

Biomechanische und rheologische Eigenschaften menschlicher Sehnen*

G. Arnold

Abteilung für Funktionelle und Angewandte Anatomie
(Leiter: Prof. Dr. med. Dr. phil. H. Lippert)
der Medizinischen Hochschule Hannover
Abteilung Anatomie (Vorstand: Prof. Dr. med. K. S. Ludwig)
der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen

Eingegangen am 1. Dezember 1973

Biomechanical and Rheological Properties of Human Tendons

Summary. 1. Methods of Investigation. We have examined the biomechanical properties of about 300 tendons of the human foot (tendon of the M. extensor digitorum longus, M. extensor hallucis longus, M. peroneus tertius, M. tibialis anterior). The tendons had been taken from autopsies. With a technical tensile testing machine force-elongation, tensile strength, and rheological diagrams have been recorded.

2. Force-Length Relations. Tendons have considerable elastic, some viscous and little plastic properties. In force-elongation diagrams we can see with great regularity a lower nonlinear, after that a nearly proportional, and then a short upper nonlinear part. The lower nonlinear part depends on the preloads. When a tendon is stored under relieved tension for some hours until weeks the lower nonlinear parts of the first three or four loading cycles are different from each other.

3. Relaxation. The relaxation depends on the previous rate of strain. The higher the rate of strain is, the deeper is the relaxation under unchanged other experimental conditions (initial force, length between grips). Long tendons show weaker relaxations than short ones under equal loads. The larger the initial stress is, the steeper is the tangent of the relaxation curve in the beginning and the more time passes until an asymptotic approximation occurs. The relaxation curve is a composed e -function with negative exponents. The relaxation behaviour is only under special conditions independent from previous stepwise relaxation phases. We have called diagrams of the corresponding experimental device cascade relaxation. The larger the intervalls of time between the load phases, the deeper are the relaxations. In dehydrated tendons the relaxation phenomenon is more pronounced than in wet ones.

4. Recovery Curves. When we stretch and then immediately release a tendon partly, the stress or force increases under constant strain or length initially fastly and then slowly approximating a boundary value. Secondary relaxations can occur. We call the force-time or stress-time curve of the recovery phenomenon, recovery force, force or stress regain, recovery curve, mechanical recovery curve, force regain curve. Generally the recovery curve is a composed e -function and the solution function of a rheological constitutive equation of the tendon. The recovery depends on the velocity of the deloading. The higher the deloading velocity is, the more distinct is the recovery diagram within certain limits. When a relaxation is inter-

* Herrn Prof. Dr. med. A. Georgii und Herrn Prof. Dr. med. H. J. Löblich sowie ihren Mitarbeitern sei für das freundliche Entgegenkommen bei der Gewinnung des Untersuchungsgutes gedankt.

Frau I. Geese, Frl. A. Klare und Frau G. Stoffers möchte ich für die technische Hilfe meinen herzlichen Dank aussprechen.

Der experimentelle Teil erfolgte mit freundlicher Unterstützung der Stiftung Volkswagenwerk.

posed the recovery is more distinct than after a direct loading-deload transition. The maximal recovery force can be gained in the lower third of the previous maximum load. The recovery curve approximates a straight line (isorheological line), when it begins close to the previous maximum load or near the zero force line. The recovery curves are under certain conditions independent from previous interponed cascade recovery diagrams. After long interponed relaxation phases the mechanical recovery depends almost not on the strain rate but on the strain release rate.

5. *Damping.* The viscous properties of tendons cause damping phenomena. The damping can be demonstrated by hysteresis. The area of the hysteresis loop corresponds to the loss energy. This draw back of tendons is balanced by certain advantages of damping: Vibrations are prevented, the mechanical moments are reduced in dependence on the strain rate. The hysteresis loops are velocity dependent.

Key words: Human tendons — Collagen fibres — Biomechanics — Histomechanics — Rheology — Force-elongation diagram — Relaxation — Retardation — Cyclic loading.

Zusammenfassung. 1. Untersuchungsverfahren. An etwa 300 Sehnen des menschlichen Fußes (Sehnen des M. extensor digitorum longus, M. extensor hallucis longus, M. peroneus tertius und M. tibialis anterior) haben wir biomechanische Eigenschaften untersucht. Die Sehnen wurden bei Sektionen entnommen. Mit einer technischen Zugprüfmaschine wurden Kraft-Längenänderungs- und ZerreiB-Diagramme sowie rheologische Kurven aufgenommen. Eine Reihe von Sehneigenschaften wurden in Einzelfällen an verschiedenen Sehnen mehrerer Patienten solange untersucht, bis die Gesetzmäßigkeiten eindeutig erkennbar waren.

2. *Kraft-Längen-Beziehungen.* Sehnen besitzen deutliche elastische sowie visköse und sehr geringe plastische Eigenschaften. Im Kraft-Längenänderungs-Diagramm können wir regelmäßig einen unteren nichtlinearen, dann einen praktisch linearen und danach einen oberen kurzen nichtlinearen Teil beobachten. Der untere nichtlineare Teil ist abhängig von der Vorspannung. Es verschwindet mit steigender Vorspannung. Lagern wir eine Sehne im entspannten Zustand mehrere Stunden bis Wochen, so weicht der untere nichtlineare Teil des ersten Belastungszyclus deutlich, des zweiten mäßig, des dritten geringgradig und des vierten kaum noch oder nicht mehr von den folgenden ab.

3. *Relaxation.* Die Relaxation ist abhängig von der vorausgegangenen Dehnungsgeschwindigkeit. Je höher diese ist, um so ausgiebiger ist die Relaxation. Je kleiner der Sehnenquerschnitt ist, um so stärker ist bei sonst unveränderten Versuchsbedingungen (Ausgangskraft, Einspannlänge etc.) die Relaxation. Lange Sehnen zeigen bei sonst unveränderten Bedingungen schwächere Relaxationen als kurze. Je größer die Ausgangsspannung ist, um so steiler ist die Tangente der Relaxationskurve am Anfang und um so länger dauert es, bis eine asymptotische Näherung eintritt. Die Relaxationskurve ist eine zusammengesetzte e -Funktion mit negativen Exponenten. Da nach jeder Spannungszunahme in einer Sehne infolge Dehnung aufgrund der Wirkung der Muskelkraft und einer anschließenden Konstanthaltung der Dehnung sich Relaxationen einstellen, ist diese Erscheinung bedeutsam für die funktionelle Anatomie der Sehnen und sie muß durch ständiges Nachregulieren der Muskelspannung ausgeglichen werden. Das Relaxationsverhalten ist unter ganz bestimmten Bedingungen unabhängig von vorausgegangenen Relaxationsstufen, das Diagramm der entsprechenden Versuchsanordnung haben wir kaskadenförmige Relaxation genannt. Daraus ist zu folgern, daß auch unter Berücksichtigung des Ruhetonus am Lebenden Relaxationserscheinungen entstehen. Je größer die Zeitintervalle zwischen den Belastungen sind, um so höher ist die Relaxation. An ausgetrockneten Sehnen ist die Relaxation wesentlich ausgeprägter als an feuchten.

4. *Erholungskurven.* Wenn wir eine Sehne erst anspannen und sie dann teilweise entspannen, so nimmt unter Konstanthaltung der Länge die Spannung mit der Zeit zunächst schnell und dann langsam sich einem Grenzwert nähernd zu. Wir nennen diese Erscheinung Erholungseigenschaft (Kraft- bzw. Spannungsrückgewinn). Die Kraft-Zeit- oder Spannungs-Zeit-Kurve des Erholungsphänomens nennen wir Erholungskurve. Sie ist eine zusammengesetzte e -Funktion und die Lösungsfunktion einer rheologischen Zustandsgleichung der Sehne. Die Erholung ist abhängig von der Entlastungsgeschwindigkeit, je größer diese ist, um so ausgiebiger ist jene. Wenn wir Relaxationen zwischenschalten, so sind die Erholungen

etwas ausgiebiger als beim direkten Belastungs-Entlastungs-Übergang. Das Optimum der Ausgiebigkeit der Erholung befindet sich im unteren und mittleren Drittel der Ausgangskraft. Die Erholungskurve nähert sich einer Geraden, wenn wir sie dicht oberhalb der Ausgangsspannung oder nach fast vollständiger Entspannung registrieren. Die Erholungskurven sind unter bestimmten Bedingungen unabhängig von zwischengeschalteten, vorausgehenden kaskadenförmigen Erholungskurven. Nach längeren zwischengeschalteten Relaxationen hängen mechanische Erholungskurven nicht von der Dehnungsgeschwindigkeit ab, jedoch aber von der Entdehnungsgeschwindigkeit.

5. *Dämpfung.* Die viskösen Eigenschaften der Sehnen rufen Dämpfungserscheinungen hervor. Wir können sie am besten mit elektronischer Kraft- und Wegmessung, die auf dem Prinzip von Induktionsströmen beruht, darstellen. Auch in den unteren Kraft-Längenänderungs-Bereichen läßt sich mit verfeinerter Meßtechnik eine Hysterese beobachten. Die Fläche der Hystereseschleife entspricht der Verlustarbeit oder Dämpfung. Sie ist insofern ein Nachteil, als Energie verlorengeht. Dem stehen mehrere Vorteile der Dämpfung gegenüber: Schwingungen werden verhindert, die Bewegungsgröße wird in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit herabgesetzt. Die Hystereseschleifen sind geschwindigkeitsabhängig.

A. Einleitung

Sehnen übertragen Zugkräfte von den Muskeln auf das Skeletsystem und in umgekehrter Richtung. Sie sind zu dieser Funktion befähigt aufgrund einer Reihe qualitativ und zum Teil quantitativ faßbarer rheologischer Eigenschaften wie Elastizität, Viskosität, Relaxation, Retardation und mechanisches Erholungsphänomen. Zu einigen dieser Themen sind wiederholt Untersuchungen vorgenommen worden von Anatomen, Chirurgen, Orthopäden und Ingenieuren. Dennoch können wir auf diesem Gebiet eine unübersehbare Zahl ungeklärter Probleme erkennen, wenn wir die technische Materialprüfung, Kontinuumsmechanik und Physik der Hochpolymeren als Basis experimenteller und theoretischer Fragestellungen betrachten. Unter diesen Aspekten vorzunehmende Untersuchungen an biologischen Geweben, die mechanische Aufgaben besitzen, dürften unsere Kenntnisse der funktionellen Anatomie des Bewegungssystems und speziell der Sehnen erweitern.

Auf der Grundlage derartiger Untersuchungen können sich praktische Anwendungsmöglichkeiten in verschiedenen Bereichen der Medizin ergeben. In diesem Zusammenhange spielen Art, Stärke, Dauer und Geschwindigkeit von Belastungen des Muskel-Sehnen-Skelet-Systems eine Rolle in der Arbeitsmedizin, im Hochleistungssport, bei gedeckten Sehnenrupturen und unphysiologischen Sehnenbeanspruchungen, wie sie bei Krankheitsbildern des neuromuskulären Systems entstehen können. In der Nachbehandlung von Unfällen, insbesondere von Knochenbrüchen, ist die Übungsbehandlung mit aktiven Bewegungsübungen oft entscheidend. Da es hier im wesentlichen um die Remobilisation der kollagenen Fasern in den Bändern, Sehnen und Gelenken geht, dürfte eine erweiterte Kenntnis der Mechanik und Biologie des Kollagens neue Ansatzpunkte für die Übungsbehandlung posttraumatischer Zustände ergeben.

In der Bio- und Histomechanik lassen sich Begriffe verwenden, die aus der technologischen Materialprüfung, Textilfaserforschung und Physik der Hochpolymeren stammen. Ein Kraft-Längenänderungs-Diagramm (DIN 53815) ist eine Kennlinie, die bei erzwungener Längenzunahme unter Kraftanstieg bzw. -änderung entsteht. Unterbrechen wir ein Kraft-Längenänderungs-Diagramm unterhalb der Höchstkraft (Reißkraft) und registrieren die Spannung bzw. Kraft

als Funktion der Zeit, so entsteht eine Relaxationskurve. Ein viskoelastischer Körper dehnt sich bei konstanter Belastung mit der Zeit. Diese Eigenschaft heißt Kriechphänomen oder Retardation (Pipkin, 1972).

I. Stand der Forschung

1. Zugfestigkeit, Reißfestigkeit. In der Biomechanik von Sehnen nehmen Untersuchungen über die Zugfestigkeit den größten Raum ein. Bezüglich der historischen Entwicklung sei auf die Arbeit von Elliot (1965) verwiesen. — Eine der ersten Untersuchungen mit den Hilfsmitteln der technischen Materialprüfung nahm Gratz (1931) an der Fascia lata vor. Die prozentuale Dehnung beim Bruch betrug durchschnittlich etwa 8%. Eine grundlegende Arbeit über die quantitative Zugfestigkeit von Sehnen veröffentlichte Cronkite (1936). Die Zugfestigkeit von 294 Sehnen ergab Werte von 6,11 bis 12,65 kp/mm². Rollhäuser (1950) beobachtete an menschlichen Sehnen eine Zunahme der Zugfestigkeit nach Trocknung und eine Abnahme nach Essigsäurequellung. Beide Effekte traten bei Jugendlichen stärker hervor als bei Erwachsenen. Die Arbeiten von Stucke (1950) über die Achillessehne haben erhebliche Beachtung gefunden.

An Achillessehnen trainierter und nichttrainierter Kaninchen nahm Viidik (1969) Versuche vor. Die Steigung der Tangente im linearen Bereich, die als $\text{tg}\alpha$ in Newton pro Quadratmeter angegeben wurde, war bei den trainierten Tieren geringfügig erhöht gegenüber den nichttrainierten. Benedict, Walker und Harris (1968) prüften die Sehnen der Strecker und Beuger von amputierten Beinen. Nach ihren Angaben ist die Zugfestigkeit der Strecksehnen um 20% höher als die der Beugesehnen. Im Anfangsteil des Spannungs-Dehnungs-Diagramms fand sich bei den Extensorsehnen eine größere Dehnung pro Spannungseinheit als bei den Flexoren. Ein wesentlicher Unterschied des Elastizitätsmoduls zwischen Streck- und Beugesehnen des Fußes konnte nicht festgestellt werden. In der Thematik ähnlich sind die Untersuchungen von Blanton und Biggs (1970). Auch sie fanden eine größere Zugfestigkeit bei den Extensorsehnen als bei den Beugesehnen. Bei Föten war der Unterschied nicht signifikant. Im Gegensatz zu Benedict, Walker und Harris (1968) fanden Blanton und Biggs (1970) deutliche Unterschiede zwischen konservierten und frischen Sehnen.

2. Spannungs-Dehnungs-Beziehungen. Partington (1963) hat den Zusammenhang zwischen Festigkeit und den Nichtkollagenbestandteilen von Rattenschwanzsehnen untersucht. Bei nativen Sehnen war die Steigung des linearen Teils der Last-Verlängerungs-Kurven bis zu einer Längenzunahme von 2% in aufeinanderfolgenden Cyclen reproduzierbar. Nach der Einwirkung von hochgradig gereinigter Hyaluronidase änderte sich die Steigung nicht. Damit sind Chondroitinsulfat A und C sowie die Hyaluronsäure ohne Bedeutung bei der Stabilisierung der kollagenen Faser bezüglich des Kriteriums der Tangentensteigung. Auch nach Ansicht von Rigby (1964) sind innerhalb einer auf maximal 2% beschränkten Längenzunahme die mechanischen Sehneneigenschaften reproduzierbar. Er setzte Sehnen cyclischen Belastungen aus. Nach 1000 Belastungen hatte die Steifigkeit der Sehnen wesentlich zugenommen. Entsprechende Änderungen zeigten die Hysteresschleifen.

3. *Einfluß physikalischer Größen auf die biomechanischen Eigenschaften von Sehnen.* Rheologische Untersuchungen nahmen Vanbroecklin und Ellis (1965) an menschlichen Extensorsehnen des Fußes *in vitro* vor. Es wurden 8 frische und 8 im Tiefkühlfach aufbewahrte Sehnen bei Zimmertemperatur geprüft. Ergebnis: Ein Unterschied zwischen frischen und tiefgekühlten Sehnen konnte nicht beobachtet werden. Sägezahnförmige Belastungsfunktionen wurden vorgegeben und simultan Spannungs-Dehnungs- sowie Spannungs-Zeit-Diagramme registriert. Der Elastizitätsmodul ist nach diesen Versuchen nicht nur eine Funktion der Spannung, sondern auch der Spannungsänderungsgeschwindigkeit. Mit der Frage, wann nach dem Tode mit Veränderungen der Relaxationseigenschaften von Sehnen zu rechnen ist, haben sich Matthews und Ellis (1968) befaßt. Sie untersuchten Katzensehnen. Wesentliche Veränderungen des Tangentenmoduls (apparent elastic modulus) konnten in den ersten Stunden postmortal nicht gefunden werden.

4. *Relaxation.* Abrahams (1967) nahm Spannungsrelaxationsuntersuchungen an Sehnen von Menschen und Pferden vor. Er beobachtete einen Spannungsgleichgewichtszustand nach etwa 50—60 min. Berechnungen über das Relaxationsverhalten nichtlinearer rheologischer Modelle stammen von Juilfs (1967). An Bandscheiben konnten Hartmann und Fricke (1957) Relaxationskurven darstellen. Hirsch und Sonnerup (1968) beobachteten an kollagenen Fasern typische Relaxationserscheinungen. Eine systematische Untersuchung über das Relaxationsverhalten bei verschiedenen Ausgangsspannungen und variablen Vordehnungsgeschwindigkeiten stammt von Rigby, Hirai, Spikes und Eyring (1959).

5. *Retardation.* Laban (1962) hat die Retardation an Achillessehnen von Hunden nachgewiesen. Besonders hervorgehoben sei die Arbeit von Jamison (1968), der Kriecherscheinungen an der Haut experimentell gemessen und in erheblichem Umfange Aspekte aus der theoretischen Rheologie berücksichtigt hat. Hier ergeben sich sinnvolle Querverbindungen zur Physik der Hochpolymeren, wobei hier auf die grundlegenden Arbeiten von Alfrey (1948), Bland (1960), Bergen (1960), Ferry (1961), Reiner (1969), Nielsen (1962), Severs (1962) und Stuart (1956) hingewiesen sei. Über die Retardationserscheinungen an Tiersehnen und ihre typische Kurvenform hat Viidik (1966) berichtet.

6. *Biorheologie der Sehnen.* Eine allgemeine Untersuchung über die Elastizität tierischer Gewebe unter Berücksichtigung der Querkontraktion stammt von Wöhlisch, Du Mesnil de Rochemont und Gerschler (1927). Sie registrieren die Querschnittsänderung fortlaufend. An der Schwanzsehne von Ratten konnte Elden (1963) zeigen, daß der Wassergehalt den Elastizitätsmodul beeinflusst. Eine phänomenologische Beschreibung der Eigenschaften des zugbelasteten kollagenen Gewebes in Bändern und die Aufstellung eines rheologisch-mechanischen Modells mit mathematischer Formulierung gehen auf Frisen, Mägi, Sonnerup und Viidik (1969) zurück. Die Autoren berücksichtigen elastisches, visköses und plastisches Verhalten, die im theoretischen Modell von Hookeschen, Newtonschen und St. Venant-Elementen repräsentiert werden. Der untere nichtlineare Bereich wurde durch den Grenzwert einer Treppenfunktion dargestellt. Im Gegensatz zu diesem Modell, das für Bänder aufgestellt wurde, fanden Walker, Harris und

Benedict (1964) kein plastisches Fließen bei ihren Spannungs-Dehnungs-Versuchen der Sehne des *M. plantaris* von Menschen.

Die Dehnbarkeit verschiedener Bänder und Sehnen ist gemäß ihrer Zusammensetzung und ihrem Gefüge unterschiedlich. Während sie nach Hardy (1951) am Ligamentum patellae außerordentlich niedrig ist, können die Ligamenta flava auf 140% der Ausgangslänge gedehnt werden. Auch der Tangentenmodul (linear stress-strain-ratio) zeigt nach Harris, Walker und Bass (1966) erhebliche Unterschiede.

Die Sehnen des *M. extensor digitorum longus* und *M. plantaris* sind durch einen Tangentenmodul gekennzeichnet, der 20% höher als beim *M. flexor digitorum longus* ist.

II. Problemstellung

1. Allgemeine Grundlagen. Die biomechanischen Eigenschaften der Sehnen sind zum Teil noch unbekannt. Über ihre Struktur und klinische Bedeutung gibt es zahlreiche Veröffentlichungen. Wenn wir die Sehnen als biohochpolymere, inhomogene Körper unter dem Aspekt der Rheologie untersuchen, so können wir mit neuen Erkenntnissen rechnen, die zugleich auch ein Beitrag zur funktionellen Anatomie sind.

Der experimentelle Teil unserer Untersuchungen beruht auf Methoden die wir selbst entwickelt oder in modifizierter Form aus der technischen Materialprüfung übernommen haben. Hinsichtlich der theoretischen Vorstellung haben wir versucht, die Ergebnisse der phänomenologischen Rheologie einzubeziehen. In diesem Zusammenhang sei hingewiesen auf die grundlegenden Arbeiten von Bergen (1960), Bland (1960), Flügge (1967), Nielsen (1962), Reiner (1969) und Yamada (1970), die wir zusammen mit im Text zitierten Originalarbeiten bei der Entwicklung von Modellvorstellungen, der Versuchsplanung und dem Aufbau experimenteller Anordnungen berücksichtigt haben.

2. Zerreißversuche. Zerreißversuche sind wiederholt an Sehnen und Bändern vorgenommen worden (Cronkite, 1936; Blanton und Biggs, 1970; Stucke, 1950; Viidik, 1966; Yamada, 1970). Dabei wurde die Unterscheidung zwischen Reiß- und Bruchkraft sowie der zugeordneten Reiß- und Bruchlänge nicht getroffen. Über die einzelnen Phasen des Zerreivorganges gibt es wenige Angaben. Deswegen sollen die einzelnen Stadien des Zerreivorganges analysiert werden. Die Ergebnisse beabsichtigen wir im Zusammenhang mit der Sehnenfunktion, den gedeckten Sehnenrupturen und theoretischen Vorstellungen über die Reißvorgänge (Brandenberger, 1948) zu erörtern.

3. Relaxation. Die in der Literatur mehrfach beschriebene Relaxation des Bindegewebes (Fung, 1968; Haut und Little, 1969; Rigby, Hirai, Spikes und Eyring, 1959) haben wir unter besonderen experimentellen Bedingungen mit bestimmten Fragestellungen untersucht:

- a) Ist die Relaxation von der unmittelbaren vorausgehenden Längenzunahmegeschwindigkeit abhängig?
- b) In welcher Art beeinflußt die Ausgangskraft die Relaxationskurve?
- c) Welchen Einfluß hat die Größe des Querschnittes auf die Relaxation?
- d) Werden die Relaxationskurven von einer oder mehreren vorausgehenden Relaxationen beeinflußt?

e) Wie verhalten sich die Relaxationsdiagramme feuchter Sehnen im Vergleich zu trockenen ?

f) Welchen Einfluß hat die Vorspannung auf die Relaxation ?

4. *Erholungsfunktion.* In Vorversuchen an Sehnen beobachteten wir Erholungskurven in Form von Kraftzunahme als Funktion der Zeit nach vorausgehender Entdehnung mit anschließender Längenkonstanthaltung. Diese aus der Physik der Hochpolymeren als inverse Relaxation bekannte Erscheinung soll an den Sehnen in Abhängigkeit von verschiedenen unabhängig voneinander zu variierenden Größen geprüft werden.

a) Wie hängt die Erholungskurve von der Entlastungsamplitude ab ?

b) Hat die Längenabnahmegeschwindigkeit einen Einfluß auf die Form der Erholungskurve ?

c) Wirkt sich eine zwischengeschaltete Relaxationskurve auf die Erholung aus ?

d) Welche Form haben die Erholungsdiagramme von Sehnen nach Dehydratation ?

e) Wird eine Erholungskurve von einer oder mehreren vorausgehenden, zwischengeschalteten Erholungen beeinflusst ?

f) Welche Bedeutung hat die Erholungseigenschaft in der funktionellen Anatomie ?

5. *Rheologische Modelle.* In der phänomenologischen Rheologie werden Modelle über das Verhalten von Körpern unter dem Einfluß äußerer Kräfte aufgebaut. Solche Modelle sollen eine Vorstellung vom mechanischen Verhalten eines Körpers geben und eine Basis für die Aufstellung rheologischer Zustandsgleichungen bilden. Wir haben überprüft, inwieweit derartige Modelle geeignet sind, das Sehnenverhalten zu erklären.

a) Welche Sehneneigenschaften können mit dem Maxwell-Modell gedeutet werden ?

b) Inwieweit können die histomechanischen Qualitäten der Sehnen mit einem Kelvin-Voigt-Modell und dazu in Serie geschaltetem Hooke'schen Element erklärt werden ?

c) Ist eine Sehne mit einer Kelvin-Voigt-Kette vergleichbar ?

B. Material und Untersuchungsverfahren

I. Untersuchungsgut

Wir haben 300 Sehnen von der Streckseite des Fußes bei Sektionsleichen herauspräpariert. Die Entnahme erfolgte durchschnittlich 24—36 Std nach dem Tode. Da die Verstorbenen in Kühlräumen gelagert worden waren, und die Untersuchungen gleich nach der Entnahme erfolgten, dürfte keine ins Gewicht fallenden postmortalen Veränderungen der mechanischen Eigenschaften des Sehnengewebes entstanden sein. Diese Auffassung wird — wie im vorigen Abschnitt erwähnt — durch Angaben über entsprechende Untersuchungen in der Literatur bestätigt.

Auf dem Fußrücken und am distalen Ende des Unterschenkels legten wir einen Längsschnitt. Die Strecksehnen und in ausgewählten Fällen auch andere Sehnen wurden sorgfältig freipräpariert und dann entnommen. Anschließend wurde der Schnitt mit einer fortlaufenden chirurgischen Naht ordnungsgemäß verschlossen.

Wir haben alle beschriebenen Versuchsergebnisse verschiedener Sehnen und Altersklassen untersucht. Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Überprüfung bekannter rheologischer Eigenschaften von Sehnen, die Modifikation der bisherigen experimentellen Anordnungen

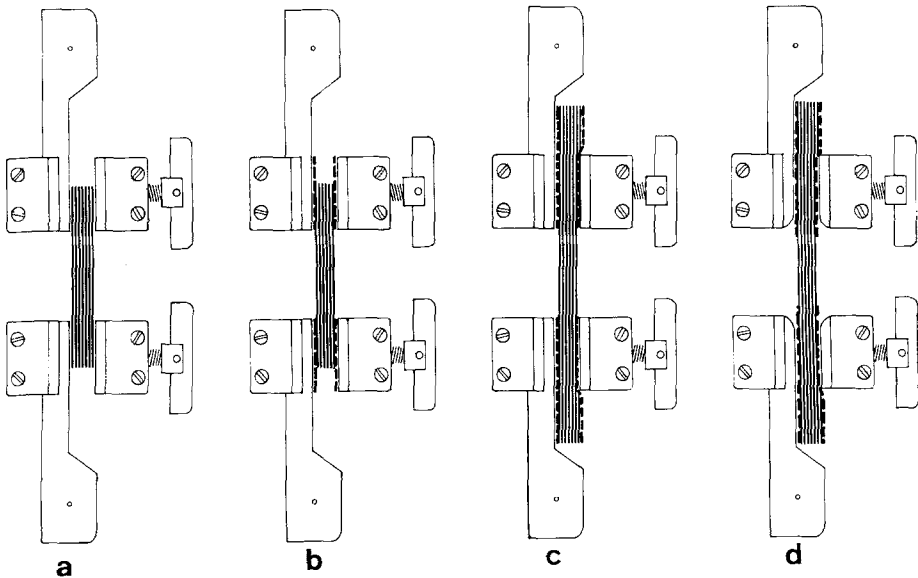


Abb. 1 a—d. Einspannvorrichtungen von Sehnen in die Klemmen einer Zugprüfmaschine
Am günstigsten ist die Einspannung gemäß 4 d

sowie die Beschreibung bisher unbekannter Sehneneigenschaften. Die Resultate werden hauptsächlich qualitativ beschrieben. Bezüglich der statistisch-quantitativen Ergebnisse großer Reihenuntersuchungen verwiesen auf die Arbeiten von Arnold (in Vorbereitung), Vogt, Arnold und Lippert (in Vorbereitung) sowie Worthmann, Arnold und Lippert (1972).

Nach Abschluß der Vorversuche haben wir ein Standardprogramm in Form eines biomechanischen Mehrstufentests entwickelt. In der ersten Stufe wurde die Elastizitätsgrenze bestimmt. Dabei wurde die Schädigungsgrenze nicht überschritten, so daß keine irreversiblen Veränderungen an den Sehnen entstehen konnten. In der 2. Stufe prüften wir die Relaxation nach einer Ausgangskraft von 2 kp, in der 3. nach 4 kp, in der 4. nach 6 kp und in der 5. nach 8 kp. Die Stufen Nr. 6—10 bestanden in Kraft-Zeit-Diagrammen unter verschiedenen hohen Be- und Entlastungsgeschwindigkeiten. In der 11. und letzten Stufe nahmen wir Zerreißdiagramme auf. Mit diesem routinemäßig ablaufendem Standardprogramm in Form eines 11-Stufentests konnten wir ein umfangreiches Informationsmaterial über die Histo-mechanik der Sehnen gewinnen. Außer diesem Standardprogramm haben wir etwa 180 zusätzliche Versuche ausgeführt, die sowohl bekannte als auch bisher nicht beschriebene Sehneneigenschaften erkennen lassen. In dieser zusätzlichen Versuchsreihe wurden experimentelle Parameter unter gezielten Fragestellungen systematisch variiert, z. B. Entlastungsgeschwindigkeit, Abhängigkeit der mechanischen Erholung von der Entlastungsgeschwindigkeit, Einfluß der cyclischen Belastungsgeschwindigkeit auf die Form der Hystereseschleifen. Zerreißversuche unter hohen Geschwindigkeiten wurden an 133 Sehnen mit einer anderen Methodik (Schlag-Zug-Versuch) vorgenommen (Arnold, 1972). Systematische Untersuchungen des isometrischen Verhaltens menschlicher Sehnen des *M. peroneus longus et brevis* wurden aufgrund von 1800 Relaxationskurven von Vogt, Arnold und Lippert (in Vorbereitung) untersucht. Die mechanische Erholung (Kraftrückgewinn) wurde an 1000 Erholungskurven von der Sehne des menschlichen *M. extensor hallucis longus* von Worthmann, Arnold und Lippert (1972) analysiert.

II. Experimentelle Methoden

Die Sehnen wurden gemäß Abb. 1 in die Klemmen vom Typ 8132 der Zugprüfmaschine 1361 (Firma Zwick, Einsingen bei Ulm) eingespannt. Am besten ist die Einspannung Abb. 1 d. Die Klemmkanten haben wir abgerundet. Dadurch werden Kerbwirkungen am Einspann-

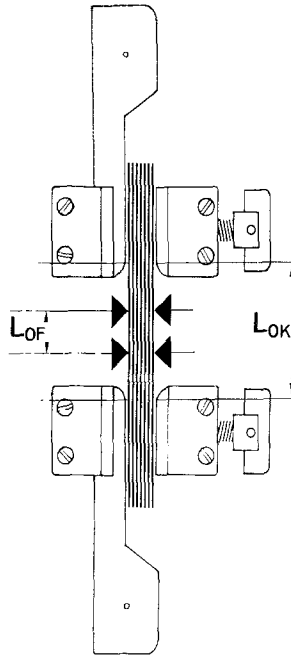


Abb. 2. Prinzip der Dehnungsmessung einer Sehne mit elektronischen Fühlerdehnungsaufnehmern. Die Meßstrecke befindet sich zwischen den mit Pfeilen gekennzeichneten Dehnungsaufnehmern. L_{OF} anfängliche Länge zwischen den Fühlerdehnungsaufnehmern, L_{OK} anfängliche Länge zwischen den Klemmen (= Einspannlänge)

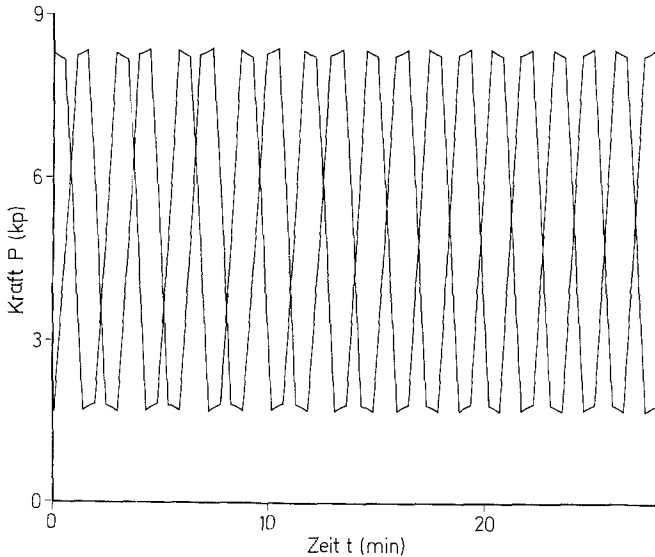


Abb. 3. Zuverlässigkeitstest bezüglich der Einspannung und Reproduzierbarkeit. Die Einspannung ist fest, da bei zeitlichem Vor- und Rücklauf weitgehende Symmetrie entsteht. Sehne des *M. peroneus tertius dexter* eines 43jährigen Mannes, Papiergeschwindigkeit 120 mm/min, Längenänderungsgeschwindigkeit 15 mm/min

werkzeug herabgesetzt. Bei einigen Versuchen haben wir elektronische Fühlerdehnungsaufnehmer verwendet (Abb. 2). Mit ihnen wird die Länge zwischen den Pfeilen der Abb. 2 gemessen. Dabei gehen nachteilige Wirkungen der Einspannklemmen nicht in das Dehnungsmessergebnis ein. Die Zuverlässigkeit der Einspannungen haben wir mit einem Test gemäß Abb. 3 geprüft. Wenn zeitlicher Vor- und Rücklauf symmetrisch sind, dann ist die Einspannung gut. Das Herausrutschen der Sehnen aus den Einspannklemmen konnten wir nach einem Vorschlag von Lippert (1971) dadurch verhindern, daß wir Gitterleinen (Firma Black & Decker, Typ 1235) zwischen den Probekörper und die Einspannbacken legten. Die Versuche wurden bei einer Raumtemperatur von 22°C vorgenommen. Mit einem Feinzerstäuber hielten wir die Sehnen feucht. Wir verwendeten ein Wasser-Glycerin-Gemisch von 10:1.

Auf eine in der Literatur mehrfach beschriebene Erscheinung, die wir regelmäßig beobachten konnten, sei an dieser Stelle hingewiesen: Wenn eine Sehne nach völliger Entspannung wieder angespannt wird, so können wir nach Maßgabe der Dauer der Entspannung feststellen, daß die Kraft-Längenänderungs-Kurve und besonders ausgeprägt das Relaxationsdiagramm erst nach mehreren Belastungen eine einheitliche Form aufweisen. Dieses Verhalten haben wir einerseits als isoliertes Problem untersucht und andererseits bei der Registrierung anderer Versuche insofern berücksichtigt, als die Sehnen durch typische nicht schädigende vorausgehende Belastungen in einen Gleichgewichtszustand gebracht wurden (viskoelastischer Gleichgewichtszustand, steady state).

C. Befunde

I. Linearer Bereich der Kraft-Längenänderungs-Diagramme

Aus zahlreichen von uns vorgenommenen Versuchen wissen wir, daß der quasi lineare (praktisch lineare, fast lineare) Teil der Kraft-Längenänderungs-Diagramme von Sehnen sowohl bezüglich der Kraft als auch der Längenänderung meistens so groß oder größer ist als der untere und obere nichtlineare zusammen. Wir sehen dies auf dem Zerreißdiagramm (Abb. 4). Wenn wir Sehnen mehrere Stunden bis einige Wochen in völliger Entspannung lagern und sie dann untersuchen, so können wir beobachten, daß Kraft-Längenänderungs-Diagramme, sofern wir sie unmittelbar zeitlich hintereinander schreiben, bei der ersten Belastung deutlich, der zweiten geringgradig und dritten kaum noch von den folgenden abweichen. Das gilt namentlich für den unteren nichtlinearen Teil. Bezüglich des praktisch linearen Bereiches gilt dies nur in geringem Ausmaß. In diesem Abschnitt können wir die geringen Abweichungen leicht nachprüfen, wenn wir ein Dreieck anlegen und dann mit einem zweiten oder einem Lineal eine Parallelverschiebung vornehmen. Auch läßt sich beobachten, daß bei der ersten Belastung nach längerer Pause (einige Stunden bzw. mehrere Wochen ohne Spannung) der untere nichtlineare Teil sich weiter nach oben ausdehnt als bei den folgenden (Abb. 5). Die Abb. 6 zeigt im Halbselektivverfahren aufgezeichnet — nach bereits unmittelbar zuvor mehrfach vorgenommener Belastung (Einstellung der viskoelastischen Gleichgewichtszustandes) — vom 2. Cyclus an steigende Vorlasten. Ergebnis: Die Steigung der linearen Abschnitte ist unabhängig von der Vorlast. Der untere Hookesche Punkt wird durch steigende Vorlasten nicht wesentlich verschoben.

II. Relaxation in Abhängigkeit von der Ausgangsnennspannung

Wenn wir Sehnen mit einer bestimmten, im einfachsten Falle konstanten Geschwindigkeit dehnen und dann die Länge konstant halten, so läßt ihre Kraft bzw. Spannung in Abhängigkeit von der Zeit nach. Diese Erscheinung, die wir an

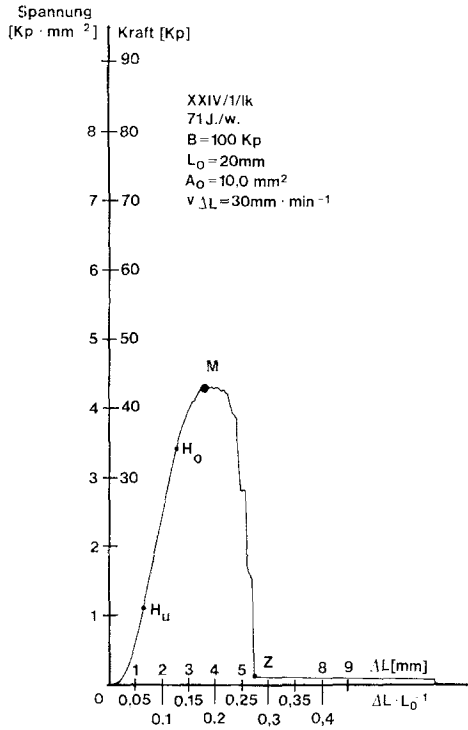


Abb. 4. Sehne des *M. extensor hallucis longus*. Zerreiversuch. H_u unterer Übergangspunkt, H_o oberer Übergangspunkt, M Maximum, Z Ende des Kollagenzerreivorganges

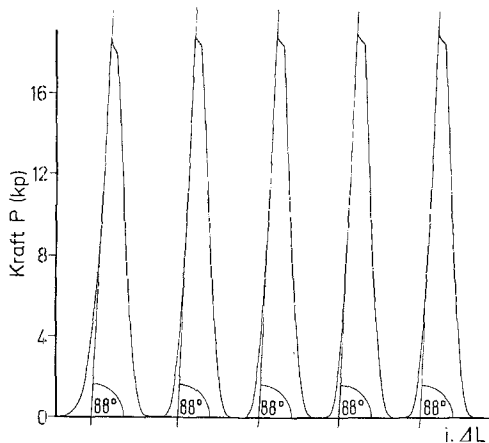


Abb. 5. Das Diagramm zeigt den unteren nichtlinearen sowie einen Teil des proportionalen Bereiches im intermittierenden Kraft-Langenandigungs-Diagramm. Die Sehne war wahrend 24 Std nach der Entnahme einige Grade oberhalb des Gefrierpunktes gelagert worden und vor dem Versuch nicht belastet worden. Ergebnis: Der nichtlineare Teil des 1. Versuchs weicht von den übrigen ab. Dagegen ist die Tangentensteigung des linearen Bereiches praktisch konstant. $\frac{1}{3}$ Langsspaltteil der Sehne des *M. tibialis anterior dexter* einer 70jahrigen Patientin, $v_t = 120$ mm/min, $v_{\Delta L} = 15$ mm/min. Abszisse: $i \cdot \Delta L$ intermittierende Langenandigung. Ordinate: Kraft in Kilopond

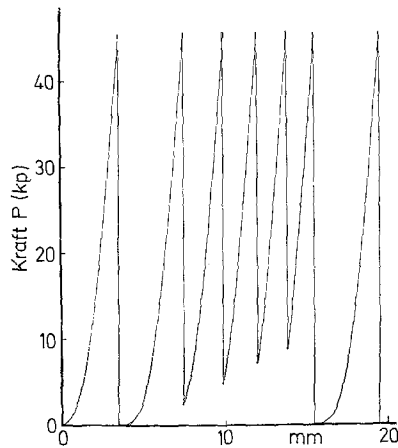


Abb. 6. Die Abbildung zeigt mehrere Kraft-Längenänderungs-Diagramme. Sie wurden an einem halben Längsspaltteil der Sehne des vorderen Schienbeinmuskels eines 68jährigen Mannes vorgenommen. Die senkrechten Geraden geben den Rücklauf bei abgeschaltetem Papiervorschub an. Wir gewinnen damit eine Selektivdarstellung, die den Vorteil hat, daß mehrere Kurven, um sie leicht vergleichen zu können auf eine Abbildung gebracht werden können. Aus den Kurven entnehmen wir leicht: Bei steigender Vorspannung rückt der untere Übergangspunkt nicht nach oben. Die Steigung des quasi proportionalen Bereiches bleibt ohne wesentliche Veränderung. $v_{AL} = 25$ mm/min, Vorlauf- gleich Rücklaufgeschwindigkeit, Ausgangslänge $L_0 = 40$ mm. Testkurve im Vor- und Nachspann. Die Sehne befand sich im viskoelastischen Gleichgewichtszustand. Abszisse: jeweilige Längszunahme in mm, Ordinate: Kraft in kp

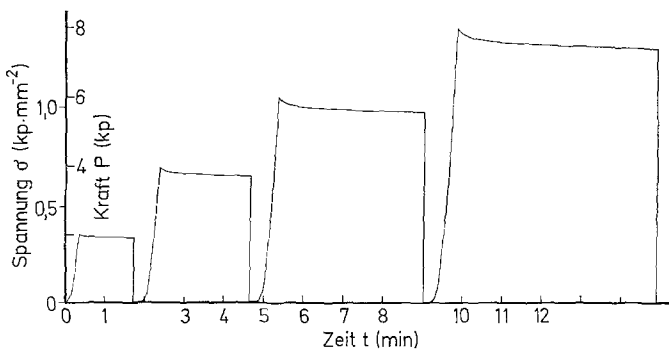


Abb. 7. Vier Spannungs-Relaxations-Diagramme der Sehne des *M. extensor digitorum longus* zur 3. Zehe auf der linken Seite einer 82jährigen Probandin sind bei den Ausgangskräften von 2, 4, 6 und 8 kp aufgezeichnet worden. Die ansteigenden Kurvenabschnitte sind Kraft-(Spannungs)-Längenänderungs-Diagramme mit konstanten Längenänderungsgeschwindigkeiten $v_{AL} = 7$ mm/min. An den Belastungspunkten von 2, 4, 6 und 8 kp wurde das Gerät so umgeschaltet, daß bei konstanter Länge die Spannungsabnahme als Funktion der Zeit aufgezeichnet wurde. $P =$ Kraft [kp], $\sigma =$ Nennzugspannung [kp \cdot mm $^{-2}$], $t =$ Zeit [sec]. $A_0 = 5,73$ mm 2 , $v_t = 60$ mm/min, $L_0 = 20$ mm

viskoelastischen Körpern beobachten können, nennen wir Relaxation. Sie läßt sich an Sehnen sehr gut nachweisen. Wir können auf Abb. 7 erkennen, daß Steilheit und Höhe der Relaxationskurven von der vorgegebenen Spannung abhängig sind. Je höher wir die Ausgangsnennspannung wählen, um so steiler ist der Anfangsteil der Relaxationskurve, um so stärker fällt sie ab und um so länger dauert es, bis sie sich einem Grenzwert (Spannungsgleichgewichtswert) nähert. Bei einer Ausgangskraft von 8 kp, einer Sehnenquerschnittsfläche von $5,73 \text{ mm}^2$ und einer Einspannlänge von 20 mm ist nach 5 min die Kraft um 0,4 kp abgefallen.

III. Erholung

Wenn wir zu einem beliebigen Zeitpunkt der Relaxation, oder auch wenn diese überhaupt noch nicht begonnen hat, die Spannung durch Längenverminderung auf einen Wert der oberhalb von 0 liegt mit einer bestimmten, im einfachsten Falle konstanten Geschwindigkeit herabsetzen, und dann die Länge konstant halten, so nimmt die Kraft bzw. Spannung in Abhängigkeit von der Zeit zu. Wir nennen diese Erscheinung mechanische Erholung oder Kraft- bzw. Spannungsrückgewinn. Die Erholungskurve ist zunächst steil und flacht sich dann allmählich ab (Abb. 8).

Sehnen besitzen also die Eigenschaft der Spannungszunahme (Erholung) nach Entlastung aus einem höheren Spannungsniveau. Gemäß Abb. 8 nimmt nach der Entlastung auf 0,5 kp ohne zwischengeschaltete Relaxation bei einer Ausgangskraft von 7 kp sowie einer Be- und Entlastungsgeschwindigkeit von 30 mm/min und einer Querschnittsfläche der Sehne von 6 mm^2 bei einer Einspannlänge von 40 mm die Kraft innerhalb von 2 min um 0,3 kp zu.

IV. Abhängigkeit der Relaxations- und Erholungskurve von der Längenänderungsgeschwindigkeit

Die Relaxations- und Erholungskurven sind nicht nur von der vorgegebenen Spannung abhängig, sondern auch von der Geschwindigkeit mit der diese erreicht wurde. Wir können auf Abb. 9 sehen, daß bei einer Dehnungs- und Entlastungsgeschwindigkeit von 38 mm/min eine deutliche Relaxations- und Erholungskurve entsteht. Wenn wir nun eine sehr niedrige Längenzunahmegeschwindigkeit von $v_{\Delta L} = 0,3 \text{ mm/min}$ verwenden, so ist die Relaxationskurve sehr flach. Nach Entlastung mit dieser Geschwindigkeit beobachten wir eine ähnliche flache Erholungskurve. Dieser Versuch ist wiederholbar, da er weit unterhalb der Elastizitätsgrenze durchgeführt wurde und damit die Belastungsvorgänge eindeutig innerhalb des schädigungsfreien Bereiches liegen, in dem praktisch alle rheologischen Vorgänge reversibel sind. Aus Abb. 9 entnehmen wir folgende Meßwerte: Bei einer Einspannlänge von 40 mm, Ausgangsquerschnittsfläche von $5,3 \text{ mm}^2$ sowie einer Längenzunahmegeschwindigkeit von 38 mm/min ist während der Relaxationsdauer von etwa 10 sec die Kraft um 0,5 kp abgefallen. Nach einer Entlastung von 0,7 kp unter sonst gleichen Bedingungen ist nach 8 sec die Kraft um 0,3 kp angestiegen. Wenn wir mit 0,3 mm/min dehnen, so ist nach 10 sec Relaxationen die Kraft nur um 0,1 kp gefallen. Der Kraftanstieg in der Erholung beträgt nach 8 sec nur 0,05 kp. Die Abhängigkeit der Relaxation und Erholung von der Geschwindigkeit kommt auch in Abb. 10 zum Ausdruck, wo zur Veranschaulichung

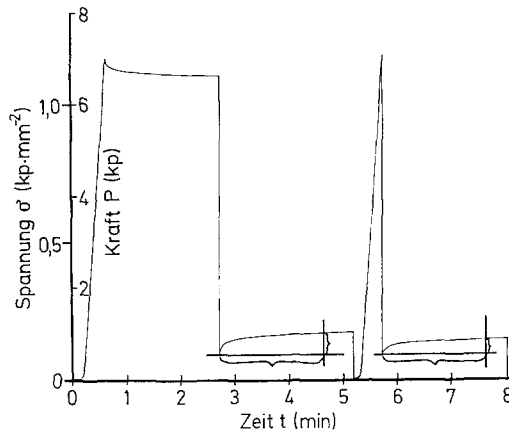


Abb. 8. Es handelt sich um Kraft-Zeit-Diagramme bei konstanter Längenänderungsgeschwindigkeit mit einer zwischengeschalteten Relaxation und 2 Erholungsphasen. Die Erholung ist ausgiebiger nach einer zwischengeschalteten Relaxation. Sehne des *M. extensor digitorum longus* dexter eines 66jährigen Patienten. Einspannlänge $L_0 = 40$ mm, Ausgangsquerschnittsfläche $A_0 = 6$ mm², $v_l = 30$ mm/min, $v_{\Delta L} = 30$ mm/min

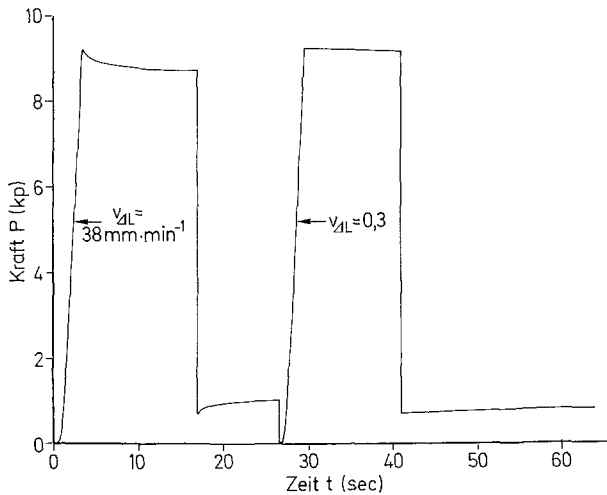


Abb. 9. Relaxation und Erholungskurve bei zwei verschiedenen Be- und Entlastungsgeschwindigkeiten. Sehne des *M. extensor digitorum longus* zur 4. Zehe rechts. Während der Entlastung wurde $V_l = 0$ eingestellt. Einspannlänge = 40 mm, Ausgangsquerschnittsfläche $5,3$ mm², Registrierpapiergeschwindigkeit 300 mm/min

drei verschiedene, jeweils konstante Längenzu- und abnahmegeschwindigkeiten gewählt wurden. Die Längenänderungen wurden jedesmal bei angehaltener Zeitschreibung vorgenommen (Selektivdarstellung), so daß alle drei Kurven auf einer Abbildung wiedergegeben werden konnten. Um jeweils von denselben Anfangsbedingungen auszugehen, wurde bei Spannungen von 0 begonnen.

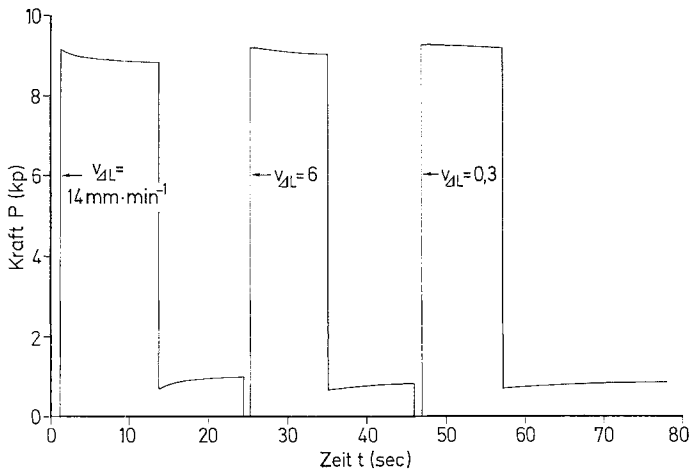


Abb. 10. Relaxation und Erholung nach drei verschiedenen Be- und Entlastungsgeschwindigkeiten. Selektivdarstellung, Unterbrechung der Zeitschreibung während des Vor- und Rücklaufes. Sehne des *M. extensor digitorum longus dexter* zur 4. Zehe, Registrierpapiergeschwindigkeit 300 mm/min

Bei einer Ausgangsquerschnittsfläche von $5,3 \text{ mm}^2$, Einspannlänge von 40 mm, Längenzunahmegeschwindigkeit von 14 mm/min und einer Ausgangskraft von 9,15 kp ist im Laufe der Relaxation die Kraft nach 10 sec um 0,35 kp zurückgegangen, nach derselben Zeit bei einer Längenänderungsgeschwindigkeit von 6 mm/min um 0,15 kp und bei einer vorausgegangenen Geschwindigkeit von 0,3 mm/min wiederum nach derselben Zeit um 0,05 kp. Die Vermessung der Erholungsphase ergibt: Bei einer Ausgangskraft von 9,15 kp mit zwischengeschalteten Relaxationen und Entlastung auf 0,7 kp ist die Kraft nach 10 sec um 0,3 kp angestiegen bei einer Entlastungsgeschwindigkeit von 14 mm/min, um 0,1 kp bei einer solchen von 6 mm/min und um 0,01 kp bei einer Verkürzungsgeschwindigkeit von 0,3 mm/min (Abb. 10). Bezüglich der statistischen Analyse sei auf die Arbeiten von Vogt, Arnold und Lippert (1973) und Worthmann, Arnold und Lippert (1972) hingewiesen.

Erholungskurven an Sehnen entstehen bei einem konstanten Längenwert, der größer als die Ausgangslänge ist. Abb. 11 zeigt eine Versuchsanordnung mit je einer zwischengeschalteten Relaxation. Nach sehr langsamer Dehnung entsteht eine flache Relaxation. Die mit Rücklauf bezeichnete teilweise Entdehnung wurde mit einer Geschwindigkeit von 10 mm/min vorgenommen. Nach Dehnungskonstanthaltung entsteht über die Zeit geschrieben eine typische Erholungskurve von bestimmter Gestalt. Bei der zweiten Belastung wird schnell gedehnt, eine ausgiebige Relaxation folgt und nach langsamer Entdehnung bis zu einem konstanten Wert kommt nur eine flache Erholungskurve zustande. Die 3. Kurve entsteht unter hoher Belastungsgeschwindigkeit, es folgt eine Relaxation, die der zweiten entspricht, nach schneller Entlastung bis auf 2 kp, wie vorher, entsteht eine Erholungskurve, die mit der ersten übereinstimmt. Aus diesen Befun-

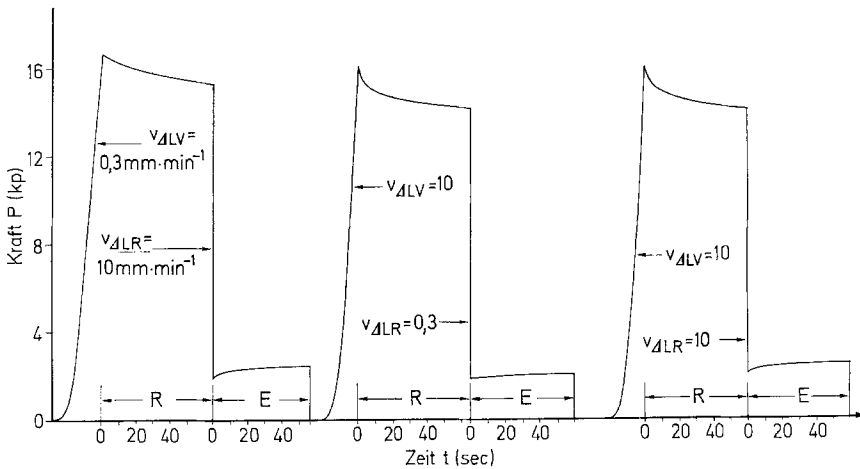


Abb. 11. Ein Längsspalteil der Sehne des rechten vorderen Schienbeinmuskels wurde bei verschiedenen Dehnungs- und Entdehnungsgeschwindigkeiten nach zwischengeschalteter Relaxation in Selektivregistrierung untersucht. Die Erholungskurve ist abhängig von der Entdehnungsgeschwindigkeit. 45jährige Patientin, Einspannlänge 30 mm, Papiergeschwindigkeit 60 mm/min

den folgern wir: Die Erholungskurven sind nach zwischengeschalteten Relaxationen scheinbar nicht oder kaum von der Dehnungs-, jedoch von der Entdehnungsgeschwindigkeit abhängig.

V. Abhängigkeit der Erholungskurve von der Dauer der Relaxation

Die Sehne des *M. extensor digitorum longus* zur 5. Zehe wurde gemäß Abb. 8 untersucht. Bei einer Relaxationsdauer von etwa 2 min — erster Teil der Kurve — nimmt die Spannung nach der Entlastung ausgiebig zu. Im zweiten Teil wurde nicht relaxiert. Die Erholungskurve ist flacher als im ersten Teil. Innerhalb von 174 sec ist die Kraft nach zwischengeschalteter Relaxation in der Erholungsphase um 0,4 kp gestiegen, ohne zwischengeschaltete Relaxation in der gleichen Zeit nur um 0,25 kp.

VI. Relaxation und Erholung bei abnehmender Spannungshöhe

In einem Versuch, der auf Abb. 12 wiedergegeben ist, wurden zunächst drei Cyclen mit denselben Amplituden aufgezeichnet. Die hier registrierten Anfangsteile der Entspannungs- und Erholungskurven sind untereinander identisch. Sie repräsentieren das Gesetz der Unveränderlichkeit cyclischer Sehnenkurven bei niedriger Lastwechselspielzahl nach Gleichgewichtseinstellung. Im vorliegenden Zusammenhange sollen sie lediglich den Gegensatz zu den nun folgenden Cyclen demonstrieren: Je kleiner die Spannungsamplitude sind, um so flacher werden die Relaxations- und Erholungskurven. Am Ende des Versuches wurden wieder drei Cyclen mit konstanter Höhe wie am Anfang aufgezeichnet, die untereinander von gleicher Form sind. Ein ähnlicher Sachverhalt wurde bei stärker auseinandergezogenen Kurven auf Abb. 13 wiedergegeben.

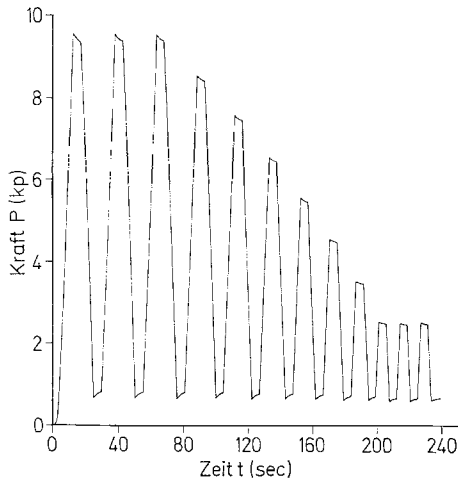


Abb. 12. Sehne des *M. peroneus tertius dexter*. Relaxation und Erholung bei konstanten und degressiven Belastungs-Entlastungs-Amplituden. 43jähriger Mann, Registrierpapiergeschwindigkeit 120 mm/min, Längenänderungsgeschwindigkeit 15 mm/min, Einspannlänge 30 mm, Ausgangsquerschnittsfläche 3,7 mm²

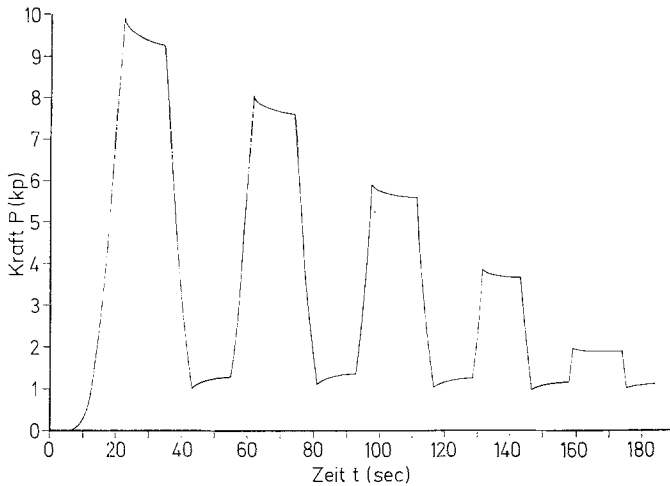


Abb. 13. Sehne des *M. peroneus tertius dexter*. Relaxation und Erholung bei schrittweise verringerter Kraftamplitude. 43jähriger Mann, Einspannlänge 20 mm, $v_t = 120$ mm/min

*VII. Relaxation und Erholung bei abnehmendem Spannungshub
und konstantem oberem Spannungsniveau*

Wenn wir eine Sehne derart cyclisch belasten, daß wir für jeweils wenige Sekunden die Relaxation sowie Erholung aufzeichnen, und die Erholungskurven bei schrittweise zunehmendem unteren Spannungsniveau registrieren, so erhalten

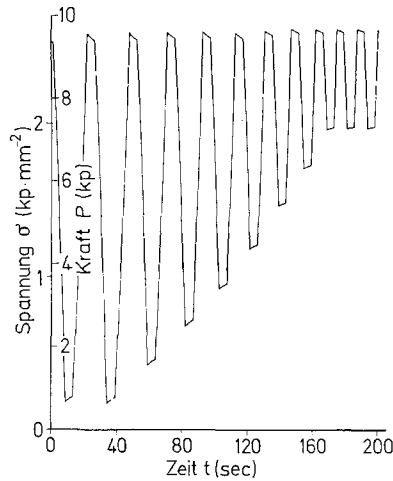


Abb. 14. Cyclisches Spannungs-Zeit-Diagramm der Sehne des M. peroneus tertius eines 43jährigen Patienten mit von unten nach oben abnehmenden Amplituden. Die Relaxations- und Erholungskurven werden dabei flacher. Registrierpapiergeschwindigkeit 120 mm/min, Längenänderungsgeschwindigkeit 15 mm/min, Ausgangslänge $L_0 = 30$ mm, ursprüngliche Querschnittsfläche $A_0 = 3,7$ mm²

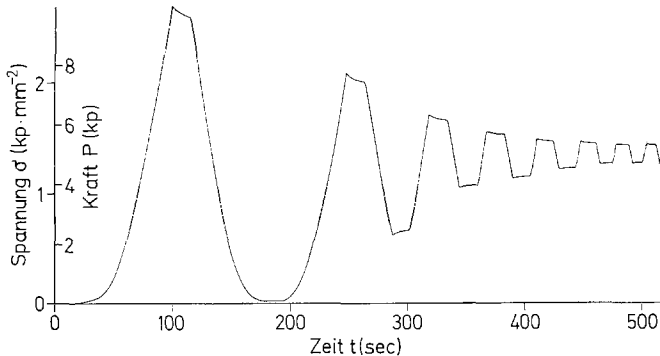


Abb. 15. Relaxation und Erholung bei schrittweiser Verringerung der Amplituden von unten und oben. Sehne des M. peroneus tertius dexter eines 43jährigen Mannes, Registrierpapiergeschwindigkeit 300 mm/min, Längenänderungsgeschwindigkeit 7 mm/min, Einspannlänge 20 mm, Ausgangsquerschnittsfläche 3,7 mm²

wir Kennlinien wie in Abb. 14. Ergebnis: Sowohl die Relaxation als auch die Erholungskurve werden um so flacher, je geringer die vorausgehende Kraft- bzw. Spannungsamplitude war.

VIII. Cyclische Relaxation und Erholung bei gleichmäßiger Verringerung der Amplitude von oben und unten

Wenn wir wie in Abb. 15 den Hub symmetrisch vermindern, so daß sich ein Dekrement um die Hälfte der Höchstspannung als Achse ergibt, dann flachen sich Relaxations- und Erholungskurve etwa gleich stark ab.

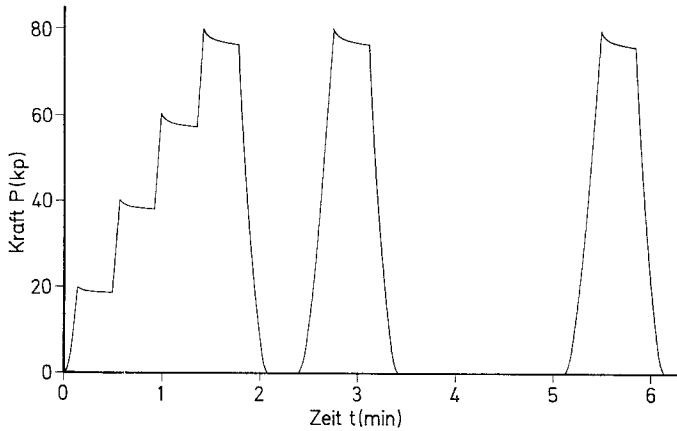


Abb. 16. Die Sehne des *M. flexor digitorum longus* eines 68jährigen Patienten wurde in Form eines kontinuierlichen Kraft-Zeit-Diagrammes untersucht. Das Diagramm zeigt zwischen-geschaltete kaskadenförmige Relaxationsstufen vor der obersten Relaxation. Vergleichen wir diese mit der folgenden, so beobachten wir identische Kurvenformen. Die letzte Relaxation wurde nach einem zeitlichen Zwischenintervall von etwa 1,5 min geschrieben. Das Ergebnis gilt nicht allgemein. $L_0 = 40$ mm, $v_{\Delta L} = 10$ mm/min, $v_t = 60$ mm/min

IX. Kaskadenförmige Relaxation

Unter der kaskadenförmigen Relaxation verstehen wir zwei oder mehrere aufeinanderfolgende Relaxationskurven bei steigender Ausgangsspannung. Eine anschauliche Vorstellung von ihr geben uns die Kurven der Abb. 16 und 19. Je höher die Ausgangsspannung ist, um so ausgiebiger ist die folgende Relaxation. Die Endrelaxation (oberste Relaxationskurve) ist unter den speziellen Versuchsbedingungen der Abb. 16 praktisch unabhängig von den Vorrelaxationen. Nach 40 sec ist während der Endrelaxation die Kraft um 3,8 kp gefallen. Diesen Wert messen wir auch, wenn wir von 0 ausgehen und keine Zwischenrelaxationen einschalten. Das Ergebnis ist nicht allgemein gültig, es ist abhängig von der Spannungs-Dehnungs-Vorgeschichte. Auf Abb. 16 ist die Relaxation erwartungsgemäß mit etwa 4 kp etwas größer als vorher.

X. Kaskadenförmige Erholung

In einer weiteren Versuchsreihe wurde durch einige Vorbelastungen bis zur geplanten Prüflasthöhe ein Gleichgewicht der Sehnenbeanspruchung (steady state) hergestellt. Danach wurde unter Einschaltung etwa gleicher Pausen jeweils von unbelasteten Zustand ausgehend eine konstante Vorlast von 9 kp (s. Abb. 17) eingestellt. Daran schlossen wir eine Relaxation von 40 sec an und registrierten danach die Erholungskurven bei verschiedenen Entlastungsstufen. Jedesmal ist innerhalb der hier gewählten Entlastungsbereiche eine Erholungskurve zu beobachten, die in der ersten Stufe flach ist, in den folgenden mittleren und unteren ausgiebig und dann, in den nicht mehr abgebildeten tieferen, wieder flach wird. Dieser Befund entspricht den Kurven, die bei den vorausgehenden Versuchen bei anderen Spannungs-Dehnungs-Vorgeschichte gefunden wurden.

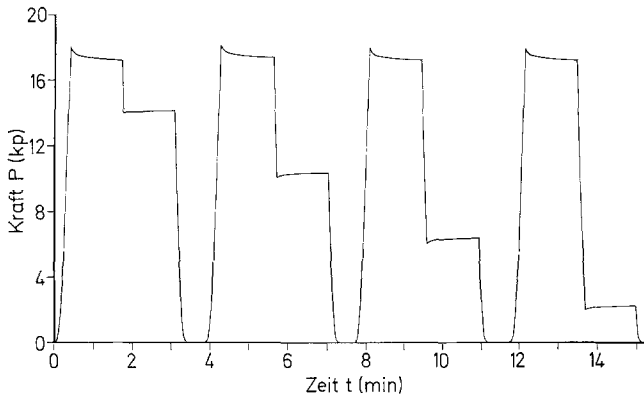


Abb. 17. Längsspaltteil ($\frac{1}{3}$) der Sehne des M. tibialis anterior dexter eines 61jährigen Patienten. Kontinuierliches Kraft-Zeit-Diagramm. Erholungskurven nach verschiedenen großen Entlastungen unter sonst gleichen Versuchsbedingungen. Konstante Relaxationen wurden zwischengeschaltet, die in diesem Zusammenhang als zusätzlicher Indikator für konstante Versuchsbedingungen dienen. $L_0 = 40$ mm, $v_{AL} = 30$ mm/min, $v_t = 30$ mm/min

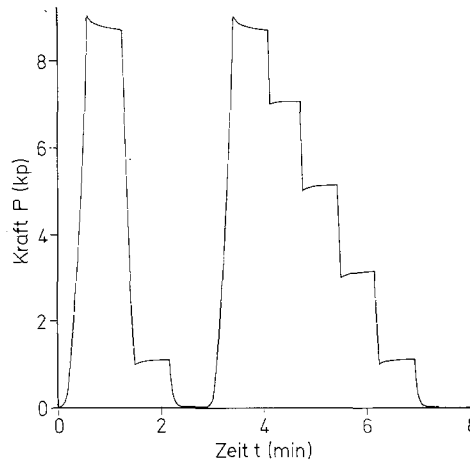


Abb. 18. Längsspaltteil ($\frac{1}{8}$) der Ansatzsehne des rechten vorderen Schienbeinmuskels. Kontinuierliche Registrierung, Kraft-Zeit-Diagramm. Zwischenschaltung von Relaxationen als zusätzliche Testkurven, um die gleichen Ausgangsbedingungen zu erkennen. Der erste Teil zeigt eine Erholungskurve mit einem Anfangswert von 1 kp, ebenso der zweite, jedoch mit dem Unterschied, daß kaskadenförmige Erholungskurven zwischengeschaltet wurden. Resultat: Die Erholungskurven sind unabhängig von vorausgehenden kaskadenförmigen Erholungen. 61jähriger Mann, Registrierpapiergeschwindigkeit 4 mm/min, Ausgangslänge 40 mm. Das Ergebnis ist nicht allgemein gültig

Ein gesonderter Versuch soll folgende Frage klären: Sind Erholungskurven unter bestimmten sonst unveränderten Versuchsbedingungen abhängig davon, ob im Zuge der Entlastung ein oder mehrere Erholungsstufen zwischengeschaltet werden? Abb. 18 zeigt das Ergebnis: Die Erholungskurve nach der ersten Be-

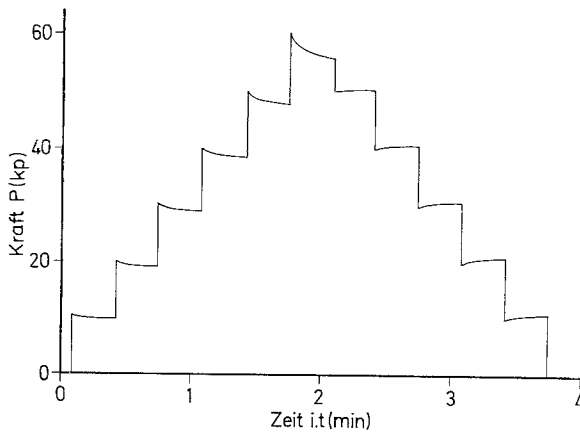


Abb. 19. Selektivdarstellung der kaskadenförmigen Relaxation und Erholung. Auf der Abszisse wurde intermittierend die Zeit geschrieben. 687., M. flexor digitorum longus dexter,

$$L_0 = 40 \text{ mm}, v_{\Delta L} = 15 \text{ mm/min}, B = 100 \text{ kp}, v_t = 60 \text{ mm/min}$$

und Entlastung ist identisch mit der analogen nach der zweiten, bei der im Gegensatz zur ersten mehrere Erholungskurven zwischengeschaltet wurden. In dem vorliegenden speziellen Fall ist die Erholungskurve unabhängig von im Zuge der Entlastung vorgeschalteten Erholungskurven. Das Ergebnis ist nicht allgemein gültig. Die stufenweise zwischengeschalteten Erholungen, bei denen jeweils die Länge konstant gehalten wird und die Kraft- bzw. Spannungszunahme über die Zeit geschrieben wird, nennen wir kaskadenförmige Erholung. Die Relaxationskurven wurden zwischengeschaltet — das gilt auch für viele andere Versuche — um die Gleichheit der unmittelbaren Beanspruchungsvorgeschichte zu demonstrieren, da die Relaxationskurve ein empfindlicher Indikator rheologischer Abläufe ist. Nach einer Erholungsdauer von 40 sec ist die Kraft um 0,1 kp angestiegen. Dies ist auch der Fall bei der analogen Erholungskurve nach zwischengeschalteten Kaskaden. Die erste Erholungskaskade hat nach 40 sec um 0,05 kp zugenommen, die 2. um 0,1 kp, die dritte um 0,15 und die vierte um 0,1 kp. Aus diesem und einer Reihe weiterer Versuche wissen wir, daß es ein Erholungsoptimum gibt, das in der unteren Hälfte der Ausgangskraft liegt. Die quantitativen Ergebnisse großer statistischer Reihen sind einer gesonderten Arbeit (Bus, Arnold und Lippert, in Vorbereitung) vorbehalten.

XI. Darstellung der Hystereseschleifen

unter Verwendung elektronischer Fühlerdehnungsaufnehmer

Die Abb. 20 zeigt eine Untersuchung der Sehne des M. peroneus tertius. Eine geschlossene Kraft-Längenänderungs-Kurve wurde bei sehr starker Vergrößerung der Längenänderung mit Hilfe von elektronischen Fühlerdehnungsaufnehmer dargestellt. Abweichend von den üblichen Kraft-Längenänderungs-Diagrammen wurde die Kraft auf der Abszisse und die Wegzunahme auf der Ordinate geschrieben. Als dritte Koordinate wählten wir die in die Ebene des $P-\Delta L-D$ verlegte

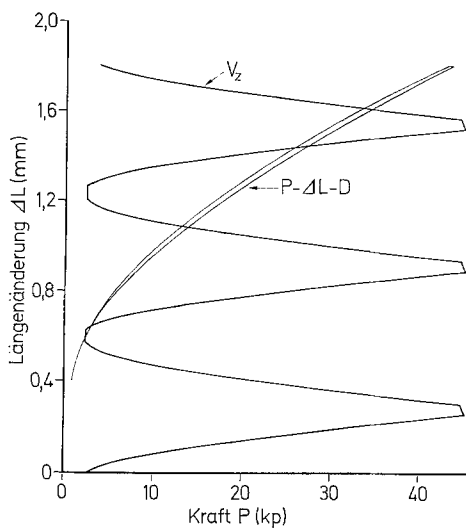


Abb. 20. Die Sehne des *M. peroneus longus* wurde in Form eines geschlossenen Kraft-Längenänderungs-Diagrammes (Hystereseschleife) untersucht. Abweichend von der sonst verwendeten Darstellung wurde auf der Abszisse die Kraft und der Ordinate die Längenänderung geschrieben. Die Zeitschreibung wurde mit V_z kenntlich gemacht. Elektronischer Meßbereich 2, Länge zwischen den Klemmen 100 mm, V_z Länge zwischen den Fühlerdehnungsaufnehmern 40 mm, Geschwindigkeit des Zeitschreibers 150 mm/min, Längenänderungsgeschwindigkeit 25 mm/min. *P-L-D* Kraft-Längenänderungs-Diagramm

Zeitschreibung, wobei der Zeitschreiber mit einer konstanten Geschwindigkeit v_z von 150 mm/min läuft. Er beginnt an der Kraftachse und schreibt zunächst vorwärts. Während der oberen, gerätbedingten Umschaltpause der Kraft-Längenänderungs-Linie entsteht an der Zeitlinie eine kurze typische Relaxationskurve. Die Zeitkurve hat dann einen rückläufigen, aufsteigenden Schenkel. Sie zeigt, daß die Hystereseschleife von drei Cyclen geschrieben wurde. Diese liegen aufeinander, da die Sehne kurz zuvor mehrfach bis zur gleichen Höhe, wie in der Abbildung, belastet worden war. Während der unteren Schaltphasen zeigt die Zeitschreibung einen gradlinigen, vertikalen Verlauf. Aus der Geradlinigkeit schließen wir, daß keine Erholungserscheinungen im unteren Kulminationspunkt der Hystereseschleife entstehen, was sich aus dem niedrigen Kraftniveau dieses Punktes in Verbindung mit sonstigen Befunden über die Erholungserscheinungen erklärt. Die Länge der vertikalen Stücke der Zeitschreibung ist ein Maß für die Dauer der unteren, maschinenbedingten Schaltphasen. Solche Schaltphasen sind konstruktions- oder einstellungsbedingt. Das rechte Kurvenstück der Hystereseschleife entspricht dem Vorlauf, das linke dem Rücklauf. Die bei starker Vergrößerung aufgenommene Kurve zeigt, daß bei entsprechender, verfeinerter Meßtechnik auch in niedrigen Kraftbereichen bereits eine Hysterese beobachtet werden kann. Die Kraft-Längenänderungs-Kurven sind hier nach oben konvex gekrümmt, da Kraft und Längenänderung bezüglich der Koordinatenachsen vertauscht wurden. Das obere Ende der Hystereselinie zeigt eine kurze gerade Linie, die durch die Schaltpause und Relaxation bedingt ist. Die Zeitschreibung ist den

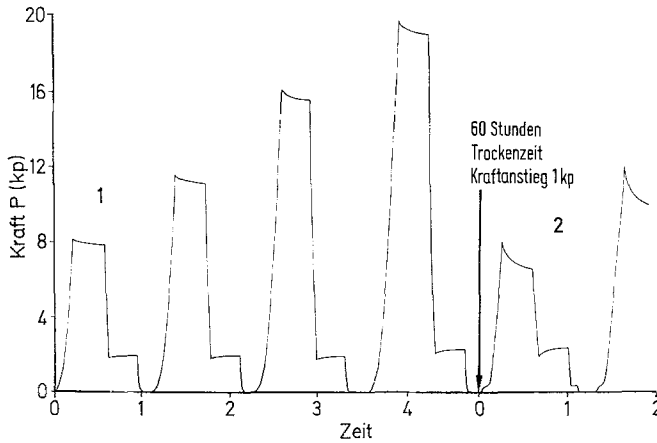


Abb. 21. Die beiden Abbildungen geben ein Diagramm wieder, bei dem vor und nach Austrocknung Relaxationen und Erholungen registriert wurden. Nach 60 Std Trockenzeit ist die Kraft infolge Kontraktion um 1 kp angestiegen. Wir erkennen deutlich: Relaxations- und Nachwirkungskurven (mechanische Erholung, Kraftrückgewinn) sind nach Trocknung wesentlich ausgiebiger. $B = 20$ kp, $\frac{1}{3}$ Längsspaltteil der Sehne des M. tibialis anterior eines Erwachsenen, $L_0 = 40$ mm, $v_t = 60$ mm/min

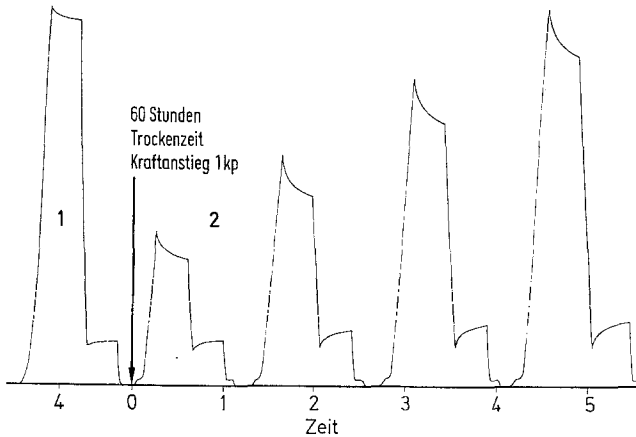


Abb. 21 a. Fortsetzung von Abb. 21

nach links gerichteten unteren zwei Dritteln nicht geradlinig, da sie selbst eine konstante Geschwindigkeit hat, das Papier aber nicht mit konstanter Geschwindigkeit vor- und zurückläuft in dem jeweiligen Bereich, der dem nichtlinearen Kraftanstieg zugeordnet ist.

XII. Veränderung der mechanischen Sehneneigenschaften nach Austrocknung

Die kollagenen Fasern und damit die Sehnen verändern sich nach Austrocknung ganz erheblich. In mehreren Versuchen konnten wir beobachten, daß die Relaxation (Abb. 21 a und b) im trockenen Zustand ausgiebiger als im feuchten

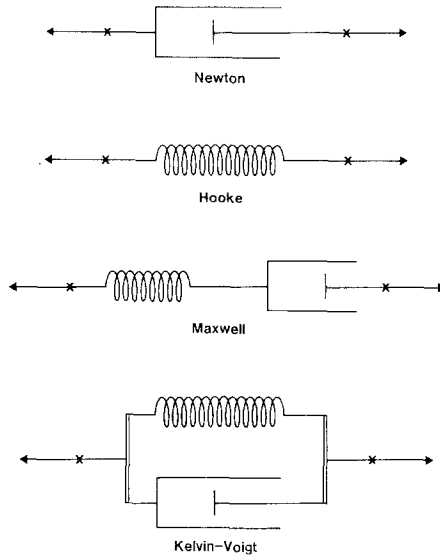


Abb. 22. Rheologische Elemente und Modelle. Das Newtonsche Element bezeichnet man auch als linearen Dämpfer. Die Hookesche Feder stellt einen ideal elastischen Körper dar. Beim Maxwell-Modell sind dämpfendes und elastisches Element in Serie geschaltet, beim Kelvin-Voigt-Modell parallel

ist. Bei trockenen Sehnen ist im Erholungsversuch eine erhebliche Zunahme der Erholungskurve zu beobachten. In einem Langzeitversuch stellten wir fest, daß eine ausgetrocknete Sehne auch nach 2 Tagen eine steigende Erholungskurve aufweist, die einerseits auf ein verstärktes Erholungsphänomen und andererseits auf einen lang andauernden Kontraktionsvorgang infolge Wasserverlustes zurückzuführen sein dürfte.

Zum Abschluß sei noch folgender Versuch beschrieben, der die Kontraktionseigenschaften der Sehne im Zuge der Austrocknung demonstriert: Eine feuchte Sehne wird eingespannt und im unmittelbaren Anschluß an ein Kraft-Längenänderungs- oder Kraft-Zeit-Diagramm eine Relaxation bei konstanter Länge registriert. Dann beobachten wir zunächst den typischen Kurvenabfall, es erfolgt jedoch im weiteren Verlauf keine asymptotische Näherung wie bei frischen Sehnen, sondern die Kurve steigt während des Dehydrationsvorganges an.

D. Besprechung

I. Allgemeine Gesichtspunkte

Der Begriff Rheologie wird in der Physik und anderen Gebieten in verschiedenem Sinne verwendet. Hinsichtlich seiner historischen Entwicklung sei auf die Standardwerke der Wissenschaftsgeschichte hingewiesen. Seit der Gründung der American Society of Rheology durch E. C. Bingham wird im allgemeinen die Rheologie als Teilgebiet der Physik aufgefaßt, in dem experimentelle und theoretische Untersuchungen über die Deformation und das Fließen der Stoffe im

Vordergrund stehen. Ein Grundproblem der Rheologie ist es, die physikalischen Beziehungen zwischen Kräften, Zeit und Deformation sowie den damit im Zusammenhang stehenden Vorgängen zu klären. Die in Formeln ausdrückbaren Beziehungen werden rheologische Zustandsgleichungen (constitutive equations) genannt. Wir können zwei große Gebiete unterscheiden: In der phänomenologischen Rheologie geht man von der Vorstellung der Körper als Kontinuum aus und versucht die experimentellen Ergebnisse durch Modelltheorien zu erklären, in der Strukturrheologie liegt der Schwerpunkt auf der Klärung von Zusammenhängen zwischen Spannung und Deformation im molekularen Bereich. — Die Rheologie wird in vielen Bereichen angewandt. Ein Sondergebiet ist die Bioreologie. Dieser Begriff wurde 1948 von A. L. Copley auf dem „I. International Congress on Rheology“ in Holland vorgeschlagen.

Die vorliegenden Untersuchungen an Sehnen, ihre viskoelastischen Eigenschaften und ihr Verhalten unter verschiedenen Versuchsbedingungen ergeben zahlreiche Parallelen zur physikalischen Rheologie, so daß hier ein Zusammenhang zwischen diesem Gebiet und der Biomechanik besonders deutlich wird. Es soll deswegen in der Besprechung zunächst auf die Sehneneigenschaften vom Standpunkt der Rheologie aus eingegangen werden.

II. Viskoelastische Eigenschaften der Sehnen und rheologische Modelle

1. *Hookesches Element.* Die Abb. 22 zeigt u. a. eine einfache Spiralfeder. Im Idealfall gilt für sie die Beziehung $\sigma = E \cdot \varepsilon$. Diese ist linear, wenn der Elastizitätsmodul konstant bleibt. Der Graph dieser Funktionsgleichung ist eine Gerade. Das elastische Element allein repräsentiert nur in grober Annäherung und einem beschränkten Bereich die mechanischen Eigenschaften der Sehnen, und zwar dann, wenn wir eine bestimmte konstante Geschwindigkeit voraussetzen und wenn diese derart ist, daß die Spannungs-Dehnungs-Kurven im Vor- und Rücklauf praktisch zusammenfallen, und wenn wir nur z. B. den in Abb. 7 und 9 sichtbaren proportionalen Abschnitt der Kurven als Argumentbereich betrachten. Die Deutung der mechanischen Sehneneigenschaften allein mit dem Hookeschen Element ist also nicht möglich.

2. *Newtonsches Element.* Für einen ideal viskösen Körper gilt bei axialer Belastung $\sigma = \eta \cdot \dot{\varepsilon}$. Im Idealfall ist η konstant und wird unter dieser Bedingung auch Newtonscher Viskositätsmodul genannt. Auf Abb. 22 finden wir eine symbolische Darstellung des viskösen Elementes. Mit ihm können wir die Abhängigkeit der Spannung von der Dehnungsgeschwindigkeit an Sehnen im linearen Bereich deuten, nicht aber ihre elastischen Eigenschaften.

Es liegt nun nahe, das elastische und visköse Element zur Entwicklung einer Modellvorstellung zu kombinieren. Derartige Kombinationen finden wir in der Literatur über Rheologie (Bland, 1960; Flügge, 1967; Reiner, 1969), Materialprüfung (Macherauch, 1970) und Biomechanik (Hirsch, 1968; Frisen, Mägi, Sonnerup und Viidik, 1969).

3. *Maxwell-Modell.* Das Maxwell-Modell besteht aus einem Hookeschen Element, das mit einem Newtonschen Element in Serie geschaltet ist (Abb. 22). Mit diesem Modell sind zwar die geschwindigkeitsabhängige Kraft-Längenänderungskurve und Relaxation der Sehnen erklärbar, aber nicht die mechanische

Erholung. Die Dehnung des Maxwell-Modells ist nicht von selbst reversibel, mit Ausnahme unendlich großer Geschwindigkeiten. Da wir bei Sehnen in einem großen Kraft- bzw. Längenänderungsbereich, auch wenn sich die Viscosität eindeutig bemerkbar gemacht hat, Reversibilität feststellen können, ist die Interpretation des Sehnenverhaltens mit diesem Modell nicht möglich. Die Lösungsfunktion der rheologischen Zustandsgleichung des linearen Maxwell-Modells ist eine einfache e -Funktion mit negativem Exponenten und einem konstanten, additiven Term. Die Analyse der Relaxationskurven hat gezeigt, daß eine gute Näherung allgemein erst möglich ist mit einer Linearkomposition zweier oder mehrerer e -Funktionen und einer Konstanten. Das Maxwell-Modell besitzt eine Kraft-Längenänderungskurve mit einem initialen überlinearen Teil, bei Sehnen ist es umgekehrt.

Mit einem nichtlinearen Maxwell-Modell können wir eine bessere Annäherung als mit dem linearen erreichen, aber die meisten der genannten Nachteile können auch mit ihm nicht aufgehoben werden.

4. Kelvin-Voigt-Modell. Dieses Modell (Abb. 22) besteht aus je einem parallel geschalteten Hookeschen und Newtonschen Element. Aus der Anschauung und rechnerisch — die konstituierende Gleichung ist eine gewöhnliche lineare Differentialgleichung 1. Ordnung und 1. Grades — ist leicht zu erkennen, daß es die Relaxationseigenschaften nicht besitzt.

Hier könnte man durch ein nichtlineares Modell, bei dem der Elastizitäts- und Viscositätsmodul variabel sind, eine Relaxation gewinnen. In diesem Zusammenhang sei auf die Arbeit von Juilfs (1967) verwiesen, in der nichtlineare Modelle aufgrund von Modulfunktionen untersucht werden.

5. Drei-Parameter-Modell. Drei-Parameter-Modelle können verschieden aufgebaut sein. Hier soll nur die Rede sein von einem Hookeschen Element, das mit einem Kelvin-Voigt-Modell in Reihe geschaltet ist. Dieses Modell ist für eine vereinfachte Erklärung der Sehneneigenschaften geeignet. Mit ihm lassen sich angenähert Relaxation, Retardation, Erholung und Hysterese deuten. Eine exakte Erklärung der Relaxation ist mit ihm nicht möglich: Die rheologische Zustandsgleichung liefert mit ausgeprägter Heavisidescher Sprungfunktion oder einer Rampenfunktion eine einfache e -Funktion mit konstantem Summanden und für sie gilt wieder das oben gesagte. Hier bietet sich als Ausweg das variable Drei-Parameter-Modell nach Juilfs (1967). Das lineare Modell erklärt den ersten Bereich des Kraft-Längenänderungs-Diagrammes der Sehnen nicht.

6. Kelvin-Voigt-Ketten. Eine Kelvin-Voigt-Kette aus drei oder mehreren Modellen eignet sich zur Erklärung der meisten unterhalb der Elastizitätsgrenze liegenden mechanischen Sehneneigenschaften. Die Lösungsfunktion der rheologischen Zustandsgleichung der Kelvin-Voigt-Kette ergibt für die Relaxation zusammengesetzte e -Funktionen. (Ein geeignetes Hilfsmittel zur Berechnung der rheologischen Zustandsgleichungen bei vorgegebener Eingabefunktion (Rechteckfunktion, Rampenfunktion usw.), ist die Laplace-Transformation).

III. Dämpfungserscheinungen in Sehnen

Die Dämpfungserscheinungen in Sehnen können in Form der Hystereseschleifen oder auch der Vor- und Rücklaufkurven bei fortlaufender Zeitschreibung in einer Koordinate dargestellt werden. Bei der Dämpfung wird mechanische Ener-

gie in Wärme umgesetzt. Bei einem rein elastischen Körper geht keine Energie verloren. Die zur Deformation aufgewandte mechanische Energie wird infolge der elastischen Rückstellkräfte bei der Entspannung zurückgewonnen. Ein rein visköser Körper verschluckt die zu seiner Verformung aufgebrauchte Energie vollständig. Viskoelastische und damit auch die Sehnen stellen eine Kombination Hookescher und Newtonscher Elemente dar, wobei allerdings die Elastizität überwiegt und die Energieverluste verhältnismäßig gering sind. Der Nachteil des Energieverlustes in den Sehnen bei mechanischer Arbeit dürfte aber überwogen werden von den Vorteilen, die sich aus den viscoelastischen Eigenschaften ergeben. Die in den Muskeln entwickelten Kräfte wirken über die Sehnen auf das Skeletsystem. Hier sind also Kraft, Elastizität, Masse und Dämpfung gekoppelt. Ein solches System kann schwingen, wenn es angeregt und die sogenannte kritische Dämpfung unterschritten wird. Schwingungen in diesem System würden sich ungünstig bei geordneten Bewegungsabläufen auswirken. Damit kommt also der Dämpfung der Sehnen, aber auch der Muskeln und Bänder, eine erhebliche funktionelle Bedeutung zu.

Die Dämpfungserscheinungen in den Sehnen bedeuten also in energetischer Hinsicht einen Verlust, der durch die viskösen Anteile bedingt ist, aber von den Vorteilen eines viskoelastischen Systems bei weitem übertroffen wird.

IV. Biomechanische Eigenschaften und funktionelle Anatomie der Sehnen

In der funktionellen Anatomie des Muskel-Sehnen-Skelet-Systems steht hinsichtlich der Bewegung das makro- und mikroskopische Verhalten der Muskeln im Vordergrund, da sie die contractilen Elemente enthalten. Die physiologischen und biochemischen Eigenschaften des Muskels sind Gegenstand einer großen Zahl von Veröffentlichungen. Auch über die Elektronenmikroskopie der kollagenen Fasern sind viele wissenschaftliche Arbeiten erschienen. Dagegen gibt es vergleichsweise wenige Untersuchungen über die Biomechanik und funktionelle Anatomie der Sehnen als Ganzes.

Auch die Belastungs- und Dehnungsgeschwindigkeit ist bei Alltagsbewegungen und körperlicher Arbeit variabel. Dies gilt ebenso für die Beanspruchungshäufigkeit. Außer axialen Spannungen kommt es bei den meisten Sehnen zu interfasciculären Verschiebungen. Zudem wirken seitliche oder schräge Druckkräfte. Dies ist überall dort der Fall, wo Sehnen im Bogen um andere Gebilde laufen oder an ihnen festgehalten werden. Dafür gibt es zahlreiche Beispiele: Die Sehne des *M. peroneus longus* läuft um die *Trochlea peronealis*, die Fußstrecksehnen werden von dem sehr kräftigen *Retinaculum musculorum extensorum superius et inferius* sowie der *Fascia cruris et dorsalis pedis* am Unterschenkel und Fuß festgehalten. *Pars cruciformis et anularis* der *Vagina fibrosa tendinum digitorum manus* verhindern das „Herausspringen“ der Sehnen auf der Beugeseite der Finger. Über das komplexe gewebsmechanische Verhalten der Sehnen können wir dann eine Vorstellung und Kenntnisse des Systemverhaltens gewinnen, wenn wir analytisch vorgehen derart, daß wir Einzelfunktionen zunächst isoliert untersuchen und dann die Menge der Einzelfunktionen synthetisch zu einem Ganzen verschmelzen. Im Zuge des analytischen Vorgehens haben wir darauf geachtet, nach Möglichkeit jeweils nur einen Parameter zu variieren, so daß die sich daraus ergebenden Folgen als eindeutige Kausalbeziehung erkennbar waren.

V. Geschwindigkeitsabhängige Verhalten der Sehnen

Wenn sich die Sehnen wie Hookesche Federn verhielten, so würde sich ihre Nachgiebigkeit bei schnellen, koordinierten Bewegungen (Laufen, Klavierspielen, Hämmern) nachteilig bemerkbar machen. Wäre ihr Elastizitätsmodul sehr hoch und ihre Längenzunahme damit sehr gering, so würden sich alle Muskelbewegungen fast unverändert auf das Skelettsystem fortpflanzen. Damit wäre die Belastung der Sehnen sowie ihrer Ursprünge und Ansätze an den Knochen sehr hoch, ebenso infolge Rückwirkung die der Muskulatur. Häufige Muskel- und Sehnenrisse sowie Ausrißfrakturen wären die Folge. — Es sei nun angenommen, daß unter derselben Voraussetzung wie oben die Sehnen sich wie eine Hookesche Feder verhalten, ihr Elastizitätsmodul jedoch sehr niedrig und damit ihre Längenzunahme sehr hoch ist, so würden die Sehnen infolge dieser „guten Federung“ zwar sehr geschont werden, aber eine plötzliche Schlagwirkung könnte nicht ohne weiteres erzielt werden und beispielsweise die Gehbewegung wäre sehr „weich“. Ein Kompromiß, d. h. ein mittlerer Elastizitätsmodul wäre eine denkbare Lösung. Sie wäre jedoch mit vielen Nachteilen behaftet, von denen hier nur einige genannt seien: Aus Masse (Knochen) und Elastizität (Sehnen) könnten schwingende Systeme entstehen. In Wirklichkeit verhindert die Eigendämpfung der Muskeln und Sehnen Schwingungen. Verhielte sich die Sehne wie ein Newtonsches Element, so kehrte sie nicht in ihre Ausgangslage zurück.

VI. Relaxation

Bei allen Belastungen des Muskel-Sehnen-Systems, die über den Ruhetonus hinausgehen, läßt die Spannung — wenn die Länge vorübergehend konstant gehalten wird — in den Sehnen in Form einer zusammengesetzten Exponentialfunktion nach, und die Muskeln müssen laufend diesen Spannungsabfall kompensieren solange, bis sich die Spannung im Zuge des Relaxationsvorganges einem Grenzwert genähert hat, dem sogenannten statischen Spannungszustand. Alle weiteren Spannungs- und Ermüdungserscheinungen spielen sich dann ausschließlich in der Muskulatur ab. Bemerkenswert ist das sofortige Eintreten der Relaxation, sobald nach Spannungszunahme die Länge konstant gehalten wird. In vivo wird der Vorgang vermutlich häufig so ablaufen, daß bei nachlassender Spannung die Muskelspannung sich erhöht und die Sehne weiter gedehnt wird, bis der momentane Spannungsabfall ausgeglichen ist. Nun relaxiert die Sehne wieder und der gleiche Vorgang wiederholt sich solange, bis die Relaxation ihren Grenzwert erreicht hat, wobei die Steuerung afferent auf nervalem Wege über Spannungs- und Dehnungsreceptoren sowie efferent durch Motoneurone erfolgt.

VII. Reißfestigkeit

Das vollständige Kraft-Längenänderungs-Diagramm zeigt wie im Laufe der Längenzunahme unter Zug die Kraft steigt, wo sie ihren Höchstwert (P_{\max}) erreicht und bei welcher Länge sich der Zerreißvorgang abspielt. Ein Teil der Untersuchungen bestand darin, den gesamten Zerreißvorgang quantitativ und qualitativ zu erfassen, um das funktionelle Verhalten bei hohen und höchsten Belastungen kennenzulernen und unser Wissen über Sehnenein- und -durchrisse zu erweitern.

Eine beeinflussende Größe ist beim Kraft-Längenänderungs-Diagramm die Dehnungsgeschwindigkeit. Wir haben eine gleichförmige konstante Geschwindigkeit von 30 mm/min in unseren Zerreiversuchen verwendet. In Wirklichkeit spielen sich die Sehnenzerreivorgnge während und nach verschiedenen hohen und zudem oft ungleichförmigen Geschwindigkeiten ab. ber das Verhalten der Sehnen unter sehr hohen Dehnungsgeschwindigkeiten bezuglich der Zerreiarbeit unter Verwendung einer anderen Methode wurde gesondert (Arnold, 1972) berichtet. Dabei verwendeten wir eine Geschwindigkeit von $1,758 \cdot 10^5$ mm/min, die also 5860mal so hoch wie die o. a. ist. Gemessen wurde dabei die zum vollständigen Zerreißen einer Sehne erforderliche Arbeit. Den Zerreißvorgang selbst kann man bei derartig hohen Geschwindigkeiten in allen Stadien nur oszillographisch mit aufwendigen Geräten erfassen. Bei einer Geschwindigkeit von 30 mm/min können wir mit unserer Zugprüfmaschine den Zerreißvorgang in allen Phasen registrieren.

Die Kurven zeigen eindeutig, daß die Sehnen im allgemeinen stufenförmig reißen. Dies ist darauf zurückzuführen, daß die Bruchdehnung der einzelnen Kollagenbündel verschieden ist. Infolgedessen haben die Sehnen auch nach berschreiten der maximalen Belastbarkeit (P_{max}) insofern noch Reserven, als der Bruch oft nicht mit P_{max} zusammenfällt, auch nach dem ersten oder den ersten Brüchen, wenn die Dehnung nicht zunimmt, entsprechend viele Kollagenbündel oder ihre Untereinheiten erhalten sind. Diese restlichen und mechanisch geschädigten Fasern können sich nach Maßgabe des Schadens und der Kräfte biologisch erholen, und da die Kontinuität der Gesamtsehne teilweise erhalten ist, heilen die durchtrennten Fasern wieder zusammen.

An multifilen nicht verdrehten Kunststoffäden haben wir unter den gleichen Versuchsbedingungen wie an Sehnen Zug- und Zerreißversuche vorgenommen. Die Diagramme weisen bezuglich des Zerreivorganges Ähnlichkeiten mit den an Sehnen gewonnenen auf. Bezuglich der quantitativen Auswertung der Zerreißversuche sei verwiesen auf die Arbeit von Arnold (in Vorbereitung).

Die meisten multifilen Kunststoffäden sind verdreht, da so ihre Festigkeit erhöht wird. Eine solche Verdrehung verändert aber gleichzeitig ihr viskoelastisches Verhalten. In den Sehnen gibt es nur leichte Verdrehungen der kollagenen Fibrillen, Fasern oder Faszikel. Damit sind Änderungen des makrorheologischen Verhaltens, wie es aufgrund der Art und des Ausmaßes von intensiven Verdrehungen entstehen könnte, in nennenswertem Ausmaß nicht gegeben. Der Vorteil des weitgehend parallelen Faserverlaufs besteht neben der Erhaltung ursprünglicher viskoelastischer Eigenschaften sowie des ausgeprägten „Stufenreiens“ als Belastungsreserve darin, daß die Milieu- und Ernährungsbedingungen günstig sind.

In der Traumatologie teilt man die Sehnenverletzungen ein in offene und gedeckte sowie teilweise und vollständige Durchtrennungen. Bei den geschlossenen Rupturen sind die Sehnen oft im Sinne von degenerativen Veränderungen (Lang und Viernstein, 1966) geschädigt. Gedeckte Ein- oder Durchrisse auf degenerativer Basis beobachten wir hauptsächlich am Ansatz des M. biceps brachii an der Tuberositas radii, an der Achillessehne, der langen Ursprungssehne des M. biceps brachii, der Ansatzsehne des M. supraspinatus und der Quadricepssehne. Eine typische geschlossene Sehnenverletzung sehen wir gelegentlich in

Form eines Ein- oder Durchrisses der Dorsalaponeurose über den Fingerendgelenken nach starker Endgliedbeugung durch äußere Gewalteinwirkung. Sie kommt u..a als typische Ballsportverletzung vor. Nach einer geschlossenen partiellen Läsion ist eine Sehne im allgemeinen noch funktionsfähig. Sekundär kann es aber nach Schink (1960) bei irgendeiner Kraftanstrengung zum vollständigen Riß kommen. Aufgrund unserer Untersuchungen muß es sich dann um Dehnungen mit zugeordneten Kräften handeln, die oberhalb der Belastungsgrenzen des geschädigten Gewebes liegen. Nach Böhler (1953) wachsen teilweise durchtrennte Sehnen von selbst wieder zusammen. Wir haben also außer den o. a. mechanischen Reserven das bekannte biologische Regenerationsvermögen bei teildurchtrennten nicht operierten und vollständigen durchtrennten genähten Sehnen. Lang und Viernstein (1966) sowie McMaster (1933) haben sich eingehend mit der Frage befaßt, inwieweit spontane Sehnenrupturen auf degenerativer Grundlage entstehen. Die genannten Autoren kamen aufgrund von Festigkeitsuntersuchungen (McMaster, 1933) und histologischen Bildern (Lang und Viernstein, 1966) zu der Ansicht, daß spontanen Rupturen Sehnedegenerationen zugrunde liegen. Dies gilt z. B. für die Sehnenrupturen des *M. flexor et extensor pollicis longus* nach Radiusfrakturen. Ähnlich verhält es sich mit der „Trommlerlähmung“. Höhling und Dahmen (1963) untersuchten Gewebstücke von Achillessehnen, die spontan rupturiert waren. Ihre licht- und elektronenmikroskopischen Befunde sowie Röntgendiffraktogramme zeigten eindeutige degenerative Veränderungen. Experimentell erzeugte Milieuveränderungen beeinflussen nach Hartmann und Fricke (1957) die mechanischen Eigenschaften des Bindegewebes. Aus all den Befunden der genannten Autoren geht hervor, daß eine wesentliche Schwächung des parallelsträhnigen Bindegewebes nur dann entsteht, wenn degenerative Veränderungen vorhanden sind. Umgekehrt können wir aus unseren biomechanischen Befunden an gesunden Sehnen eindeutig erkennen, daß Sehnen in mehrfacher Hinsicht gegen hohe und höchste Belastungen Reserven besitzen, die darin bestehen, daß nach dem oberen Hookeschen Punkt bei Spannungszunahme die Dehnung stärker als proportional wächst und nach Erreichen der Maximalspannung (σ_{\max}) die Sehnen im allgemeinen noch nicht reißen, sondern erst nach einer weiteren Dehnung im Punkt B. Auch hier kommt es meistens nicht einzeitig zum kompletten Bruch, sondern zu einem stufenförmigen Reißen. Liegt die Restspannung unterhalb des Ruhetonus, was dann der Fall sein dürfte, wenn nur noch wenige Fasern erhalten sind, dann ist das Weiterreißen bis zur vollständigen Kontinuitätsdurchtrennung die Folge.

VIII. Erholungskurven

Das Wiederansteigen der Spannung in Abhängigkeit von der Zeit nach teilweiser Entspannung mit anschließender Dehnungskonstanthaltung wurde zuerst an synthetischen viskoelastischen Körpern und später auch an Arterien beschrieben. Wir konnten diese Erholungseigenschaft als mechanisches Phänomen an Sehnen, Knochen, Venen und peripheren Nerven beobachten, wo sie insofern eine erhebliche Rolle in der funktionellen Anatomie spielt, als bei allen üblichen Bewegungen ein ständiges Spiel zwischen Dehnung und Entdehnung entsteht und sich somit die Sehnen während der teilweisen Entdehnung mit zwischenzeitlichen Pausen in Form einer mechanischen Spannungszunahme erholen.

Für die Sehnenfunktion ist die Erholungseigenschaft (Kraft- bzw. Spannungsrückgewinn) deswegen wichtig, da nach allen Beanspruchungen in jeder Entlastungsstufe — also auch auf dem Niveau des Ruhetonus — eine unabhängig von den contractilen Elementen des Muskels ablaufende Spannungszunahme entsteht. Voraussetzung für das Zustandekommen der Erholungskurven sind vorausgehende Längenabnahme bzw. Spannungsminderung. Wir können annehmen, daß die Erholungseigenschaft auch in Bändern und Aponeurosen verkörpert ist.

Die Erholungseigenschaft der funktionellen Anatomie der Sehnen ist eine wesentliche Qualität. Entscheidend ist dabei, daß die Sehnen sowohl eine mechanische als auch biologische Erholungseigenschaft besitzen. Wenn beide nicht vorhanden wären, so entwickelte sich eine fortschreitende Sehnenerschlaffung, die mit einem koordinierten Bewegungsablauf nicht vereinbar wäre. Zwar könnte der Muskel zunächst gewisse Längenzunahmen der Sehnen durch seine Eigenkontraktionen kompensieren, dann aber beim Unterschreiten einer kritischen Verkürzung die übliche Kraftentfaltung nicht mehr aufbringen.

Fernerhin scheint uns im Zusammenhang mit der funktionellen Anatomie der Sehnen der Tatbestand entscheidend, daß auch in hohen Kraftbereichen eine Erholung entsteht, sobald eine Entlastung bestimmten Ausmaßes vorausgegangen ist. Damit kommt es zur Erholung auf der gesamten breiten Skala dicht unterhalb der jeweiligen Höchstbelastung beginnend bis in das Niveau des Ruhetonus. Die Spannungszunahmen in Form der Erholungskurven sind auch in Rückwirkung auf die Muskeln insofern wirksam, als beim isometrischen (phasischen) Muskel-Sehnen-Zustand die Muskelspannung um den steigenden Sehnenspannungsbetrag sinken darf.

Die Rückwirkung der aus ihrer Viskoelastizität resultierenden mechanischen Sehneneigenschaften auf die Muskulatur dürfte insbesondere bei allen Sehnen und Aponeurosen eine wichtige Rolle spielen.

Tabelle 1. Symbole, Definitionen, physikalische Dimensionen, Bezeichnungen (Anlehnung an DIN 53815)

A_0 [mm ²], [m ²]	Ausgangsquerschnittsfläche, ursprüngliche Querschnittsfläche, anfängliche Querschnittsfläche	initial cross-sectional area, original cross-sectional area
B B_P, B_L	Bereich, Kraftbereich, Längenbereich	range, region, domain, domain of load, domain of length
B_i ($i = 1, 2, \dots, n$)	Bruchpunkte	breaking points, rupture points
$C_E = \frac{1}{E}$, $J = \frac{1}{E} \left[\frac{\text{mm}^2}{\text{kp}} \right]$, $\left[\frac{\text{m}^2}{N} \right]$	Nachgiebigkeit, Dehnnachgiebigkeit	compliance
$C_{\text{ret}}(t)$, $M_{\text{ret}}(t)$, $M_k(t)$, $J(t)$ $J(t) = \varepsilon(t)/\sigma_0$	zeitabhängige Nachgiebigkeitsfunktion, Retardationsnachgiebigkeitsfunktion, Kriechnachgiebigkeitsfunktion, Retardationsmodulfunktion	creep compliance function
$D = d/dt$; $D = d/dx$	Differentialoperator	differential operator

Tabelle 1 (Fortsetzung)

$\Delta L_B = L_B - L_0$ [mm]	Längenänderung beim Bruch, Längenzunahmebetrag beim Bruch	breaking elongation, rupture elongation, breaking length
$\Delta L = L - L_0$ [mm]	Längenänderung, Längendifferenz, Längenzu- oder -abnahme, Verlängerung, Verkürzung	change of length, difference of length, elongation, increase of length, decrease of length, extension
$\Delta L_{P_{\max}} = L_{P_{\max}} - L_0$ [mm]	Längenzunahme bei der Reißlast	elongation at ultimate tensile strength (load)
$\varepsilon_{P_{\max}} = \Delta L_{P_{\max}}/L_0$ $\varepsilon_{P_{\max}} = \delta_{P_{\max}}$	Reißdehnung	maximum tensile strain
$\varepsilon = \frac{L - L_0}{L} = \frac{\Delta L}{L}$	Almansi-Dehnung	Almansi strain
$\varepsilon = \int \frac{dL}{L} = \ln(L/L_0)$	wahre Dehnung	true strain
ε [dim $\varepsilon = 0$]	Dehnung	strain, increase of length per original length
$\varepsilon_B = \delta_B$	Bruchdehnung, Dehnung beim Bruch	breaking strain, rupture strain
$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \left[\frac{\text{kp}}{\text{mm}^2} \right], \left[\frac{N}{\text{m}^2} \right], \left[\frac{\text{dyn}}{\text{cm}^2} \right]$	Elastizitätsmodul, Dehnmodul	modulus of elasticity Young's modulus
$E_r(t), Y(t)$ $\chi(t), M_{\text{rel}}(t)$ $G(t), E_{\text{rel}}(t)$	Spannungsrelaxationsmodul Relaxationsmodul Relaxationsmodulfunktion	stress relaxation modulus relaxation modulus
$\dot{\varepsilon} = \frac{d\varepsilon}{dt} = D\varepsilon$	Dehnungsrate, Verformungsrate	rate of strain, rate of deformation
$\varepsilon_{P_{\max}} = \frac{\Delta L_{P_{\max}}}{L_0} \cdot 100$ [%]	prozentuale Reißdehnung	percentual strain at maximum strength
$\varepsilon = f(t)$ für $\sigma = \text{Konst.}$	Kriechdehnung	creep strain
ε_B, δ_B	Bruchdehnung, Dehnung beim Bruch	breaking strain
h, a, Z [mm], [m]	Streckenzunahme, Längenzunahme, Streckung	increase of length, elongation, stretch
η	Viscositätskoeffizient	coefficient of viscosity
J	Endpunkt	end point
$i = \sqrt{-1}; (i)$	imaginäre Einheit; (intermittierend, dazwischen geschaltet, unterbrochen)	imaginary unit (interrupted)
L_0, l_0 [mm], [m]	Ausgangslänge, ursprüngliche Länge, Anfangslänge	initial length, original length, nautral length (mechanics), equilibrium length (physiology)
L [mm], [m]	Länge	length

Tabelle 1 (Fortsetzung)

$L_{P_{\max}}$ [mm]	Reißlänge	length at ultimate tensile strength
L_B [mm]	Bruchlänge	breaking length, rupture length
$l, l_k, si.$	links, sinister	left
$L_{P_{\max}}$ [mm], [m]	Reißlänge	length at ultimate tensile strength
L_0 [mm], [m]	Ausgangslänge, ursprüngliche Länge, anfängliche Länge, Länge im anbelasteten Zustand	initial length, original length, length between grips, gauge length, unloaded length
L_{0K}	Ausgangslänge zwischen den Klemmen, Einspannlänge zwischen den Klemmen	initial length between grips, distance between grips
L_{0F}	Ausgangslänge zwischen den Fühlerdehnungsaufnehmern	distance between strain-receptors
M	Maximalpunkt	maximal point
m., ♂	männlich	masculine (male)
M.p.l.	M. peroneus longus = langer Wadenmuskel	long peroneal muscle
M.e.d.l.	M. extensor digitorum longus = langer Zehenstreckmuskel	long extensor digitorum muscle
M.e.h.l.	M. extensor hallucis longus = langer Großzehenstreckmuskel	long toe extensor muscle I
M.t.a.	M. tibialis anterior = vorderer Schienbeinmuskel	anterior tibial muscle
P [kp], [dyn], [N]	Kraft, Last, Zuglast, Zugkraft, auf die Probe in Zugrichtung wirkende Kraft	force, load, tensile force, tensile load, traction force
P_0, P_0 [kp], [p], [dyn], [N]	Vorlast, Vorkraft, Anfangskraft, Vorspannkraft	preload, initial load, initial force
P_B [kp]	Bruchkraft, Bruchlast	breaking strength, breaking load
$P-\Delta L-D$	Kraft-Längenänderungs-Diagramm	force-elongation-diagramm, load-elongation-diagramm
$P-\epsilon-D$	Kraft-Dehnungs-Diagramm	force-strain-diagramm, load-strain-diagramm
P_{\max}	Reißkraft, Zugkraft, Höchstkraft, maximale Kraft, Reißlast, maximale Belastbarkeit	maximum load, ultimate tensile strength, maximal tensile strength, ultimate tensile load

Tabelle 1 (Fortsetzung)

P_B	Bruchkraft, Bruchlast	breaking force, breaking load, breaking strength, tensile breaking load
$P = 0$	unbelasteter Zustand	unloaded condition
r., re., de.	rechts, dexter	right
$S_i (i = 1, 2, \dots, n)$	Stufenpunkte	step points
$\sigma_n = \frac{P}{A_0} \left[\frac{\text{kp}}{\text{mm}^2} \right]$, [Pascal]	Nennspannung, Nominalspannung	nominal tensile stress, engineering tensile stress, Lagrangian stress, technical stress
$\sigma_{\text{eff}} = \frac{P}{A} \left[\frac{\text{kp}}{\text{mm}^2} \right]$, [Pascal]	Effektivspannung, Wirkspannung	effective stress, actual stress, Eulerian stress, Cauchy's stress
$\dot{\sigma}_{\text{RL}} = \frac{d\sigma_{\text{RL}}}{dt} = \text{tg}\alpha_{\text{RL}}$	zeitliche Ableitung der Relaxationsspannung	derivative of relaxation stress with respect to time
$\dot{\sigma}_z = \frac{d\sigma_z}{dt} = \text{tg}\alpha_z$	zeitliche Ableitung der Zugspannung	derivative of tensile stress with respect to time
$\sigma_{\text{max n}} = \frac{P_{\text{max}}}{A_0} = \sigma_{0 \text{max}}$	Reißnennspannung, Höchstnennspannung, maximale Nennspannung, Zugfestigkeit	nominal tensile strength, ultimate nominal strength, ultimate tensile stress, tensile stress at maximum load
$\sigma_{\text{max eff}} = \frac{P_{\text{max}}}{A_{\text{Pmax}}} \left[\frac{\text{kp}}{\text{mm}^2} \right] \left[\frac{\text{dyn}}{\text{cm}^2} \right] \left[\frac{\text{pounds}}{\text{square inch}} \right]$	Reißwirkspannung, Reißeffektivspannung, tatsächliche Reißspannung, effektive Reißspannung	effective ultimate tensile stress, actual ultimate tensile stress
$\sigma \left[\frac{\text{kp}}{\text{mm}^2} \right], \left[\frac{\text{N}}{\text{m}^2} \right]$	Zugspannung	tensile stress
$\sigma_{\text{max}} \left[\frac{\text{kp}}{\text{mm}^2} \right], \left[\frac{\text{N}}{\text{m}^2} \right]$	Reißspannung, Höchstspannung, maximale Spannung, Reißzugspannung	ultimate tensile stress, maximal stress, maximal tensile stress
t [sec], [min]	Zeit	time
$\varepsilon_{P_{\text{max}}}$ [sec], [min]	Reißzeit	time elapses at ultimate tensile strength
$\text{tg}\alpha$	Tangentenmodul	tangent modulus, apparent elastic modulus (stress-strain-ratio) apparent tangent modulus, slope modulus
T	Tendo (Sehne)	tendon
T	absolute Temperatur	absolute temperature
$T, t^*, t_i, \vartheta, \tau$	Zeit, wenn diese besonders gekennzeichnet werden soll, sonst t	time when specially characterized, otherwise t
$\tau_{\text{rel}} = \frac{\eta}{E}$ (Maxwell-Modell)	Relaxationszeit	relaxation time

Tabelle 1 (Fortsetzung)

$\tau_{\text{ret}} = \frac{\eta}{E}$ (Kelvin-Voigt-Modell)	Retardation	retardation time
U_0	oberer Übergangspunkt	upper transition point
U_u	unterer Übergangspunkt	lower transition point
v, v, V_i [mm · min ⁻¹]	Geschwindigkeit, Geschwindigkeitsvektor	velocity, speed, velocity vector
$v_{\Delta L} = \frac{dL}{dt} \left[\frac{\text{mm}}{\text{min}} \right]$	Längenänderungsgeschwindigkeit	rate of change of elongation, elongation speed, elongation velocity
v_u [mm · min ⁻¹]	Geschwindigkeit des Zeitschreibers	velocity of time writer
V [mm ³]	Volumen	volume
$v_t = \frac{ds}{dt} \left[\frac{\text{mm}}{\text{min}} \right]$	Registrierpapiervorschubgeschwindigkeit	velocity of diagramm paper
$v_{\Delta LV}$	Längenzunahmegeschwindigkeit, positive Längenänderungsgeschwindigkeit, Vorlaufgeschwindigkeit	elongation velocity, elongation speed, speed of increase of length
$\Phi(t); \Phi(0) = 0; \Phi(\infty) = 1$	Relaxationsfunktion	relaxation function
w., ♀	weiblich	female
W [N · m], [kp · cm], [dyn · cm]	Arbeit, Energie	work, energy

Literatur

- Abrahams, M.: Mechanical behaviour of tendon in vitro. *Med. Biol. Engng. Great Britain* **5**, 433—443 (1967)
- Alfrey, T.: *Mechanical behaviour in high polymers*. New York-London: Interscience Publishers 1948
- Alten, H. W.: *Tensorrechnung. Vorlesung an der Technischen Universität Hannover*. Sommersemester 1969
- Arnold, G.: Biomechanische Eigenschaften zug- und druckübertragender Bindegewebsstrukturen. *Niedersächs. Aerzte-Bl.* **45**, 534—539 (1972)
- Arnold, G.: *Mechanische Eigenschaften menschlicher Fuß-Strecksehnen*. Verh. Anat. Ges. Zagreb 1971, Anat. Anz., Ergänzungsh. (im Druck)
- Arnold, G.: Die Strecksehnen des menschlichen Fußes im Schlagversuch. *Anat. Anz.* (im Druck)
- Arnold, G., Hartung, C.: Histochemische Eigenschaften der Chordae tendineae des menschlichen Herzens. *Z. Biomed. Techn.* (im Druck)
- Arnold, G., Vogt, C.-H.: Untersuchungen zur Relaxation menschlicher Sehnen. *Res. exp. Med.* **159**, 50—57 (1972)
- Arnold, G., Worthmann, W.: Mechanical properties of human tendons. *Experientia (Basel)* **28**, 455—456 (1972)
- Barbenel, J. C., Evans, J. H., Gibson, T.: Quantitative relationship between structure and mechanical properties of tendon. 9th Int. Conf. on Med. and Biol. Enginer. Melbourne 1971
- Bauer, A., Winkler, F.: Dynamische Zugprüfung von Fäden. Eine Systematik des Elastizitätsmoduls. *Faserforsch. u. Textiltechn.* **15**, 433—441 (1964)
- Benedict, J. V., Walker, L. B., Harris, E. H.: Stress-strain characteristics and tensile strength of unembalmed human tendon. *J. Biomech.* **1**, 53—63 (1968)

- Bergen, J. T.: Viscoelasticity, phenomenological aspects. New York: Academic Press 1960
- Bland, D. R.: The theory of linear viscoelasticity, p. 1—124. Oxford: Pergamon Press 1960
- Blanton, P. L., Biggs, N. L.: Ultimate tensile strength of fetal and adult human tendons. *J. Biomech.* **3**, 181—189 (1970)
- Böhler, L.: Die Technik der Knochenbruchbehandlung, Bd. I, 12. u. 13. Aufl., Neudruck 1953. Wien-Düsseldorf: Maudrich-Verlag 1953
- Braams, R.: The effect of electron radiation on the tensile strength of tendon. *Int. J. Radiat. Biol.* **4**, 27—31 (1960)
- Brandenberger, H.: Neue Theorie der Elastizität und Festigkeit, 1. Aufl. Zürich: Schweizer Druck- und Verlagshaus 1948
- Brüchle, H., Moll, W.: Eine Meßanordnung zur Prüfung des mechanischen Verhaltens von Sehnen. *Z. ges. exp. Med.* **147**, 23—28 (1968)
- Buß, V., Arnold, G., Lippert, H.: Relaxation, isorheologische Linie und Kraftrückgewinn menschlicher Sehnen (in Vorbereitung)
- Christen, H.: Werkstoffbegriffe, 5. Aufl. Frauenfeld: Verlag von Huber & Co. AG 1964
- Cronkite, A. E.: The tensile strength of human tendons. *Anat. Rec.* **64**, 173—186 (1936)
- DIN (Deutsche Industrienormen): Prüfung von Textilien. Begriffe für den Zugversuch. DIN 53815. Berlin-Köln: Beuth-Vertrieb 1962
- DIN (Deutsche Industrienormen): DIN 53448. Berlin/Köln: Beuth-Vertrieb 1966
- DNA (Deutscher Normenausschuß): Materialprüfnormen für Kunststoffe, Kautschuk und Gummi. Taschenb. 18. 4. Aufl. Berlin/Köln/Frankfurt: Beuth-Vertrieb 1971
- Duschek, A., Hochrainer, A.: Tensorrechnung in analytischer Darstellung. I. Teil: Tensoralgebra. Wien-New York: Springer 1968
- Elden, H. R.: Aging of rat tail tendons. *J. Geront.* **19**, 173—178 (1964)
- Elden, H. R.: Hydration of connective tissue and tendon elasticity. *Biochim. biophys. Acta (Amst)* **79**, 592—599 (1964)
- Elliot, D. H.: Structure and function of mammalian tendon. *Biol. Rev.* **40**, 392—421 (1965)
- Ellis, D. G.: Cross-sectional area measurements for tendon specimens: A comparison of several methods. *J. Biomech.* **2**, 175—186 (1969)
- Ferry, J. D.: Viscoelastic properties of polymers. New York-London: John Wiley & Sons, Inc. 1961
- Flügge, W.: Viscoelasticity. Waltham, Massachusetts: Blaisdell Publishing Company 1967
- Frisen, M., Mägi, M., Sonnerup, L., Viidik, A.: Rheological analysis of soft collagenous tissue. Part I: Theoretical considerations. Part II: Experimental evaluations and verifications. *J. Biomech.* **2**, 13—28 (1969)
- Fung, Y.-C. B.: Biomechanics. *Appl. Mech. Rev.* **21**, 1—20 1968
- Fung, Y.-C. B.: Mathematical presentation of the mechanical properties of the heart muscle. *J. Biomech.* **3**, 381—404 (1970)
- Gratz, C. M.: Tensile strength and elasticity tests on human fascia lata. *J. bone Jt Surg. A* **13**, 334—340 (1931)
- Grimminger, H.: Probleme der Materialprüfung bei zerstörender Beanspruchung unter hohen Verformungsgeschwindigkeiten. *G-I-T Fachz. Lab.* **12**, 1282—1292 (1968)
- Grodins, F. S.: Control theory and biological systems. New York-London: Columbia University Press 1963
- Gross, B.: Rheologie. I. Mathematical structure of the theories of viscoelasticity. Paris: Hermann & Cie 1953
- Gross, F., Arnold, G.: Zur Festigkeit und Biomechanik menschlicher Sehnen. Wissenschaftliche Demonstration auf der 59. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Traumatologie, 27.—30. Sept., Berlin 1972
- Hardy, R. H.: Observations on the structure and properties of the plantar calcaneo-navicular ligament in man. *J. Anat. (Lond.)* **85**, 135—139 (1951)
- Harris, E. H., Walker, L. B., Bass, B. R.: Stress-strain studies in cadaveric human tendon and an anomaly in the Young's modulus thereof. *Med. biol. Engng* **4**, 253—259 (1966)
- Hartmann, F.: Ärztliche Fragen an eine Molekularbiologie. *Z. Rheumaforsch.* **31**, 42—67 (1972)
- Hartmann, F., Fricke, G.: Experimentelle Beiträge zur Struktur und Funktion gesunden und kranken Bindegewebes. *Z. Rheumaforsch.* **16**, 65—76 (1957)
- Haut, R. C., Little, R. W.: Rheological properties of Caine anterior cruciate ligaments. *J. Biomech.* **2**, 289—298 (1969)

- Hirsch, C., Sonnerup, L.: Macroscopic rheology in collagen material. *J. Biomech.* **1**, 13—18 (1968)
- Höhling, H. J., Dahmen, G.: Sublichtmikroskopische Untersuchungen an gesunden und degenerierten Sehnen. *Z. Orthop.* **97**, 339—353 (1963)
- Jamison, C. E., Marangoni, R. D., Glaser, A. A.: Viscoelastic properties of soft tissue by discrete model characterization. *J. Biomech.* **1**, 33—46 (1968)
- Juilfs, J.: Über einige Struktur- und technologische Merkmale von Fasern, Fäden und Garnen. *Melliand Textilber.* **41**, 521—525 (1960)
- Juilfs, J.: Zur praktischen Beurteilung des Kraft-Dehnungsverhaltens. *Melliand Textilber.* **41**, 800—803 (1960)
- Juilfs, J.: Zur praktischen Analyse des Dehnungsverhaltens von hochpolymeren Faserstoffen. *Schweizer Arch. angew. Wiss. Techn.* Novemberausgabe, 346—355 (1966)
- Juilfs, J.: Über einen Ansatz zur Beschreibung des Dehnungsverhaltens von fadenförmigen Hochpolymeren mit Hilfe von Modulfunktionen. Vortrag, gehalten am 17. 11. 1967 bei der Sektion Rheologie, Institut für Physikalische Chemie der Universität Graz
- Laban, M. M.: Collagen tissue: Implications of its responses to stress in vitro. *Arch. phys. Med.* **43**, 461—466 (1962)
- Lang, J.: Über das Gleitgewebe der Sehnen, Muskeln, Fascien und Gefäße. *Z. Anat. Entwickl.-Gesch.* **122**, 197—231 (1960)
- Lang, J., Viernstein, K.: Degeneration, Riß und Regeneration der Achillessehne. *Z. Orthop.* **101**, 160—186 (1966)
- Lehmann, H.: Werkstoffprüfung, Bd. II. München-Wien: R. Oldenbourg-Verlag 1969
- Lichnerowicz, A.: Einführung in die Tensoranalyse. Mannheim: Bibliographisches Institut 1966
- Lippert, H.: Morphologische Untersuchungen über die Entwicklung der Beinigkeit beim Menschen. *Z. menschl. Vererb.- u. Konstit.-Lehre* **35**, 518—532 (1960)
- Lippert, H.: Mündliche Mitteilung. 1971
- Love, A. E. H.: A treatise on the mathematical theory of elasticity. New York: Dover Publications 1926
- Macherauch, E.: Praktikum in Werkstoffkunde. Braunschweig: Vieweg 1970
- Mahrenholtz, O.: Analogrechnen in Maschinenbau und Mechanik. Mannheim-Zürich: Bibliographisches Institut 1968
- Matthews, L. S., Ellis, D.: Viscoelastic properties of cat tendon: Effects of time after death and preservation by freezing. *J. Biomech.* **1**, 65—71 (1968)
- McMaster, P. E.: Tendon and muscle ruptures: Clinical and experimental studies on causes and location of subcutaneous ruptures. *J. Bone Jt Surg.* **15**, 705—722 (1933)
- Meskat, W., Hoffmann, W.: Relaxationsvorgänge bei Monofilen unter gleichzeitiger überlagerter Zugwechselbeanspruchung. *Rheol. Acta* **1**, 77—86 (1958)
- Nash, W. A.: Theory and problems of strength of materials. Schaum's outline series. New York-St. Louis-San Francisco-Toronto-Sydney: McGraw-Hill Book Company 1957
- Nielsen, L. E.: Mechanical properties of polymeres. New York: Van Nostrand Reinhold Company 1962
- Partington, F. R., Wood, G.: The role of non-collagen components in the mechanical behaviour of tendon fibres. *Biochim. biophys. Acta (Amst.)* **69**, 485—495 (1963)
- Reiner, M.: Deformation, strain, flow. London: Lewis 1969
- Rigby, B. J.: Effect of cyclic extension on the physical properties of tendon collagen and its possible relation to biological ageing of collagen. *Nature (Lond.)* **202**, 1072—1074 (1964)
- Rigby, B. J., Hirai, N., Spikes, J. D., Eyring, H.: The mechanical properties of rat tail tendon. *J. gen. Physiol.* **43**, 265—283 (1959)
- Rollhäuser, H.: Die Festigkeit menschlicher Sehnen nach Quellung und Austrocknung in Abhängigkeit vom Lebensalter. *Morph. Jb.* **90**, 180—191 (1950)
- Schink, W.: Handchirurgischer Ratgeber. Berlin-Göttingen-Heidelberg: Springer 1960
- Schmalz, H.: Festigkeit und Auswertung von synthetischen Chemiefasern. Sonderdruck 1010.04—1 bis 8 der Fa. Zwick & Co. Einsingen bei Ulm: 1967
- Schultze-Gebhardt, F.: Zur Dehnungsabhängigkeit des *E*-Moduls verstreckter Polyamid-6-Fäden. *Kolloid-Z. u. Z. Polymere* **236**, 19—30 (1970)
- Severs, E. T.: Rheology of polymers. New York: Reinhold Publishing Corporation 1962; London: Chapman & Hall, Ltd. 1962

- Shames, J. H.: *Mechanics of deformable bodies*. Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice-Hall Inc. 1964
- Smith, J. W.: The elastic properties of the anterior cruciate ligament of the rabbit. *J. Anat. (Lond.)* **88**, 369—380 (1954)
- Spiegel, M. R.: *Vector analysis and an introduction to tensor analysis*. Schaum's outline series. New York: McGraw-Hill Book Co. 1959
- Spiegel, M. R.: *Theory and problems of Laplace transforms*. Schaumi's outline series. New York: McGraw-Hill Book Co. 1965
- Stuart, H. A.: *Die Physik der Hochpolymeren*, Bd. IV. Theorie und molekulare Deutung technologischer Eigenschaften von hochpolymeren Werkstoffen. Berlin-Göttingen-Heidelberg: Springer 1956
- Stucke, K.: Über das elastische Verhalten der Achillessehne im Belastungsversuch. *Langenbecks Arch. klin. Chir.* **265**, 579—599 (1950)
- Tkaczuk, H.: Tensile properties of human lumbar ligaments. *Acta orthop. scand., Suppl.* **115**, 23 (1968)
- VanBrocklin, I. D., Ellis, D. G.: A study of the mechanical behaviour of toe extensor tendons under applied stress. *Arch. phys. Med.* **46**, 369—373 (1965)
- Viidik, A.: Biomechanics and functional adaptation of tendons and joint ligaments. In: F. G. Evans, *Studies on the anatomy and function of bone and joints*. Berlin-Göttingen-Heidelberg: Springer 1966
- Viidik, A.: The effect of training on the tensile strength of isolated rabbit tendons. *Scand. J. plast. reconstr. Surg.* **1**, 141—147 (1967)
- Viidik, A.: A rheological model for uncalcified parallel-fibred collagenous tissue. *J. Biomech.* **1**, 3—11 (1968)
- Viidik, A.: Tensile strength properties of Achilles tendon systems in trained and untrained rabbits. *Acta. orthop. scand.* **40**, 261—272 (1969)
- Vogt, R., Arnold, G.: Demonstration über Festigkeits- und Relaxationseigenschaften menschlicher Sehnen. *Verh. Anat. Ges., Köln 1972. Anat. Anz., Ergänzungsh.* (im Druck)
- Walker, L. B., Harris, E. H., Benedict, J. V.: Stress-strain-relationship in human cadaveric plantaris tendon: A preliminary study. *Med. Electron. Biol. Engng* **2**, 31—38 (1964)
- Wegener, W.: Die Belastbarkeit der peripheren seitlichen Fesselgelenkbänder des Rindes und ihre Beziehung zu einigen anderen Merkmalen. *Dtsch. tierärztl. Wschr.* **75**, 365—371 (1968)
- Wegener, W., Peuker, H.: *Rationelles Prüfen der Festigkeit und Dehnung von Garnen*. Sonderdruck der Fa. Zwick & Co. Einsingen bei Ulm 1967
- Welsh, R. P., MacNab, J., Riley, V., Eng, P.: Biochemical studies of rabbit tendon. *Clin. Orthop. Rel. Res. (Philad.)* **81**, 171—177 (1971)
- Wilhelm, K.: Die statische und dynamische Belastbarkeit der Achillessehne. *Res. exp. Med.* **157**, 221—223 (1972)
- Winkler, F., Bauer, A.: Dynamische Zugprüfung von Fäden. Kritische Betrachtungen zum Sekantenmodul. *Faserforsch. u. Textiltechn.* **19**, 278—284 (1968)
- Wöhlisch, E., Du-Mesnil de Rochemont, R., Gerschler, H.: Untersuchungen über die elastischen Eigenschaften tierischer Gewebe. *Z. Biol.* **85**, 325—341 (1926); *Z. Biol.* **85**, 567—587 (1927)
- Worthmann, W., Arnold, G.: Demonstration über biomechanische Untersuchungen an menschlichen Sehnen. *Verh. Anat. Ges., Köln 1972. Anat. Anz., Ergänzungsh.* (im Druck)
- Worthmann, W., Arnold, G., Lippert, H.: Spannungsrückgewinn menschlicher Sehnen nach Entlastung (mechanische Erholungseigenschaft). *Internat. Z. angew. Physiol.* (im Druck)
- Wright, D. G., Rennels, B. S.: A study of the elastic properties of plantar fascia. *J. Bone Jt Surg. A* **46**, No. **3**, 482—492 (1964)
- Yamada, H.: *Strength of biological materials*, ed. F. Gaynor Evans. Baltimore: The Williams & Wilkins Co. 1970

Prof. Dr. G. Arnold
 Abteilung Anatomie
 51 Aachen
 Melatener Str. 211/213
 Federal Republic of Germany