist, und einen 10fachen Gesamtrückstand, der die Größen der Einzeldehnung schon übertrifft.

Wir müssen aus dieser hochgradigen Veränderung schließen, daß der frischen Sehne ein gewisser Stoffwechsel zukommt, dessen Optimum nach 6 Stunden bereits überschritten ist. Nach 24 Stunden sind die entstandenen Schädigungen schwer.

V. Einwirkungen der Hypotonie.

Versuch 12.

Frische Sehne, 1 Stunde in destilliertem Wasser, 20°, Länge 22 mm, Durchmesser 0,250 mm (nach Lagerung in destilliertem Wasser 0,320 mm), Anfangsspannung 0,28 kg/qmm, Zugfestigkeit 3,6 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,45	0,00136	—	—	262
2	0,61	0,00340	0,00068	0,00068	179
3	0,8	0,00508	0,00168	0,00100	157
4	0,94	0,00689	0,00341	0,00173	136
5	1,1	0,00818	0,00509	0,00168	137
6	1,3	0,01182	0,00682	0,00173	110
7	1,6	0,01363	0,00818	0,00136	117
8	2,0	0,02055	0,01363	0,00545	98
9	2,4	0,02727	0,01707	0,00344	88
10	2,8	0,04091	0,02055	0,00348	68
11	3,2	0,05085	0,02727	0,00672	63
12	3,6	gerissen.			

Versuch 13.

6 Stunden alte Sehne, 6 Stunden in destilliertem Wasser, 20°, Länge 22 mm, Durchmesser 0,300 mm (nach Lagerung in destilliertem Wasser 0,450 mm), Anfangsspannung 0,2 kg/qmm, Zugfestigkeit 3,2 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,31	0,00341	0,00060	0,00060	90
2	0,42	0,00546	0,00120	0,00060	77
3	0,53	0,00818	0,00340	0,00220	65
4	0,65	0,01023	0,00508	0,00168	64
5	0,76	0,01182	0,00689	0,00181	65
6	0,87	0,01500	0,00818	0,00129	58
7	1,0	0,01707	0,01100	0,00287	59
8	1,35	0,02364	0,01530	0,00430	57
9	1,6	0,03045	0,02041	0,00511	52
10	1,9	0,03400	0,02360	0,00319	56
11	2,1	0,04314	0,02690	0,00330	49
12	2,4	0,05454	0,03040	0,00350	44
13	2,8	0,07137	0,03820	0,00780	40
14	3,2	gerissen.			

Versuch 14.

6 Stunden alte Sehne, 0,08%ige NaCl (3 Stunden), 20°, Länge 10 mm, Durchmesser 0,300 mm, Anfangsspannung 0,20 kg/qmm, Zugfestigkeit 3,9 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,31	0,00380	0,00090	0,00090	82
2	0,42	0,00600	0,00190	0,00100	70
3	0,53	0,00900	0,00310	0,00120	59
4	0,65	0,01120	0,00460	0,00150	46
5	0,76	0,01633	0,00710	0,00250	48
6	0,87	0,01888	0,01100	0,00390	46
7	1,0	0,01888	0,01300	0,00200	52
8	1,35	0,02641	0,01600	0,00300	51
9	1,6	0,02832	0,01800	0,00200	56
10	1,8	0,03766	0,02160	0,00350	50
11	2,1	0,04216	0,02575	0,00415	50
12	2,4	0,05161	0,03007	0,00432	47
13	2,8	0,05799	0,03649	0,00642	47
14	3,2	0,07994	0,04380	0,00731	40
15	3,9	gerissen.			

Betrachtung. Die Einwirkungen maximaler Hypotonie (destilliertes Wasser) auf die frische Sehne geben ein charakteristisches Bild. Wir erhalten eine deutliche Verschmälerung der Zone der vollkommenen Elastizität, die Werte aber des Dehnungsmoduls sind nicht

herabgesetzt, und die bleibenden Veränderungen, wenn sie auch früh auftreten, sind in ihrer Größe für die Einzelversuche nicht sehr verschieden. Der Gesamtrückstand liegt an der oberen Grenze des normalen Verhaltens. Ist die Sehne 6 Stunden lang in destilliertem Wasser, so verliert sie die Fähigkeit des vollkommen elastischen Ausgleichs schon bei der ersten Dehnung, im Gegensatz zu der Sehne in Ringerlösung. Die übrigen Faktoren dagegen der Sehnenfunktion ändern sich kaum im Verhältnis zu dem Parallelversuch (10).

Der Versuch mit der stark hypotonischen NaCl-Lösung (14) stimmt ganz mit der Wirkung des destillierten Wassers überein.

VI. Einwirkungen der Hypertonie.

Versuch 15.

6 Stunden alte Sehne in 5%iger NaCl-Lösung (3 Stunden), 20°, Länge 12 mm, Durchmesser 0,233 mm, Anfangsspannung 0,33 kg/qmm, Zugfestigkeit 3,20 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,52	0,00625	0,00125	0,00125	83
2	0,7	0,01248	0,00316	0,00191	56
3	0,9	0,01875	0,00625	0,00309	48
4	1,1	0,02500	0,00935	0,00310	44
5	1,3	0,02788	0,01249	0,00314	48
6	1,46	0,03750	0,01875	0,00626	38
7	1,78	0,05000	0,02167	0,00292	36
8	2,2	0,06833	0,03500	0,01333	32
9	2,7	0,12250	0,05000	0,01500	22
10	3,2	gerissen.			

Versuch 16.

6 Stunden alte Sehne in 10%iger NaCl-Lösung (3 Stunden), 20°, Länge 10 mm, Durchmesser 0,316 mm, Anfangsspannung 0,18 kg/qmm, Zugfestigkeit 2,65 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,29	0,00380	0,00380	0,00380	76
2	0,39	0,00750	0,00750	0,00370	52
3	0,5	0,01200	0,01200	0,00450	42
4	0,61	0,01800	0,01800	0,00600	34
5	0,72	0,01800	0,02250	0,00450	40
6	0,82	0,01800	0,02600	0,00350	57
7	0,99	0,02250	0,03300	0,00900	43
8	1,2	0,03750	0,04298	0,00998	32
9	1,55	0,05200	0,06000	0,01702	30

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
10	1,8	0,06000	0,07500	0,01500	30
11	2,0	0,07500	0,09000	0,01500	27
12	2,2	0,08200	0,10500	0,01500	27
13	2,65	gerissen.			

Betrachtung. Hypertonie in Form einer 5%igen NaCl-Lösung setzt den Elastizitätsmodul für die einzelnen Dehnungen herab. Die bleibende Veränderung setzt sofort ein, es fehlt also ganz die elastische Vollkommenheit. Die Größe der elastischen Rückstände sind im Verhältnis zu dem Parallelversuch in Ringerlösung (10) nicht besonders verschieden. Das Bild ändert sich aber bei der 10%igen NaCl-Lösung. Hier stehen dann neben der Herabsetzung der Modulwerte der hohe elastische Einzelrückstand wie der Gesamtrückstand im Vordergrund bei beträchtlich herabgesetzter Zugfestigkeit. Wir haben z. B. für die Spannung 2,0 im Versuch 16 im Vergleich zu Versuch 10 einen um das Doppelte gesteigerten Dehnungseffekt, einen um die Hälfte herabgesetzten Elastizitätsmodul, einen $2\frac{1}{2}$ mal so großen Einzelrückstand und einen über 3fachen Gesamtrückstand, der die Größe der Einzeldehnung weit übertrifft.

VII. Die isotonische Umgebungsflüssigkeit.

Versuch 17.

Frische Sehne in 8%iger Zuckerlösung, 20°, Länge 28,5 mm, Durchmesser 0,300 mm, Anfangsspannung 0,2 kg/qmm, Zugfestigkeit 4,7 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,31	0,00133	—	—	232
2	0,42	0,00393	—	—	105
3	0,53	0,00526	—	—	100
4	0,65	0,00631	—	—	103
5	0,76	0,00736	—	—	103
6	0,87	0,00789	0,00163	0,00163	110
7	1,0	0,00912	0,00382	0,00219	109
8	1,35	0,01055	0,00470	0,00088	126
9	1,6	0,01156	0,00526	0,00056	139
10	1,9	0,01317	0,00640	0,00114	143
11	2,1	0,02105	0,00789	0,00149	99
12	2,4	0,02627	0,00870	0,00081	91
13	2,8	0,03158	0,00930	0,00060	88
14	3,2	0,03933	0,01053	0,00123	82
15	3,97	0,05793	0,01305	0,00252	68
16	4,7	gerissen.			

Versuch 18.

6 Stunden alte Sehne in 8%iger Zuckerlösung (6 Stunden), 20°, Länge 28 mm, Durchmesser 0,033 mm, Anfangsspannung 0,16 kg/qmm, Zugfestigkeit 3,3 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,25	0,00268	—	—	93
2	0,35	0,00536	—	—	65
3	0,45	0,00643	0,00103	0,00103	70
4	0,53	0,00804	0,00268	0,00165	66
5	0,68	0,00929	0,00536	0,00268	67
6	0,72	0,01071	0,00643	0,00107	67
7	0,87	0,01187	0,00821	0,00178	73
8	1,1	0,01500	0,00934	0,00113	73
9	1,3	0,01857	0,01071	0,00137	70
10	1,5	0,02679	0,01290	0,00229	56
11	1,8	0,03214	0,01607	0,00310	56
12	2,0	0,03750	0,01982	0,00375	53
13	2,3	0,04810	0,02210	0,00228	48
14	2,7	0,06428	0,02679	0,00469	42
15	3,3	gerissen.			

Betrachtung. Die frische Sehne (17) in isotonischer Zuckerlösung verhält sich bei der Dehnung sehr übereinstimmend mit der Sehne in Ringerlösung. Wir haben in allen Faktoren also ein normales Bild der Sehnenfunktion. Aber auch die 6 Stunden lang in isotonischer Lösung gelagerte Sehne (18) hat eine außerordentliche Übereinstimmung der Werte mit Versuch 10, so daß damit die gleichartige Wirkung von Ringerlösung und isotonischer Zuckerlösung auf die Sehne bewiesen ist. Die Ringerlösung hat also für die Sehne ihren günstigen Einfluß durch den isotonischen Charakter und nicht durch die Qualität der in ihr enthaltenen Salze.

VIII. Die Sehne in saurer Umgebung.

Versuch 19.

Frische Sehne, Salzsäure 1/30000 normal (1 Stunde), 20°, Länge 18 mm, Durchmesser 0,216 mm, Anfangsspannung 0,37 kg/qmm, Zugfestigkeit 3,6 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,59	0,01243	0,00833	0,00833	47
2	0,8	0,02341	0,03333	0,02500	34
3	1,0	0,04553	0,05891	0,02558	22
4	1,2	0,02500	0,07055	0,01164	49
5	1,4	0,02500	0,08056	0,01001	58

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
6	1,66	0,02500	0,08330	0,00274	66
7	2,0	0,03207	0,08720	0,00390	63
8	2,5	0,04165	0,08916	0,00196	61
9	3,1	0,05831	0,09556	0,00640	53
10	3,6	gerissen.			

Versuch 20.

FrISChe Sehne, Salzsäure 1/10000 normal (1 Stunde), 20°, Länge 22,5 mm, Durchmesser 0,266 mm, Anfangsspannung 0,25 kg/qmm, Zugfestigkeit 0,97 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,4	0,00665	0,00523	0,00523	60
2	0,53	0,01330	0,01430	0,00907	40
3	0,7	0,02000	0,02015	0,00585	35
4	0,82	0,03333	0,03121	0,01106	24
5	0,97	gerissen.			

Versuch 21.

FrISChe Sehne, Salzsäure 1/5000 normal (1 Stunde), 20°, Länge 24 mm, Durchmesser 0,266 mm, Sehne quillt hochgradig, wird glasig, ohne Glanz, zerreißt sofort bei Versuch der Dehnung.

Versuch 22.

Sehne 24 Stunden alt, Salzsäure 1/10000 normal (24 Stunden), 20°, Länge 20 mm, Durchmesser 0,216 mm, Sehne wird hochgradig verdickt, fast durchsichtig und zerreißt bei Versuch der Dehnung sofort.

Versuch 23.

Sehne 24 Stunden alt, Essigsäure 1/10000 normal (24 Stunden), 20°, Länge 13 mm, Durchmesser 0,233 mm, Anfangsspannung 0,33 kg/qmm, Zugfestigkeit 3,6 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,52	0,00323	0,00577	0,00577	56
2	0,7	0,01153	0,00861	0,00284	60
3	0,9	0,01730	0,01154	0,00293	52
4	1,0	0,02301	0,01731	0,00577	47
5	1,3	0,02301	0,02301	0,00579	56
6	1,46	0,02537	0,02897	0,00587	57
7	1,78	0,03231	0,03462	0,00565	55
8	2,2	0,05154	0,04620	0,01158	41
9	2,7	0,16150	0,12800	0,07180	16
10	3,2	0,20153	0,26530	0,13730	15
11	3,6	gerissen.			

Versuch 24.

Frische Sehne, Essigsäure 1/4000 normal (1 Stunde), 20°, Länge 20 mm, Durchmesser 0,266 mm, Anfangsspannung 0,25 kg/qmm, Zugfestigkeit 0,53 kg/qmm.

Nr.	σ	α	E
1	0,4	0,01870	26
2	0,53	gerissen.	

Sehne glasig gequollen, Verlust des Glanzes, durchscheinend.

Versuch 25.

Sehne 24 Stunden alt, Essigsäure 1/2000 (24 Stunden), 20°, Länge 15 mm, Durchmesser 0,266 mm, starke Veränderung der Sehne, glasiges Aussehen, hochgradige Verdickung, Zerreißung sofort bei Versuch der Dehnung.

Versuch 26.

Sehne frisch, Salizylsäure 1/10000 normal (1 Stunde), 20°, Länge 20 mm, Durchmesser 0,200 mm, Anfangsspannung 0,44 kg/qmm, Zugfestigkeit 3,7 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,7	0,00900	0,00750	0,00750	77
2	0,95	0,01125	0,01125	0,00375	84
3	1,2	0,01300	0,01500	0,00375	92
4	1,5	0,01498	0,01876	0,00375	98
5	1,7	0,01878	0,02250	0,00375	90
6	1,9	0,02500	0,03000	0,00350	87
7	2,4	0,04100	0,04500	0,01500	58
8	3,0	0,08600	0,07500	0,03000	34
9	3,7	gerissen.			

Versuch 27.

Sehne frisch, Salizylsäure 1/1000 normal (1 Stunde), 20°, Länge 22 mm, Durchmesser 0,266 mm, enorme Quellung, Verkürzung, glasiges Aussehen, Dehnungsversuch nicht möglich.

Betrachtung. Hochgradige Verdünnungen der Salzsäure hatten eine außerordentlich starke Wirkung auf die Funktion der Sehnen. Bei einer Konzentration von 1/30000 normal (19), die vor dem Versuch auf die Sehne 1 Stunde wirkte, erhielten wir stärkere Schädigungen, die sich in der bekannten Weise durch die geringen Werte des Dehnungsmoduls und durch die hohen bleibenden Veränderungen äußerten. Die elastische Vollkommenheit war von Anfang an hochgradig geschädigt. Die Zugfestigkeit dagegen blieb noch unberührt.

Die von v. Ebner beobachtete Erscheinung, daß die durch verdünnte Säureeinwirkung geschrumpfte Sehne sich anfangs dehnen ließe, ohne Elastizität zu zeigen, daß aber, nachdem die ursprüngliche Länge erreicht wurde, wieder merkliche, wenn auch verminderte Elastizität auftrat, gibt Versuch 19 gut wieder. Wir sehen hier in der Mitte des Versuches die Modulwerte ansteigen und sehr auffallend auch die Einzelrückstände wieder geringer werden. Mit einer stärkeren Konzentration der Salzsäure auf 1/10000 normal (20) steigert sich auch die Schädigung ganz besonders in bezug auf die Zugfestigkeit. Die Sehne verändert sich auch äußerlich, verliert ihren Glanz und wird bei hochgradiger Verdickung, um das 10fache, durchscheinend. Bei einer Lösung von 1/5000 normal ist ein Dehnungsversuch infolge der starken Veränderung der Sehne gar nicht mehr möglich. Wie das Zeitmoment bei dem Effekt der Säure eine große Rolle spielt, zeigt Versuch 22, bei dem nach 24 stündiger Einwirkung von 1/10000 Normalsalzsäure die Sehne hochgradig gequollen ist, sich bis auf 1 cm Durchmesser verdickt und so durchscheinend wird, daß sie nur mit Mühe in der Lösung noch zu sehen ist.

Die Essigsäure hatte bei einer Konzentration von 1/10000 normal und 24 stündiger Einwirkung keine Effekte, die von denen der Ringerlösung abweichen. Die Sehne zeigt ungefähr die für eine 24 stündige Lagerung gültigen Faktoren. Steigern wir aber die Konzentration auf 1/4000 normal, so wird das Bild vollkommen anders. Schon das Äußere der Sehne spiegelt die schwere Schädigung wieder, die ihre Funktion erleidet. Nach intensiver wirkt eine Konzentration von 1/2000 normal nach 24 stündiger Lagerung.

Die Wirkung der Salizylsäure ist einen Grad stärker wie die der Essigsäure. Die Schädigungen treten schon bei einer Konzentration von 1/10000 normal nach kurzer Einwirkung auf. Es fehlt die Zone der elastischen Vollkommenheit, die Modulwerte sind herabgesetzt und die bleibenden Veränderungen recht groß. Die Höhe des Gesamtrückstandes wird gleich der Höhe der Einzeldehnung. Die Konzentration von 1/1000 normal Salizylsäure bei einstündiger Einwirkung zerstört die Sehne vollständig.

Bei Übersicht der Säurewirkungen fällt also in erster Linie die sehr hohe Verdünnung auf, welche für eine Einflußnahme auf die Sehne genügt. Die Grenzverdünnung der Säuren, die noch eine Wirkung haben, sind ziemlich abgestuft nach der Stärke der Säuren überhaupt, die Salzsäure überragt deshalb an Intensität in der Wirkung alle übrigen. Diese Säurewirkung ist von Loeb (10) auch am Muskel studiert worden. Hier ergab es sich, daß für die anorganischen

Säuren die Wirkung lediglich von der Konzentration der Wasserstoffionen abhängig ist und das Maximum in der Quellung bei sehr niedrigen Konzentrationen der Mineralsäure zu beobachten ist. Lloyd (11) fand das Maximum der Quellung bei 5/1000 Normalsalzsäure. Bei den schwächeren organischen Säuren bestanden stärkere Wirkungen, als es nach dem Dissoziationsgrade der Lösung zu erwarten war. Ähnliches geben auch meine Versuche wieder. Die starke Wirkung der Essigsäure 1/4000 normal, bei der wir bei 20° nur eine Dissoziation der H-Ionen von etwa 19% berechnen können, ist im Verhältnis zur Wirkung der Salzsäure 1/30000 normal mit ihrer vollständigen Dissoziation auffallend.

IX. Die Sehne in alkalischer Umgebung.

Versuch 28.

Sehne 24 Stunden alt, Natronlauge 1/500 normal, 20°, Länge 16 mm, Durchmesser 0,200 mm, Anfangsspannung 0,44 kg/qmm, Zugfestigkeit 3,0 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,7	0,00937	0,00238	0,00238	73
2	0,95	0,01875	0,00703	0,00465	50
3	1,2	0,02356	0,00937	0,00234	50
4	1,5	0,02313	0,01410	0,00473	53
5	1,7	0,03750	0,01875	0,00465	45
6	1,9	0,04687	0,02353	0,00478	40
7	2,4	0,21510	0,23530	0,21177	10
8	3,0	gerissen.			

Versuch 29.

Sehne frisch, Natronlauge 1/10 normal (1 Stunde), 20°, Länge 22 mm, Durchmesser 0,266 mm. Sofortige glasige Quellung. Für Dehnung unbrauchbar.

Versuch 30.

Frische Sehne, 2%iges Na. bicarbon. (1 Stunde), 20°, Länge 24 mm, Durchmesser 0,283 mm, Anfangsspannung 0,2 kg/qmm, Zugfestigkeit 4,5 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,35	0,00158	—	—	221
2	0,48	0,00312	—	—	153
3	0,6	0,00500	—	—	120
4	0,73	0,00624	—	—	115
5	0,85	0,00750	—	—	113
6	0,99	0,00937	0,00153	0,00153	105
7	1,2	0,01082	0,00350	0,00197	110
8	1,5	0,01375	0,00480	0,00130	108

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
9	1,8	0,02214	0,00624	0,00144	83
10	2,1	0,03120	0,00875	0,00251	68
11	2,5	0,03750	0,01082	0,00207	68
12	2,7	0,04667	0,01528	0,00446	58
13	3,2	0,06235	0,02214	0,00686	52
14	3,7	0,08752	0,02670	0,00456	42
15	4,5	gerissen.			

Versuch 31.

FrISChe Sehne, 2%iges Na. carbon. (1 Stunde), 20°, Länge 41 mm, Durchmesser 0,316 mm, Anfangsspannung 0,2 kg/qmm, Zugfestigkeit 2,2 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,29	0,00183	—	—	159
2	0,39	0,00266	—	—	106
3	0,5	0,00549	—	—	91
4	0,61	0,00634	0,00183	0,00183	96
5	0,72	0,00732	0,00366	0,00183	98
6	0,82	0,00916	0,00439	0,00073	89
7	0,99	0,00100	0,00549	0,00110	89
8	1,2	0,01460	0,00643	0,00085	81
9	1,55	0,02193	0,00732	0,00098	77
10	1,8	0,02562	0,00916	0,00184	61
11	2,0	0,03703	0,01265	0,00349	55
12	2,2	gerissen.			

Versuch 32.

FrISChe Sehne, 4%iges Kal. carbon. (5 Minuten), 20°, Länge 38 mm, Durchmesser 0,316 mm, Anfangsspannung 0,18 kg/qmm, Zugfestigkeit 2,7 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,29	0,00592	0,00080	0,00080	49
2	0,39	0,00793	0,00198	0,00118	49
3	0,5	0,00988	0,00295	0,00097	50
4	0,61	0,01186	0,00592	0,00297	51
5	0,72	0,01370	0,00793	0,00201	52
6	0,82	0,01580	0,00988	0,00195	51
7	0,99	0,01768	0,01186	0,00198	56
8	1,2	0,01970	0,01370	0,00184	60
9	1,55	0,02368	0,01768	0,00398	65
10	1,8	0,03553	0,02368	0,00500	50
11	2,0	0,03953	0,03156	0,00788	50
12	2,2	0,05634	—	—	39
13	2,7	gerissen.			

Versuch 33.

16 Stunden alte Sehne, 0,5% K_2S in 8% iger Zuckerlösung (1 Stunde),
Anfangsspannung 0,2 kg/qmm, Zugfestigkeit 2,8 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,31	0,00360	—	—	86
2	0,42	0,00656	0,00150	0,00150	64
3	0,55	0,00750	0,00300	0,00150	70
4	0,65	0,00900	0,00360	0,00060	72
5	0,76	0,01120	0,00450	0,00090	63
6	0,87	0,01340	0,00600	0,00150	64
7	1,0	0,01340	0,00750	0,00150	74
8	1,35	0,01640	0,00900	0,00150	82
9	1,6	0,02240	0,01200	0,00300	71
10	1,9	0,03000	0,01350	0,00150	63
11	2,1	0,03443	0,01650	0,00300	61
12	2,4	0,03900	—	—	61
13	2,8	gerissen.			

Betrachtung. 1/500 Normalnatronlauge bleibt bei 24stündiger Einwirkung unwirksam (Parallelversuch 11), während 1/10 Normalnatronlauge schon nach 1 Stunde eine starke glasige Quellung mit schneller Zerstörung der Sehne zur Folge hat. Zwischen diesen Konzentrationen liegen also die Lösungen, welche die Funktion der Sehne beeinflussen werden. Die alkalischen Salze nehmen Einfluß auf die Elastizität und Dehnbarkeit der Sehne parallel mit ihrer Alkaleszenz. Während eine 2% ige Lösung von Na. bicarbonic. tadellose normale Werte in allen Kategorien hat (Elastizitätsbreite!), sinken bei der Lösung von 2% Na. carbonic. die Zahlen für den Dehnungsmodul gering, aber deutlich. Die Elastizitätsbreite engt sich ein, die bleibenden Veränderungen werden etwas größer und die Zugfestigkeit leidet erheblich. Das stark alkalische Kal. carbonic. in 4% iger Lösung bei einer bedeutend kürzeren Einwirkung übertrifft nun erheblich die Schädigung des vorhergehenden Salzes. Die elastische Vollkommenheit leidet bereits vom ersten Dehnungsversuch an. Die Dehnung selbst ist für die einzelnen Spannungen größer, der Dehnungsmodul infolgedessen kleiner. Auch der elastische Gesamtrückstand ist ungefähr doppelt so groß. Die sehr schwach alkalische 0,5% ige Lösung von K_2S bietet in ihrer Einflußnahme auf die Sehne nichts Bemerkenswertes. Auch eine höhere Konzentration von 0,15% in

8% iger Zuckerlösung hatte keine abnormen Ergebnisse. Ich habe die Tabelle wegen ihrer gleichlautenden Werte nicht aufgenommen. Es ist also eine Einwirkung von Schwefelwasserstoff auf die Sehnenfunktion abzulehnen.

Eine schwächere Einwirkung verdünnter Alkalien auf die Funktion der Sehne im Vergleich zu den verdünnten Säuren ist sehr deutlich. Hierzu sind Untersuchungen von Spiro (12) heranzuziehen, der eine Quellung von Leimgallerte durch die Gegenwart verdünnter Säuren (1/500 Normalsalzsäure) beobachtet hat. Das Interessante an den Ergebnissen Spiros ist, daß auch bei ihm die Quellungswirkungen der OH-Ionen geringer war als die der H-Ionen. Vielleicht geht daraus hervor, daß die Einwirkung verdünnter Säuren und Alkalien auf die Funktion der Sehne gleichzusetzen ist mit diesem Quellungsvorgang, daß also die Wasseraufnahme der Sehne der schädigende Faktor ist im Gegensatz zur thermischen Beeinflussung, bei der es sich um eine chemische Umwandlung der Fibrillensubstanz handelt.

X. Besondere Neutralsalze.

Versuch 34.

30 Stunden alte Sehne, 1% iges KCl (1 Stunde), 20°, Länge 30,5 mm, Durchmesser 0,406 mm, Anfangsspannung 0,13 kg/qmm, Zugfestigkeit 2,1 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,17	0,00246	0,0065	0,00065	69
2	0,23	0,00492	0,00150	0,00085	47
3	0,29	0,00589	0,00246	0,00096	49
4	0,36	0,00737	0,00589	0,00243	48
5	0,42	0,00852	0,00737	0,00148	49
6	0,48	0,00984	0,00984	0,00247	48
7	0,59	0,01236	0,01236	0,00242	47
8	0,74	0,01475	0,01475	0,00239	50
9	0,91	0,01968	0,01968	0,00493	46
10	1,0	0,02460	0,02460	0,00492	43
11	1,2	0,02951	0,02951	0,00481	40
12	1,4	0,03934	0,03352	0,00401	34
13	1,6	0,04754	0,03650	0,00298	32
14	1,9	0,05410	0,04426	0,00776	32
15	2,1	gerissen.			

Versuch 35.

12 Stunden alte Sehne, 3%iges KCl (12 Stunden), 20°, Länge 38 mm, Durchmesser 0,333 mm, Anfangsspannung 0,16 kg/qmm, Zugfestigkeit 2,0 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,25	0,00394	—	—	63
2	0,35	0,00684	0,00150	0,00150	51
3	0,45	0,00988	0,00280	0,00130	45
4	0,55	0,01106	0,00394	0,00114	50
5	0,63	0,01368	0,00684	0,00290	46
6	0,72	0,01500	0,00988	0,00304	48
7	0,87	0,01479	0,01106	0,00118	55
8	1,1	0,01973	0,01368	0,00260	56
9	1,3	0,02764	0,01500	0,00132	57
10	1,55	0,04343	0,01973	0,00473	36
11	1,8	0,05132	0,02500	0,00527	35
12	2,0	gerissen.			

Versuch 36.

Frische Sehne, 5%ige CaCl_2 -Lösung (1 Stunde), 20°, Länge 18 mm, Durchmesser 0,200 mm (nach Einwirkung 0,400 mm), Anfangsspannung 0,44 kg/qmm, Zugfestigkeit 4,3 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,7	0,01250	0,01000	0,01000	56
2	0,95	0,01667	0,01667	0,00667	57
3	1,2	0,02500	0,02890	0,01223	48
4	1,5	0,02890	0,03720	0,00830	51
5	1,7	0,03722	0,04550	0,00830	45
6	1,9	0,04545	0,05278	0,00728	41
7	2,4	0,06222	0,06666	0,01388	38
8	3,0	0,08722	0,09167	0,02501	34
9	3,7	0,11940	0,11940	0,02773	31
10	4,3	gerissen.			

Versuch 37.

6 Stunden alte Sehne, 5%ige CaCl_2 -Lösung (3 Stunden), 20°, Länge 12 mm, Durchmesser 0,200 mm, Anfangsspannung 0,44 kg/qmm, Zugfestigkeit 0,95 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,7	0,03750	0,03132	0,03132	18
2	0,95	gerissen.			

Versuch 38.

Sehne frisch, 1% Rhodannatrium in 8% iger Zuckerlösung (1 Stunde),
20°, Länge 15 mm, Durchmesser 0,266 mm, Anfangsspannung 0,18 kg/qmm,
Zugfestigkeit 3,7 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,29	0,00180	—	—	160
2	0,39	0,00270	—	—	145
3	0,5	0,00361	—	—	138
4	0,61	0,00433	—	—	140
5	0,72	0,00626	—	—	115
6	0,82	0,00795	0,00100	0,00100	103
7	0,99	0,00904	0,00270	0,00170	112
8	1,2	0,01251	0,00498	0,00128	96
9	1,55	0,01652	0,00580	0,00082	94
10	1,8	0,02530	0,00723	0,00143	71
11	2,0	0,03060	0,00904	0,00181	65
12	2,0	0,03494	0,01456	0,00552	63
13	2,6	0,04145	0,01810	0,00354	63
14	3,0	0,05060	0,02271	0,00461	60
15	3,7	gerissen.			

Versuch 39.

6 Stunden alte Sehne, 10% iges Rhodannatrium (1 Stunde), Länge 15 mm,
Durchmesser 0,316 mm (nach Einwirkung 0,6 mm), Anfangsspannung
0,18 kg/qmm, Zugfestigkeit 1,55 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,29	0,01500	0,01000	0,01000	19
2	0,39	0,01733	0,01500	0,00500	22
3	0,5	0,02000	0,02000	0,00500	25
4	0,61	0,02200	0,01500	0,00500	27
5	0,72	0,02500	0,02800	0,00300	28
6	0,82	0,02830	0,03000	0,00200	28
7	0,99	0,03000	0,03500	0,00500	32
8	1,2	0,04000	0,04000	0,00500	30
9	1,55	gerissen.			

Versuch 40.

Frische Sehne, 10%iges Rhodankalium (1 Stunde), 20°, Länge 18 mm, Durchmesser 0,283 mm, Anfangsspannung 0,2 kg/qmm, Zugfestigkeit 2,1 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,35	0,02890	0,02506	0,02506	12
2	0,48	0,03333	0,05825	0,03319	14
3	0,6	0,09167	0,11891	0,06060	6
4	0,73	0,05000	0,16680	0,04789	14
5	0,86	0,03333	0,18334	0,01654	47
6	0,99	0,03333	0,19173	0,00834	55
7	1,2	0,04577	0,21000	0,01827	26
8	1,5	0,06667	0,24240	0,03240	22
9	1,8	0,12140	0,58333	0,34993	14
10	2,1 gerissen.				

Versuch 41.

3 Stunden alte Sehne, 10%iges Rhodankalium (3 Stunden), 20°, Länge 20 mm, Durchmesser 0,280 mm, Anfangsspannung 0,2 kg/qmm, Zugfestigkeit 0,6 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,35	0,01877	0,01500	0,01500	19
2	0,48	0,05250	0,13100	0,11600	9
3	0,6 gerissen.				

Versuch 42.

24 Stunden alte Sehne, 5%iges Rhodankalium (24 Stunden), 20°, Länge 20 mm, Durchmesser 0,266 mm, Sehne stark verdickt, zeigt dieselben Farb- und Glanzveränderungen wie bei Einwirkung von Rhodannatrium. Sofortiges Zerreißen beim Dehnungsversuch.

Betrachtung. Es handelt sich bei diesen Versuchen um die Frage der spezifischen Einwirkung einer Anzahl von Neutralsalzen. Kalium und Kalzium als Herz- und Muskelgifte sind bekannt. Eine Erprobung der Wirkung dieser Ionen auf die Sehne erscheint deshalb naheliegend. Für Kalium (Versuch 34 und 35) ist eine besondere Wirkung abzulehnen. 1 und 3%ige Lösungen von KCl geben normale Werte beim Dehnungsprozeß, wenn das Alter der vom lebenden Körper abgetrennten Sehne berücksichtigt wird. Ganz anders aber verhält sich Calcium (Versuch 36). Die Werte des Dehnungsmoduls

sind im Verhältnis zum Vergleichsversuch 15 (Hypertonische NaCl-Lösung 5%ig, [3 Stunden]) zwar kaum herabgesetzt. Wir haben es aber bei 15 sowohl mit einer älteren Sehne, wie mit einer länger andauernden Einwirkung der Hypertonie zu tun. Die starke Schädigung durch Ca ist aber ganz besonders in dem hohen Verlust der elastischen Vollkommenheit zu erkennen. Die bleibenden Veränderungen setzen sofort mit großen Werten ein, so daß der Gesamtrückstand sehr bald ungefähr der Höhe der einzelnen Dehnung selbst entspricht. Im Verhältnis zu 15 ist der Gesamtrückstand bei einer gleichgroßen Dehnung über doppelt so groß. Es kann sich also bei dem Calciumversuch nicht um eine einfache Schädigung durch die Hypertonie allein handeln, sondern es liegen zweifellos spezifische Wirkungen der Calciumionen auf die Sehne vor. Bewiesen wird dies besonders durch Versuch 37, bei dem wir dieselben Bedingungen haben, was Hypertonie, Dauer der Einwirkung und Alter der Sehne anbelangt wie bei 15. Eine minimale Zugfestigkeit bei ganz niedrigen Werten des Dehnungsmoduls und starkem Verlust der elastischen Vollkommenheit decken die spezifische tiefgreifende Schädigung auf. Bemerkenswert ist auch die äußere Veränderung der Sehne, die in einer Verdickung des Durchmessers um das Doppelte und in einem Verlust des Glanzes besteht. Die Sehne erhält eine stumpfe graue Farbe, ohne durchsichtig zu werden.

Einwirkungen von Rhodansalzen auf den Muskel sind von v. Fürth (6) beschrieben worden. Die Rhodanverbindungen sind durch die Fähigkeit ausgezeichnet, die Spontangerinnung des Muskelplasmas in hohem Grade zu beschleunigen. Es tritt eine chemische Starre ein. Ähnlich wie beim wärmestarren Muskel büßt der Rhodanmuskel sein normales Imbibitionsvermögen im Wasser ein, derart, daß seine Quellungskurve tief unter die Abszisse absinkt. v. Fürth (6) beobachtete eine intensivere Wirkung der Kalium- als der Natriumionen und erklärt sie daraus, daß das K-Ion seinerseits noch eine besondere Giftwirkung auf den Muskel ausübt. Es ist nach diesen Einwirkungen der Rhodansalze auf den Muskel interessant, sie auch an der Sehne zu erproben.

Eine 1%ige Rhodannatriumlösung in isotonischer Zuckerlösung bei einstündiger Einwirkung und als Umgebungsflüssigkeit während des Versuches gibt im Dehnungsversuch ganz normale Werte. Bei einer Steigerung aber der Konzentration auf 10%, ähnlich wie bei CaCl_2 , und bei einer Einwirkungsdauer von 1 Stunde verdickt sich der Durchmesser der Sehne ebenfalls um das Doppelte, der Glanz geht verloren und die Farbe wird schmutzig grau. Dabei fehlt ganz

analog, wie bei der Calciumwirkung die Durchsichtigkeit. Die Werte des Dehnungsmoduls sind hochgradig gesunken, die Dehnungseffekte von Beginn an sehr hoch. Im Verhältnis zum Parallelversuch 16 (hypertonische NaCl-Lösung, 10% ig [3 Stunden]) fällt gerade die anfänglich starke Dehnung mit großen Rückständen auf, während in der Folge sich die Werte wieder annähern. Die Zugfestigkeit ist ebenfalls herabgesetzt. Noch deutlicher aber ist die spezifische Rhodankaliumwirkung auf die Sehnenfunktion. Die morphologischen Veränderungen bei 1stündiger Lagerung in der 10% igen Lösung sind zwar gleichartig mit denen der Rhodannatriumlösung, die Dehnungseffekte und der durch sie beeinflusste Dehnungsmodul aber im Sinne der Schädigung noch ausgeprägter. Wir müssen dabei beachten, daß es sich bei Versuch 40 um eine frische Sehne handelt. Weiterhin übertreffen hier sehr bald die Gesamtrückstände die einzelnen Dehnungen derart, daß gegen Ende die Höhe der elastischen Gesamtrückstände 4mal so groß ist als der Wert α . Nach 3stündiger Einwirkung sinkt die Zugfestigkeit auf einen minimalen Wert, und der Einfluß auf die anderen Funktionen der Sehnenfunktion ist dementsprechend gesteigert. Eine 24stündige Lagerung der Sehne in eine nur 5% ige Rhodankaliumlösung zerstört die Sehne derart, daß sie für den Dehnungsversuch unbrauchbar wird.

XI. Das Fibrolysin.

Versuch 43.

6 Stunden alte Sehne, Fibrolysin (2 Stunden in konzentrierter Lösung der Merckschen Ampullen), 20°, Länge 10 mm, Durchmesser 0,233 mm, Anfangsspannung 0,33 kg/qmm, Zugfestigkeit 4,7 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,52	0,00750	—	—	69
2	0,7	0,01201	0,00115	0,00115	58
3	0,9	0,01500	0,00382	0,00267	60
4	1,1	0,01800	0,00750	0,00368	61
5	1,3	0,02250	0,01200	0,00450	57
6	1,46	0,02600	0,01500	0,00300	56
7	1,78	0,03000	0,02250	0,00750	59
8	2,2	0,03756	0,03000	0,00750	58
9	2,7	0,05200	0,03700	0,00700	51
10	3,6	0,07500	0,04621	0,00921	48
11	3,0	0,09000	0,07500	0,02879	44
12	4,7	gerissen.			

Betrachtung. Die pharmakologische Wirkung des Fibrolyns ist nicht geklärt. Auf der einen Seite wird seine behauptete Wirkung mehr durch indirekte Faktoren, wie die stets zu beobachtende Leukocytose oder durch die lymphagoge Eigenschaft der Substanz auf das junge pathologische Bindegewebe in der Art der Stauungstherapie erklärt. Auf der anderen Seite hat Starkenstein (14) eine deutliche, die Umwandlung von Kollagen in Leim fördernde Wirkung bei seinen Untersuchungen mit Fibrolysin gesehen und hält die Alkylgruppe innerhalb des Moleküls für den Träger dieser Eigenschaft. Starkenstein verwandte Hautpulver, das schon in Wasser bei 37° Kollagen in Leim verwandelt. Der Leim wird aus der wässrigen Lösung mit Alkohol gefällt. Es zeigte sich bei Anwesenheit von Fibrolysin eine Vermehrung der Leimbildung um über 30 %.

Für meine Dehnungsversuche erscheint daher das Fibrolysin von besonderem Interesse, da die Umwandlung von Kollagen in Leim bei steigender Temperatur eine klare und starke Einwirkung auf alle Faktoren der Sehnenfunktion gezeitigt hatte. Findet also unter der Fibrolyseinwirkung eine derartige Umwandlung in nennenswertem Grade statt, so müßte der Prozeß an der Dehnungskurve deutlich zum Ausdruck kommen.

Das Gegenteil ist der Fall. Die hohe Konzentration des Fibrolyns bei 2stündiger Einwirkung läßt die Sehnenfunktion so gut wie intakt. Versuche, die das Fibrolysin 24 Stunden einwirken ließen, änderten an diesem Ergebnis nichts. (Sie sind, da sie gar keine Abweichung der Norm gegenüber abgeben, in den Tabellen nicht aufgeführt.) Die Erklärung meines differenten Befundes mit dem Starkensteins mag damit zusammenhängen, daß die leimbildende Wirksamkeit des Fibrolyns auf das Hautpulver doch ein anderer Prozeß ist, als die Einwirkung auf die intakte Sehne. Mit diesen Verhältnissen müssen wir aber im lebenden Körper rechnen.

Mit meinem negativen Ergebnis ist natürlich nicht gesagt, daß das Fibrolysin überhaupt keine spezifischen Wirkungsmöglichkeiten auf das Bindegewebe im lebenden tierischen Körper haben kann. Wir sind über das Schicksal des Fibrolyns im Körper wenig unterrichtet, es könnte immerhin dort eine wirksame Veränderung eingehehen. Vielleicht deuten nach dieser Richtung die Fernwirkungen des Fibrolyns, die immer wieder angenommen werden (Wirksamkeit bei Lungenschwumpungen [Stöltzner 13] und bei multipler Sklerose [Fraenkel 7]).

XII. Untersuchungen nach Vorbehandlung des lebenden Tieres.**Versuch 44.**

Vorbehandlung mit CaCl_2 , 2%ige Lösung subkutan, pro Kilo Körpergewicht 0,24 g CaCl_2 , jeden 2. Tag achtmal hintereinander. Darauf Dehnung in Ringerlösung, 20° , Länge 16 mm, Durchmesser 0,150 mm, Anfangsspannung 0,8 kg/qmm, Zugfestigkeit 3,53 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	1,2	0,00468	—	—	256
2	1,7	0,01135	0,00237	0,00237	149
3	2,1	0,01406	0,00468	0,00231	149
4	2,6	0,02061	0,01135	0,00667	105
5	3,0	0,03750	0,02357	0,00812	80
6	3,53	gerissen.			

Versuch 45.

Vorbehandlung mit Rhodannatrium, 4%ige, Lösung subkutan pro Kilo Körpergewicht 0,36 Rhodannatrium, jeden zweiten Tag zehnmal hintereinander. Darauf Dehnung in Ringerlösung, 20° , Länge 26 mm, Durchmesser 0,200 mm, Anfangsspannung 0,44 kg/qmm, Zugfestigkeit 3,7 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,7	0,00289	—	—	242
2	0,95	0,00577	—	—	164
3	1,2	0,00846	0,00112	0,00112	142
4	1,5	0,01000	0,00289	0,00167	150
5	1,7	0,01269	0,00577	0,00288	133
6	1,9	0,01731	0,00846	0,00269	110
7	2,4	0,02571	0,01156	0,00310	95
8	3,0	0,04656	0,02020	0,00864	64
9	3,7	gerissen.			

Versuch 46.

Vorbehandlung mit Fibrolysin (Lösung Merck), subkutan pro Kilo Körpergewicht 0,6 ccm, jeden 2. Tag zehnmal hintereinander. Darauf Dehnung der Sehne in Ringerlösung, 20° , Länge 20 mm, Durchmesser 0,233 mm, Anfangsspannung 0,33 kg/qmm, Zugfestigkeit 4,0 kg/qmm.

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
1	0,52	0,00190	—	—	273
2	0,7	0,00560	—	—	122
3	0,9	0,00750	—	—	120
4	1,1	0,00904	0,00190	0,00190	122
5	1,3	0,01135	0,00506	0,00316	125

Nr.	σ	α	v_1	v_2	E
6	1,46	0,01300	0,00750	0,00244	113
7	1,78	0,01650	0,01135	0,00385	110
8	2,2	0,02610	0,01500	0,00375	85
9	2,7	0,03350	0,02250	0,00750	81
10	3,2	0,04500	0,02610	0,00360	71
11	3,6	0,06750	0,03350	0,00740	53
12	4,0	gerissen.			

Die ausgesprochene lokale Einwirkung der Calcium- und Rhodansalze auf die Sehne und ihre Funktion gaben die Anregung dazu, an Tierversuchen auch eine eventuelle Fernwirkung dem experimentellen Nachweis zugänglich zu machen. Zu diesem Zweck habe ich mehrere Ratten über 3 Wochen hin jeden 2. Tag hohe Dosen der betreffenden Salze subkutan injiziert. Nach Ablauf dieser Vorbehandlung gewann ich die Sehne des Rattenschwanzes in derselben Weise wie in den vorhergehenden Versuchen und habe sie der Dehnung in Ringerlösung unterworfen. Mit den Einzeldosen blieb ich bei der Vorbehandlung gerade an der Grenze des Erträglichen, eine Verdoppelung hatte bei der Ausprobierung der Dosierung 3mal den Tod zur Folge. Ich wollte durch die Größe der Gaben, die im Vergleich zu einer eventuellen therapeutischen Beeinflussung beim Menschen ungewöhnlich hoch sind, die supponierten Fernwirkungen des Calciums oder des Rhodans in möglichster Ausprägung erhalten. Die Dehnungsversuche fielen für die vorliegende Frage vollkommen negativ aus. Versuch 44 und 45 geben tadellose normale Werte. Aus dem negativen Ausfall können wir so viel schließen, daß das normal durchblutete Bindegewebe einer Fernwirkung durch die Kalzium- und Rhodansalze im Sinne einer leichteren Dehnbarkeit oder Elastizitätsverlustes in nennenswerter Weise nicht erleidet. Denselben Schluß auf das pathologisch veränderte Bindegewebe, das Narbengewebe, kann ich selbstverständlich nicht mit Sicherheit ziehen. Da ich bis zur höchsten Grenze der Dosierung gelangte, so ist es wahrscheinlich, daß der toxische Charakter der Ionen es verbietet, innerhalb des Organismus beim lebenden Tier zu einer Konzentration zu gelangen, die in ihrer Einflußnahme auf die Sehne genügt, eine ähnliche Wirkung wie bei der lokalen Applikation zu erzielen. Aus diesen Gründen kann eine wirksame Rhodan- oder Calciumbehandlung für die Narbendehnung nicht durchgeführt werden. Die Versuche mit Fibrolysin gaben ebenfalls keine Ergebnisse, die für eine Fernwirkung auf das gesunde Bindegewebe sprechen

(Versuch 46, viermal mit demselben Ergebnis wiederholt). Auch hier benutzte ich sehr hohe Dosen über eine Zeit hin, die ungefähr einer therapeutischen Fibrolysinbehandlung beim Menschen entspricht. Es ist natürlich immer noch möglich, daß indirekte Wirkungen der Substanz auf das pathologisch veränderte Bindegewebe von Einfluß sein können.

Zusammenfassung.

Eine Übersicht der Ergebnisse der physikalischen und chemischen Einwirkung auf die Funktion der Sehne findet folgende Formulierung:

1. Die vom Organismus abgelöste Sehne in Ringerlösung hat bei Dehnungsversuchen eine Elastizitätsgrenze, die ungefähr bei einer Spannung von 1 kg/qmm liegt, hohe Dehnungsmodulwerte und eine Zugfestigkeit von 3,5–5 kg/qmm.

2. Die getrocknete Sehne hat eine stark erhöhte Zugfestigkeit und eine geringere Dehnbarkeit, die sich in der Höhe der Modulwerte, besonders auch gegen Ende des Dehnungsprozesses, äußert.

3. Die thermische Schädigung der Sehne setzt schon frühzeitig ein und scheint in der Hauptsache in einer Veränderung des Kollagens in Glutin zu bestehen. In meinen Versuchen beginnt sie bereits deutlich bei 30° C und äußert sich in einer herabgesetzten Elastizität und verminderten Zugfestigkeit. Das Optimum der Temperatur der Rattenschwanzsehne liegt zwischen 20–25°. Unabhängig davon besteht aber noch eine sogenannte thermische Verkürzung der Sehne, die bei 65° beginnt.

4. Bei der Einwirkung der Zeitdauer der Lagerung der vom Organismus getrennten Sehne in Ringerlösung haben wir es anscheinend mit postmortalen Erscheinungen zu tun, ähnlich wie bei der postmortalen Säurebildung des Muskels. »Die postmortale Säurebildung im Muskel ist nur ein spezieller Fall eines für alle Gewebe gültigen Vorganges« (v. Fürth). Wir beobachteten ein kontinuierliches Anwachsen der Schädigungen der Funktionen der Sehnen parallel mit der Dauer der Aufbewahrung in der Ringerlösung. Überraschend und schlagend sind die überlegenen Werte der frischen Sehne ganz besonders auch im Hinblick auf die elastische Vollkommenheit. Wir müssen der Sehne also im Organismus Stoffwechselvorgänge zusprechen, die ihre Funktionen erhält. Die Sehne »lebt«.

5. In hypotonischen Lösungen findet eine Beeinträchtigung der Sehnenfunktion durch Wasseraufnahme statt, eine Erscheinung, die wir auch beim Muskel kennen. Wir haben also einen echten Quellvorgang. Die morphologischen Veränderungen bei Lagerung in destilliertem Wasser sind verschwindend gering. Nachweisbar ist nur eine

mikroskopisch eben meßbare Verdickung des Sehnenquerschnitts. Auch die Einwirkung auf die Funktion der Sehne hält sich in mäßigen Grenzen und macht sich hauptsächlich nur in der Beeinträchtigung der elastischen Vollkommenheit geltend.

6. Die Einflußnahme hypertonischer Lösungen auf die Sehnenfunktion ist deutlich. Sie steigt bei NaCl-Lösungen mit der Höhe der Konzentration.

7. Im allgemeinen können wir zu 5 und 6 sagen, daß osmotische Differenzen der Umgebungsflüssigkeit der Sehne keine allzu großen Effekte auf die Funktion der Sehne haben. Eine isotonische Lösung aber, die vollkommen entsalzend auf die Sehne einwirkt (8%ige Zuckerlösung), kommt der Fähigkeit einer Ringerlösung für die Erhaltung der Funktion der Sehne gleich.

8. Die Stärke der Einwirkung hochgradig verdünnter Säuren auf die Sehne ist überraschend. Es sind hier die Mineralsäuren mit stärkster Dissoziation der Wasserstoffionen am wirksamsten (Salzsäure). Für die Salzsäure war die Grenze der niedrigsten Konzentration, welche eine Beeinträchtigung der Sehnenfunktion ausübte, $1/30000$, für die Essigsäure $1/4000$, für die Salizylsäure $1/10000$.

9. Die alkalische Umgebung ist für die Sehnenfunktion ebenfalls von Bedeutung. Bei der Natronlauge liegt die Schädigung der Funktion der Sehne zwischen $1/500$ Normallösung und $1/10$ Normallösung. Während wir bei $1/500$ Normalnatronlauge auch nicht die geringste Einwirkung bemerkten, besteht eine ungewöhnlich starke schnell einsetzende Quellung bei $1/10$ normal. Die schädigende Einwirkung alkalischer Salze auf die Sehne geht parallel mit dem Alkalieszenzgrad derselben.

10. Lösungen bestimmter Neutralsalze als Umgebungsflüssigkeit für die Sehne sind von Bedeutung. Geringe Konzentrationen von Kaliumchlorid haben keinen Einfluß auf die Sehne im Gegensatz zu ihrer Wirkung auf die Muskelfunktion. Anders steht es aber mit Kalziumchlorid. Wir halten bei einer 5%igen Lösung eine ausgesprochene dehnende Wirkung mit Schädigung der elastischen Vollkommenheit, die mit der Dauer der Einwirkung sich steigert. Ähnliche Erscheinungen beobachten wir bei den Rhodansalzen, von denen das Natriumrhodanat etwas schwächer, das Kaliumrhodanat stärker auf die Sehnenfunktionen einwirkt als die Calciumsalze. Auch den Rhodansalzen ist eine hochgradige Beeinträchtigung besonders der elastischen Vollkommenheit der Sehne eigen. Wir erhalten hier Werte für die bleibende Veränderung wie in keinem der anderen Versuche.

11. Das Fibrolysin, eine Substanz, die im tierischen Körper eine dehnende Einwirkung auf Narben- und Bindegewebsverwachsungen haben soll, zeigt im Dehnungsversuch gar keine Abweichung von den normalen Effekten.

12. Nach Vorbehandlung der Ratte mit Fibrolysin (Merek) in hohen Dosen ist aber auch eine Fernwirkung im Sinne der erhöhten Dehnbarkeit auf das Bindegewebe auszuschließen. Dasselbe gilt für die sonst lokal die Sehnenfunktionen schädigenden Salze von Rhodan und Calcium.

Benutzte Literatur.

1. Bernstein, J., Experimentelles und Kritisches zur Theorie der Muskelkontraktion. Pflügers Archiv 1915, Bd. 10, S. 1. — 2. Biedermann, Physiologie der Stütz- und Skelettsubstanzen. — 3. v. Ebner, Untersuchungen über die Ursachen der Anisotropie organischer Substanzen. Leipzig 1882. — 4. Engelmann, Pflügers Archiv 1873, Bd. 7, S. 177. — 5. Derselbe, Ebenda 1874, Bd. 8, S. 95. — 6. v. Fürth, Die Kolloidchemie des Muskels und ihre Beziehungen zu den Problemen der Kontraktion und der Starre. Ergebnisse der Physiologie Bd. 17, S. 363. — 7. Fraenkel, Erfahrungen über Behandlung der multiplen Sklerose mit Fibrolysin. Neurologisches Zentralbl. 1913, Bd. 1. — 8. Hermann, Pflügers Archiv 1873, Bd. 7, S. 417. — 9. Herzfeld und Klinger, Biochem. Zeitschr. 1919, Bd. 94, S. 1. — 10. Loeb, Physiologie. Untersuchungen über Ionenwirkungen. Pflügers Archiv Bd. 69, S. 1 und Bd. 71, S. 457. — 11. Lloyd zitiert nach v. Fürth (6). — 12. Spiro, Hofmeisters Beiträge zur chem. Phys. u. Path. Bd. 5, S. 276. — 13. Stöltzner, Deutsche med. Wochenschr. Bd. 38, S. 270. — 14. Starkenstein, Therapeut. Monatshefte 1910, Bd. 24, S. 68. — 15. Triepel, Über die elastischen Eigenschaften des elastischen Bindegewebes und der glatten Muskulatur. Anatom. Hefte, Bd. 10, S. 1. — 16. Derselbe, Einführung in die physik. Anat., Wiesbaden 1902. — 17. Wertheim, Mémoire sur l'élasticité et la cohésion des principaux tissus du corps humain. Ann. d. Chimie et d. Physique 1847, Bd. 3, S.-T. 21, S. 385. — 18. Wüllner und Wand, zitiert nach Triepel (16). — 19. W. Wundt, zitiert nach Triepel (16).
-