

BIO MECHANIK

Anwendung mechan. Gesetze auf biolog. Komponenten und Strukturen

Beispiele

- Festigkeit Knochen und Knorpel
- Bewegungsmuster des Kniegelenkes bei Beugen und Strecken
- Chir. Eingriffe
 - Implantate
 - Verschraubungen
 - Anker
 - hinsichtlich Einheilprozess
z.B. zwischen Band und Knochen

hier behandelt:

Biomechanik von Geweben (kollagenstr)
wie z.B.

- Bänder
 - Sehnen
- } "parallele" Fasern
einachsig

- Palmar Aponeurose
 - Haut
- } * zwei- und
dreidimensionale
Anordnung
der Fasern

- Anordnung der Fasern
je nach Funktion des Gewebes

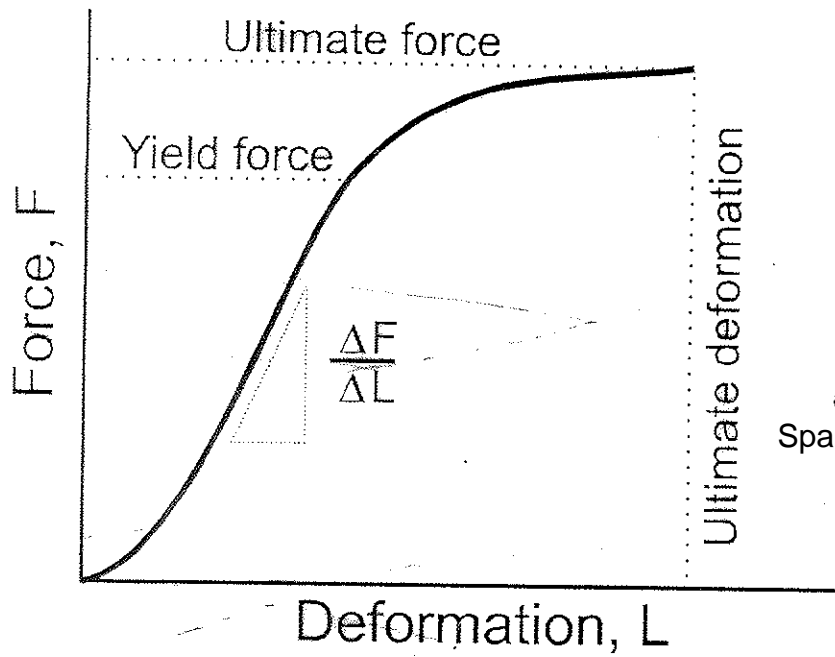
- gibt die zu konstruierende
Belastungsapparatur vor

- gibt die Belastungsschemata vor

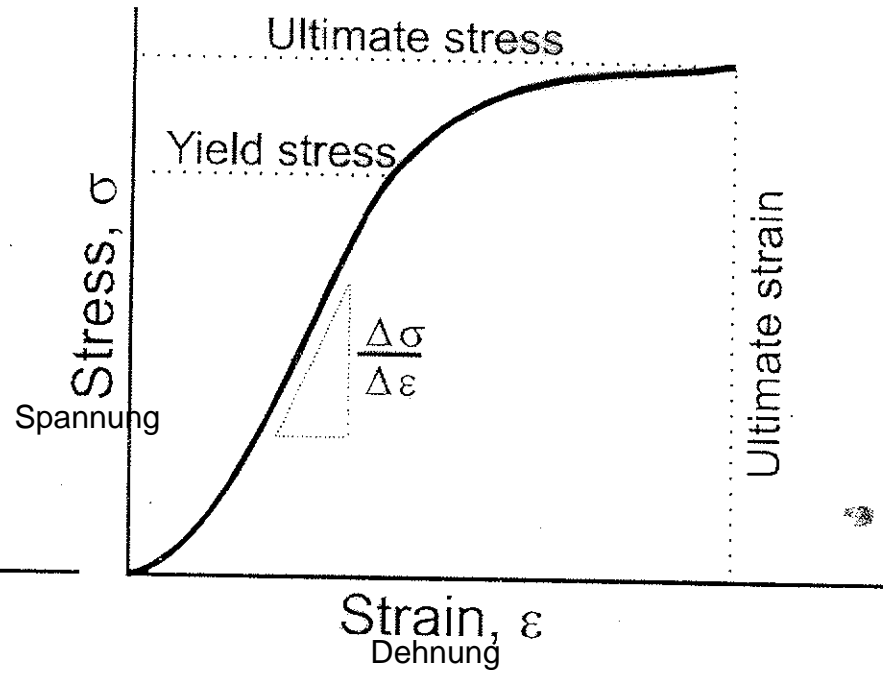
uniaxiale Anordnung

- Bänder : verbindet Knochen mit Knochen
- Stabilisieren das^{te} Gelenk (neben Muskel und Knochen)
- Bewegung des Gelenkes im Normalbereich
- Sperren bei Verlassen des Normalbereiches

→ dazu das Kraft-Längenänderungsdiagramm



Structural Properties



Material Properties

Figure 3 - Force-deformation and Stress-strain curves illustrating structural and material properties respectively.

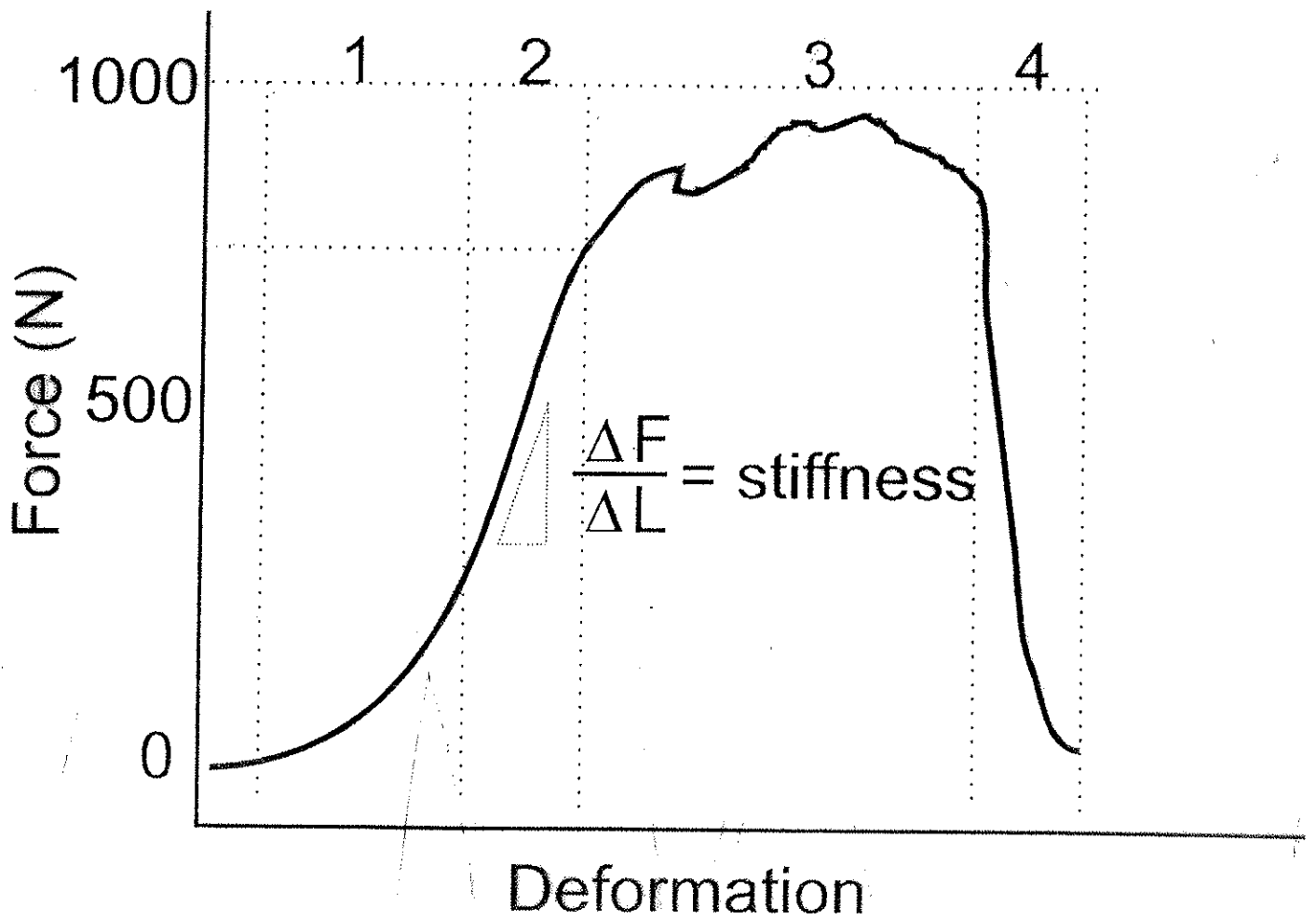


Figure 3 -A force-elongation curve obtained from a tensile test to failure of a rhesus monkey femur-ACL-tibia preparation is shown. There are four regions that are commonly used to describe a force-elongation or stress-strain curve. Region 1 is termed the "toe region" and shows a non-linear increase in load as the tissue elongates. Region 2 represents the linear region of the curve. In Region 3, isolated collagen fibers are disrupted and begin to fail. In Region 4 the ligament completely ruptures. (Modified from Butler, D.L., Grood, E.S., Noyes, F.R., and Zernicke, R.F., *Biomechanics of ligaments and tendons*. Exercise and Sports Science Research 6, 125-181, 1984.)

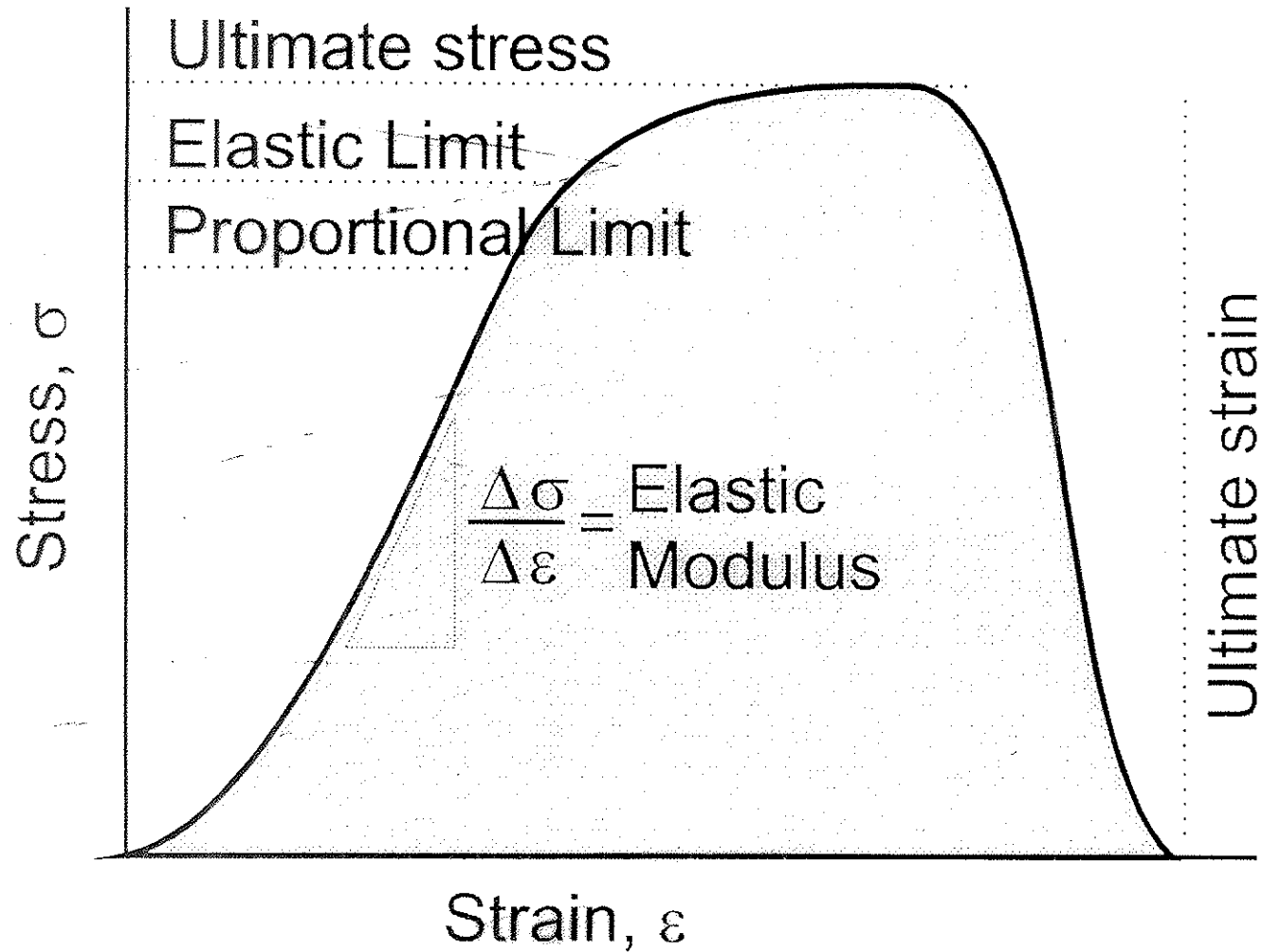


Figure 4 - Illustration of a stress-strain curve with various quantities of interest identified.

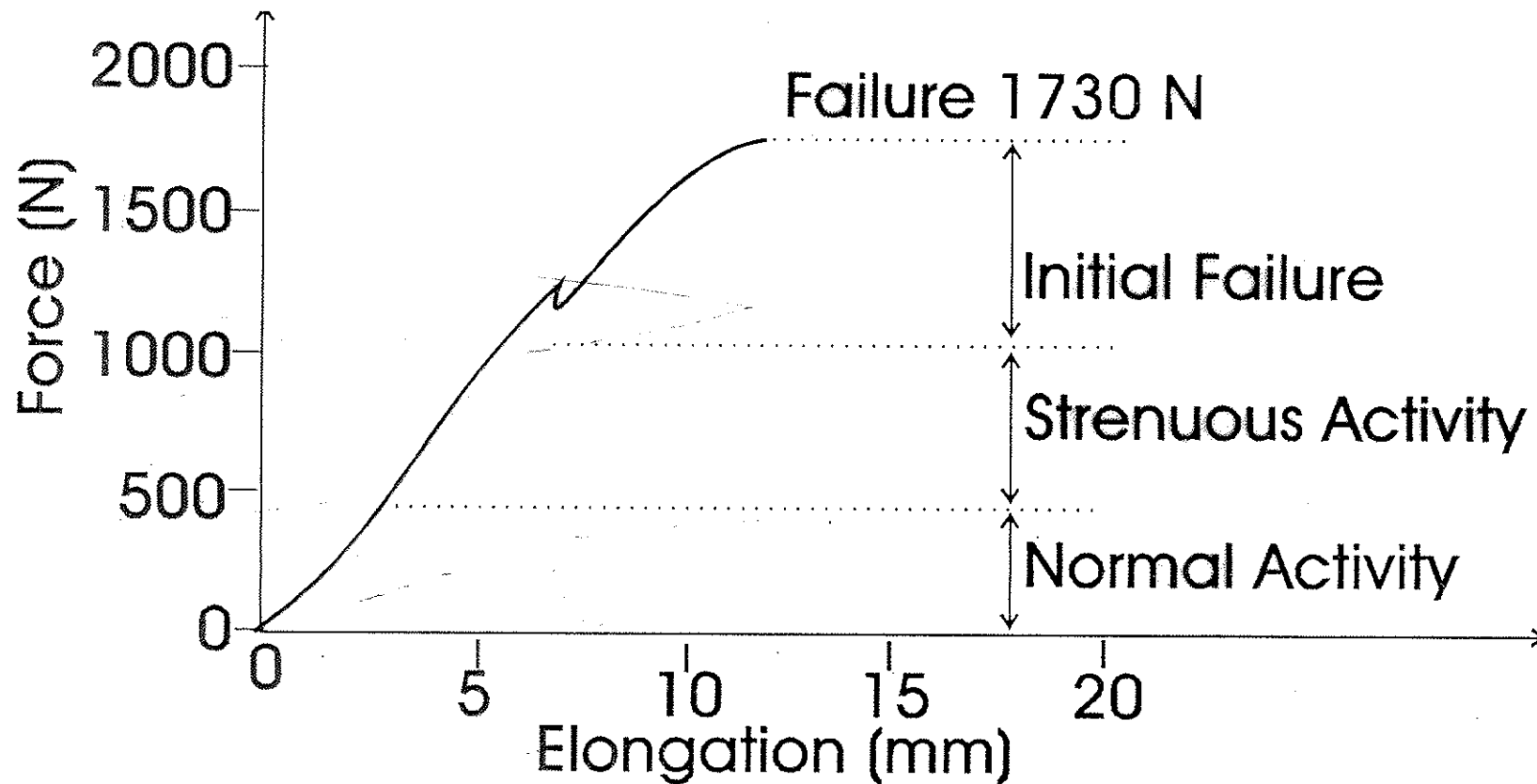


Figure 5 -A hypothetical force-elongation curve for a human ACL-bone complex is illustrated along with daily activities that correspond to specific loading levels. During routine daily activities such as walking and standing, ligaments are loaded to less than one fourth their ultimate tensile load. During strenuous activities such as fast cutting during intense running, loading levels may enter into region 3 where isolated fiber damage takes place. (Modified from Noyes, F.R., Butler, D.L., Grood, E.S., Zernicke, R.F., and Hefzy, M.S., Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee ligament repair and reconstruction. Journal of Bone and Joint Surgery, 66A(3), 344-352, 1984.)

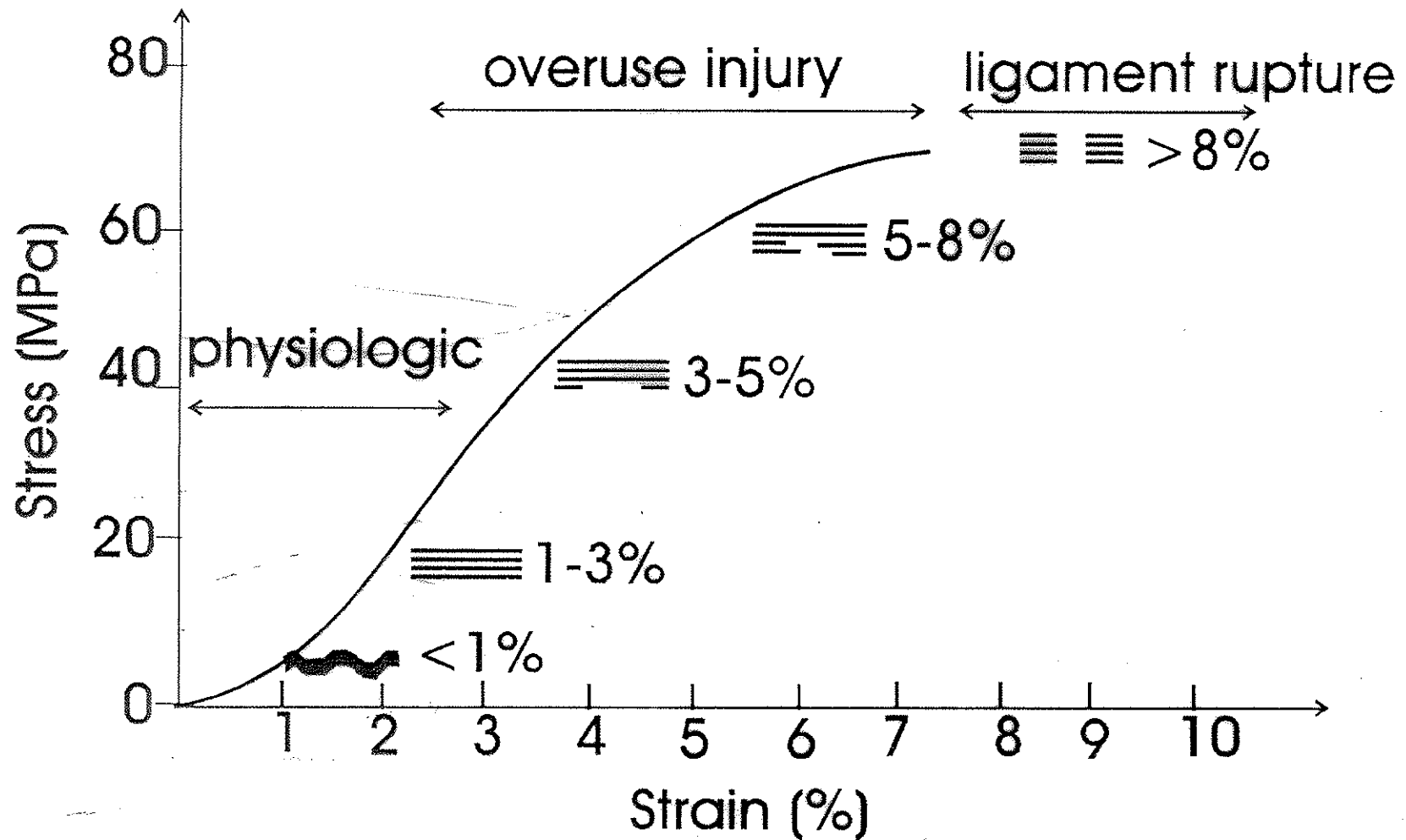


Figure 4 -A stress-strain curve illustrating the relationship between changes in the collagen "crimp" pattern, or stretch, and ligament mechanical properties is shown. Increases in ligament strain in the "toe region" of the curve results in straightening of the "crimp" pattern. During the linear portion of the curve the collagen fibers are stretched. As the ligament is further strained isolated ligament fibers begin to rupture and if deformation continues, then complete ligament fail occurs. (Modified from Butler, D.L., Grood, E.S., Noyes, F.R., and Zernicke, R.F., Biomechanics of ligaments and tendons. *Exercise and Sports Science Reviews*, 6, 125-181, 1998.)

Diagramme

- zeigen geringen Widerstand im Bereich "kleiner" Dehnungen

1-3%

(Vgl. Metalle : $\sim 10^{-3}$ linear elastisch)

- großer Widerstand

im Bereich 3-5% Dehnung

- Versagen bei höheren Dehnungen

- Schluß : nichtlineare

σ - ϵ - Kennlinie

- Erklärung (vorher) aus Funktion

- Erklärung aus Anordnung der Komponenten

Konstituenten

- Kollagen (vorwiegend Typ I)
zu $\sim 70\%$ des Trockengewichtes
- Elastin zu 1-2% des Tro.wi
(ausgenommen spezielle Bänder,
wie z.B. Lig. Nuchae)
- Proteoglykan matrix
(bindet Wasser)
- Kollagen: Lasttragende Faser
- Elastin: wirkt hauptsächlich
im Bereich niedriger Dehnungen
- Proteoglykan: Erleichtert aneinander
Vorbeigleiten der Fasern bei
Dehnungs - Beanspruchung

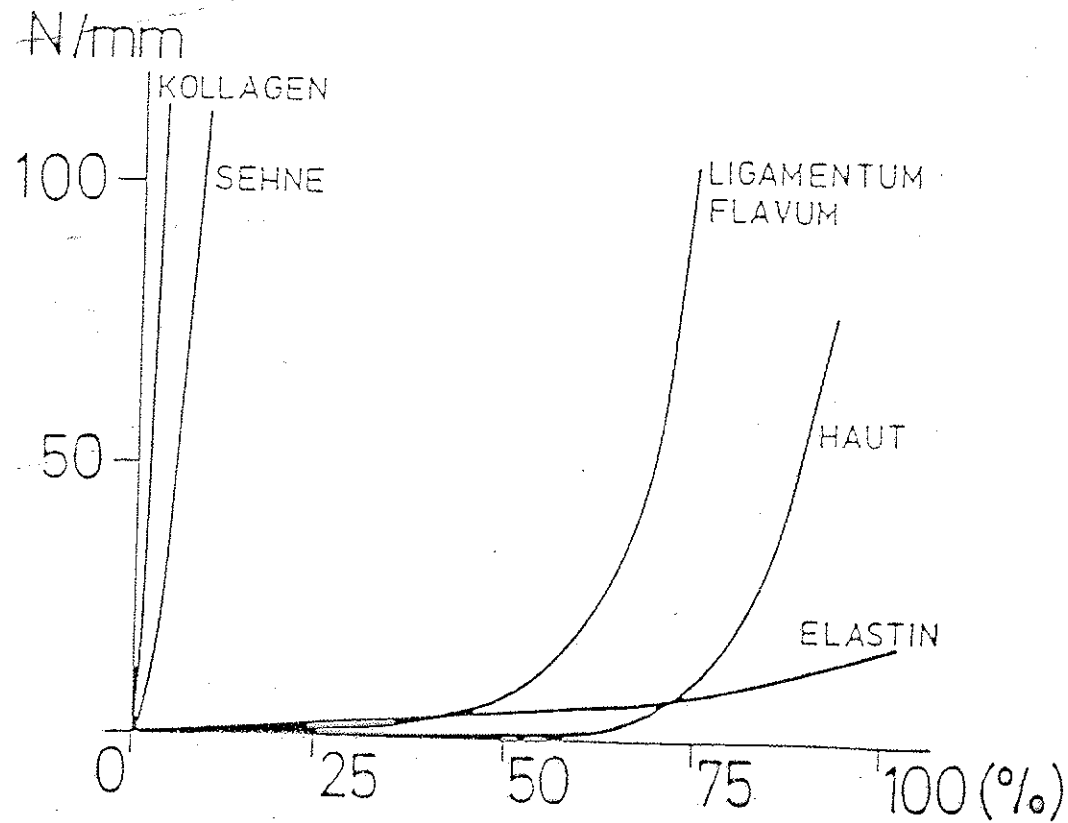


Abbildung 8: Spannungs-Dehnungs-Diagramm von verschiedenen Geweben und deren Bestandteilen (4)

Struktur

- Kollagen und Elastin
 - Netzwerke, die miteinander im Verbund stehen
 - hierarchische Anordnung
 - vom Elektronenmikroskop. Bereich
 - bis zum Makroskop. Bereich
- Abbildung

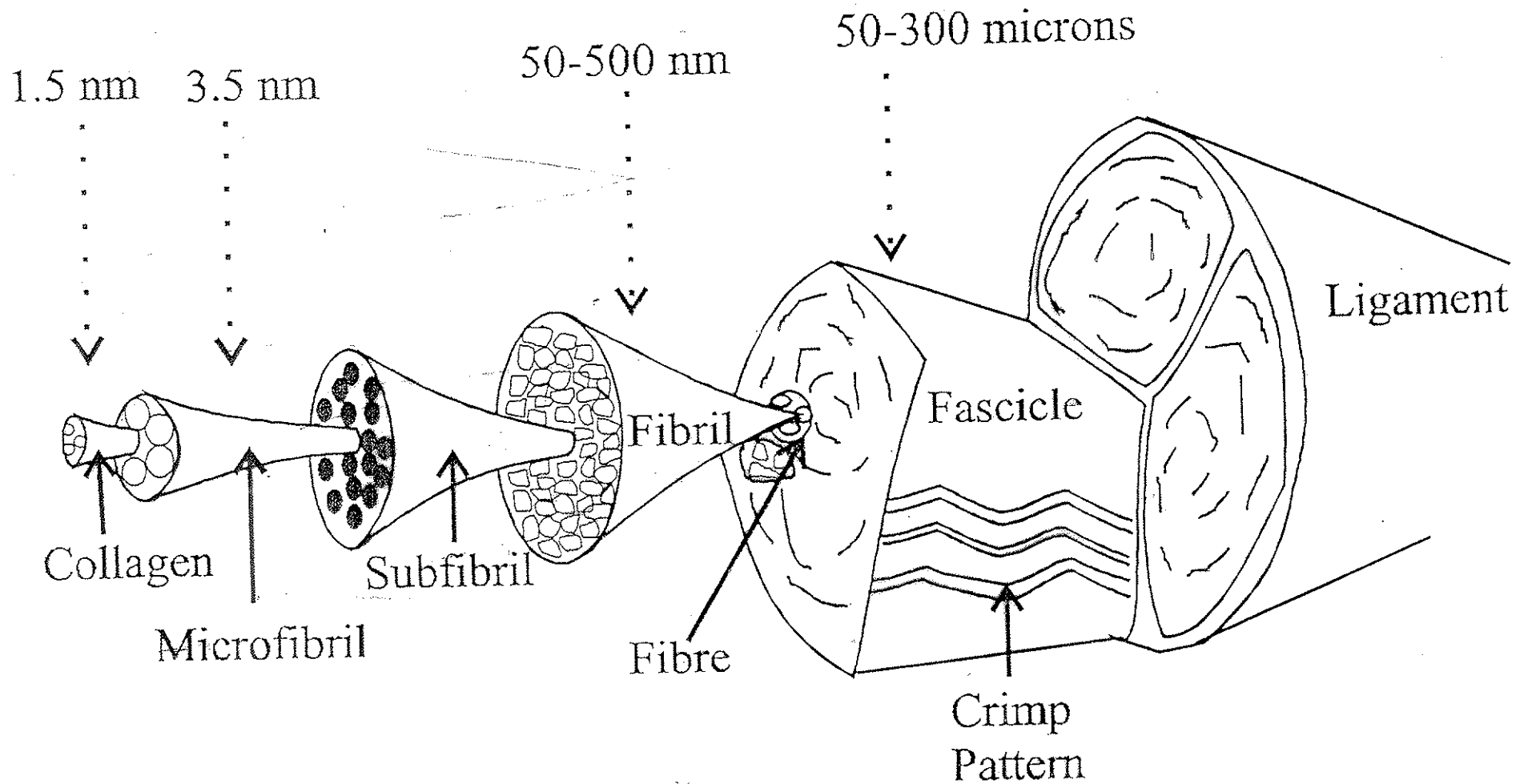


Figure 1 -A schematic diagram of the structural hierarchy of ligament is shown. Ligament is composed of smaller and smaller fiber bundles. The basic structural element is the molecule.

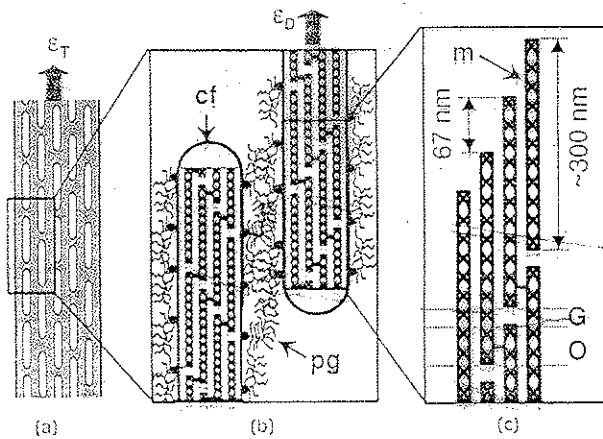


Figure 9.2: Simplified tendon structure (see, e.g., Vincent, 1990). A tendon is made of a number of parallel fascicles (a) containing collagen fibrils (b). The fibrils (cf) are typically coated with proteoglycans (pg). They have a thickness of several hundred nanometres and a length in the order of 10 micrometres. Triple-helical collagen molecules (m) are packed within fibrils (c) in a staggered way with an axial spacing of $D = 67$ nm, when there is no load on the tendon (Hodge and Petruska, 1963). Since the length of the molecules (300 nm) is not an integer multiple of the staggering period, there is a succession of gap (G) and overlap (O) zones. The lateral spacing of the molecules is around 1.5 nm, but the full three-dimensional arrangement is not yet fully clarified (Hulmes et al., 1995; Wess et al., 1998). ϵ_T is the total strain of the tendon and ϵ_D the strain in the fibrils, which can be measured via the change in the axial D-period due to tensile loading.

HL 24.505.6

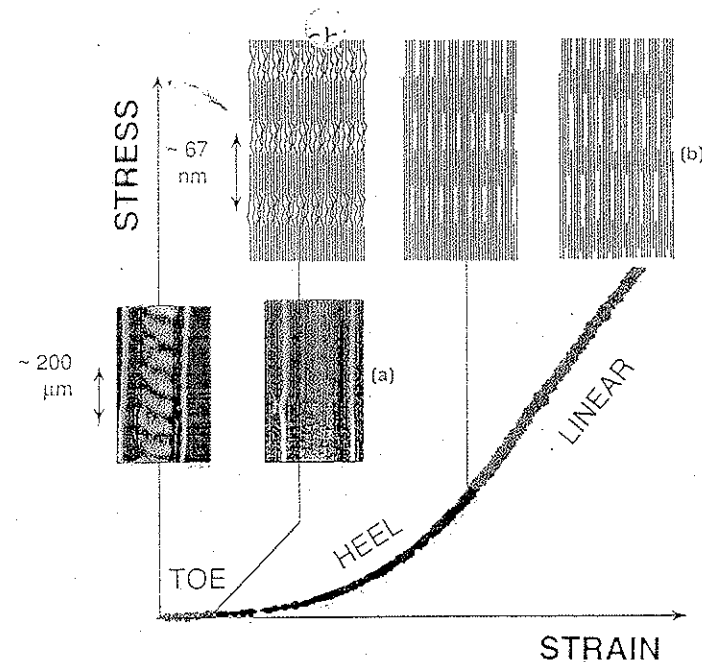


Figure 9.3: Schematic behavior of the normal collagen fibril structure from rat-tail tendon (marked cf in Figure 9.5) during tensile deformation. From 'Fibrillar Structure and Mechanical Properties of Collagen', by P. Fratzl et al., 1997, *J. Struct. Biol.* 122, 119-22. The experiment was performed at a strain rate where the actual strain of the fibril (ϵ_D) was about 40% of the total strain of the tendon (ϵ_T) in the linear region. Plotted on the horizontal axis is the total strain of the tendon (ϵ_T). Previous synchrotron X-ray scattering experiments (Misof et al., 1997) have shown that the tendon structure goes through a sequence of changes upon stretching. First, a macroscopic crimp in the tendon (Diamant et al., 1972) is straightened out, as visible in the polarised light (a). Then, microscopic kinks in the collagen molecules (located mostly in the gap region of the fibril structure) are removed, leading to an entropic contribution to elasticity (b, left). Finally, the molecules start to glide past each other in the linear region of the stress-strain curve (b, right).

Änderungen in der Struktur bei Dehnung

- Anfangsbereich (nichtlinear):
Verstreichen der Welligkeit
der Faser (~~§~~ Polarisationsmikroskop)
- Ausrichten der Kollagenmoleküle,
die gestaffelt angeordnet
(Röntgenbeugung)
- Aneinander Vorbeigleiten der
Moleküle (Röntgenbeugung)

Dehnung des Moleküls selbst
← Gewebe (1% bei 10%-ε Sehne)

Deformationsmechanismus Sehne:

(1) Deformation des Moleküls

- Kollagenmolekül stabil
(geringe Deformation)
- eher Vergrößerung des "gaps"
zwischen den gestaffelt angeordneten
Molekülen
- aneinander vorbeigleiten
der Moleküle

(2) Deformation der Fibrille ~~es~~ >> als (1)

(3) Deformation Sehne >> als (2)

Bisher festgehalten:

- Nichtlineare σ - ϵ -Kennlinie
- Erklärung aus verschachteltem Aufbau des Gewebes

Weitere Eigenschaften

• Viskoelastizität des Gewebes
(im physiolog. Bereich)

— σ - ϵ -Kennlinie von
Dehnungsrate abhängig

— Hysterese Effekt: Be- und Entlastungs-
diagramme unterschiedlich

— Nachgiebigkeit bei konstanter
Last \rightarrow Kriechversuch

— Nachgiebigkeit bei konstanter
Dehnung \rightarrow Relaxationsversuch

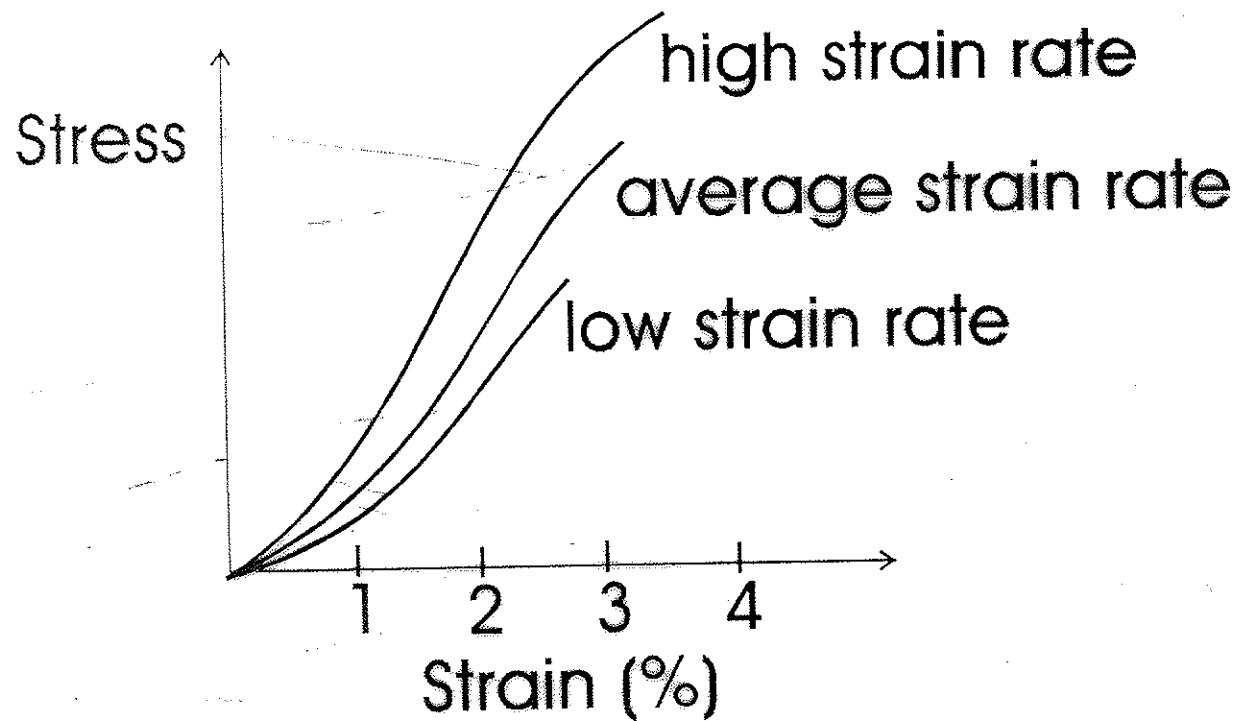


Figure 8 - Strain-rate affects on stress-strain properties. The faster a tissue is loaded the greater the stiffness and the higher the ultimate failure load. Some tissues may exhibit higher ultimate strains for higher strain rates (e.g. ligaments), others may have lower ultimate strains (e.g. bone).

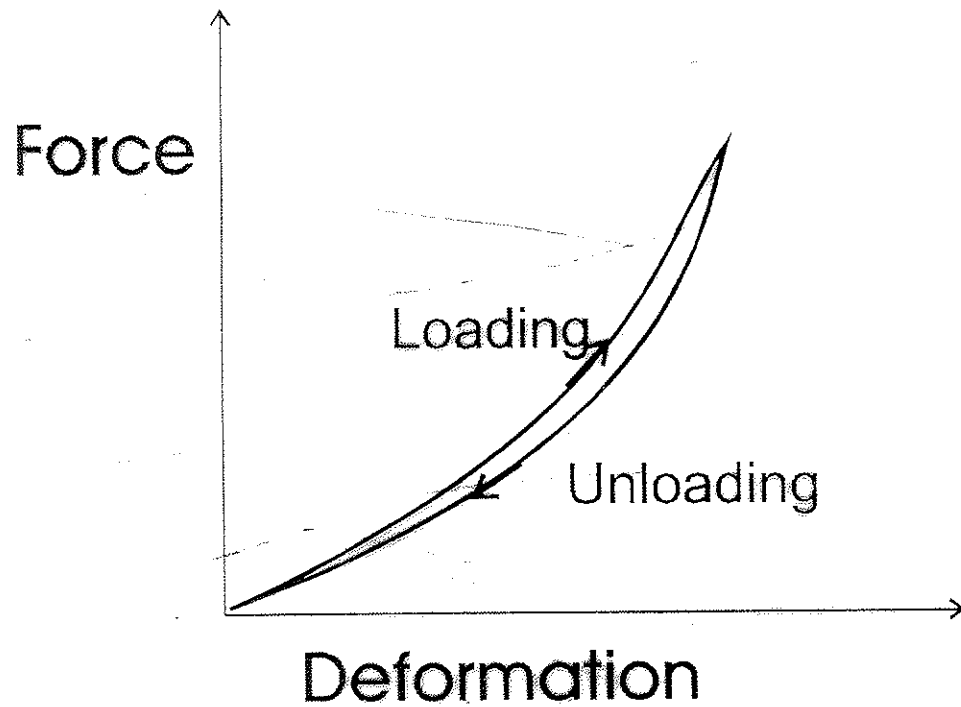


Figure 9 - Loading and unloading curves during a tensile test of a biological tissue. The two curves are not identical. The difference in area under the two curves is the area of hysteresis and represents the energy lost due to internal friction within the material.

Viscosity

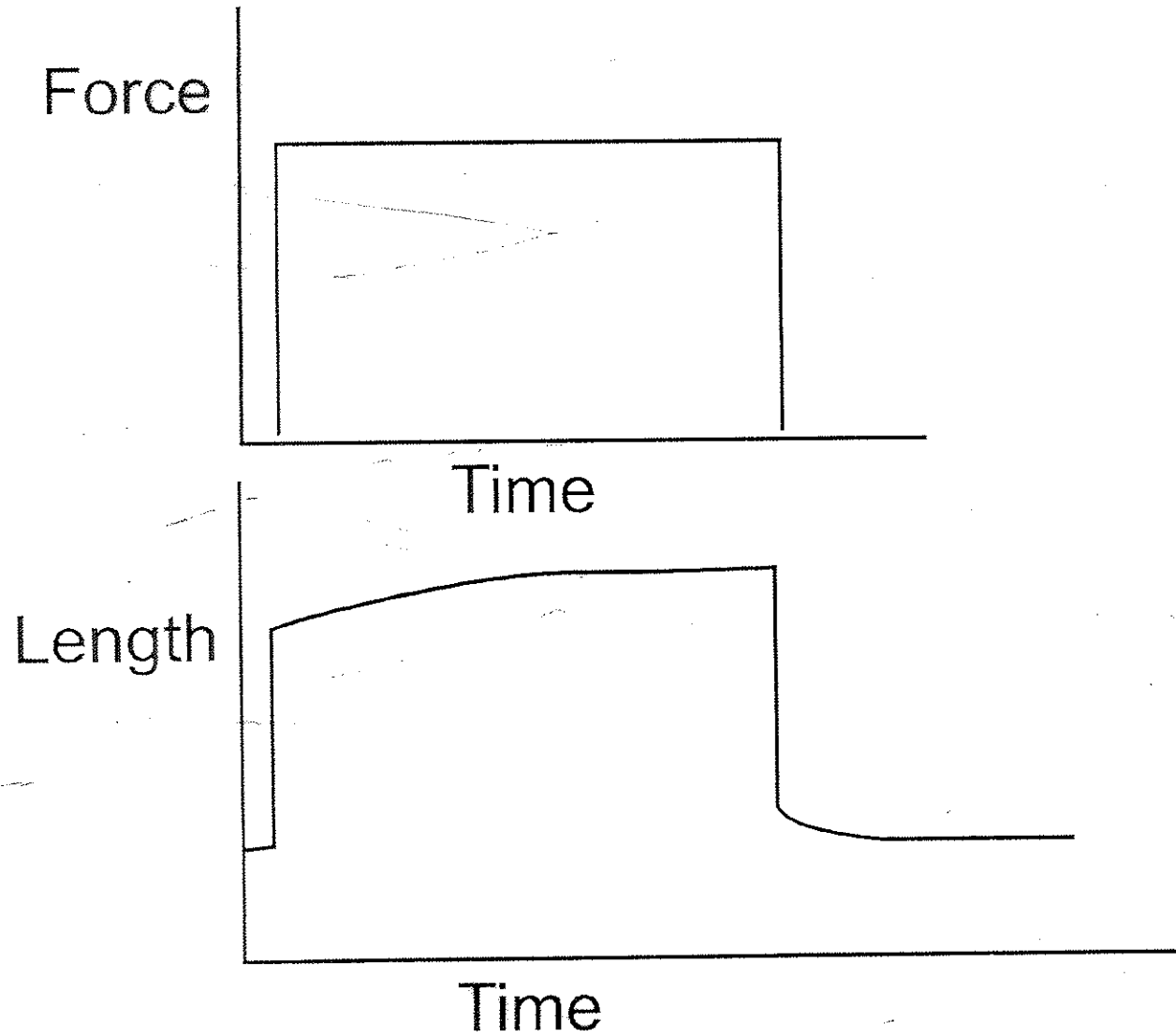


Figure 7 - Example of a creep response. Such a response might occur in a tendon subjected to a constant muscle force.

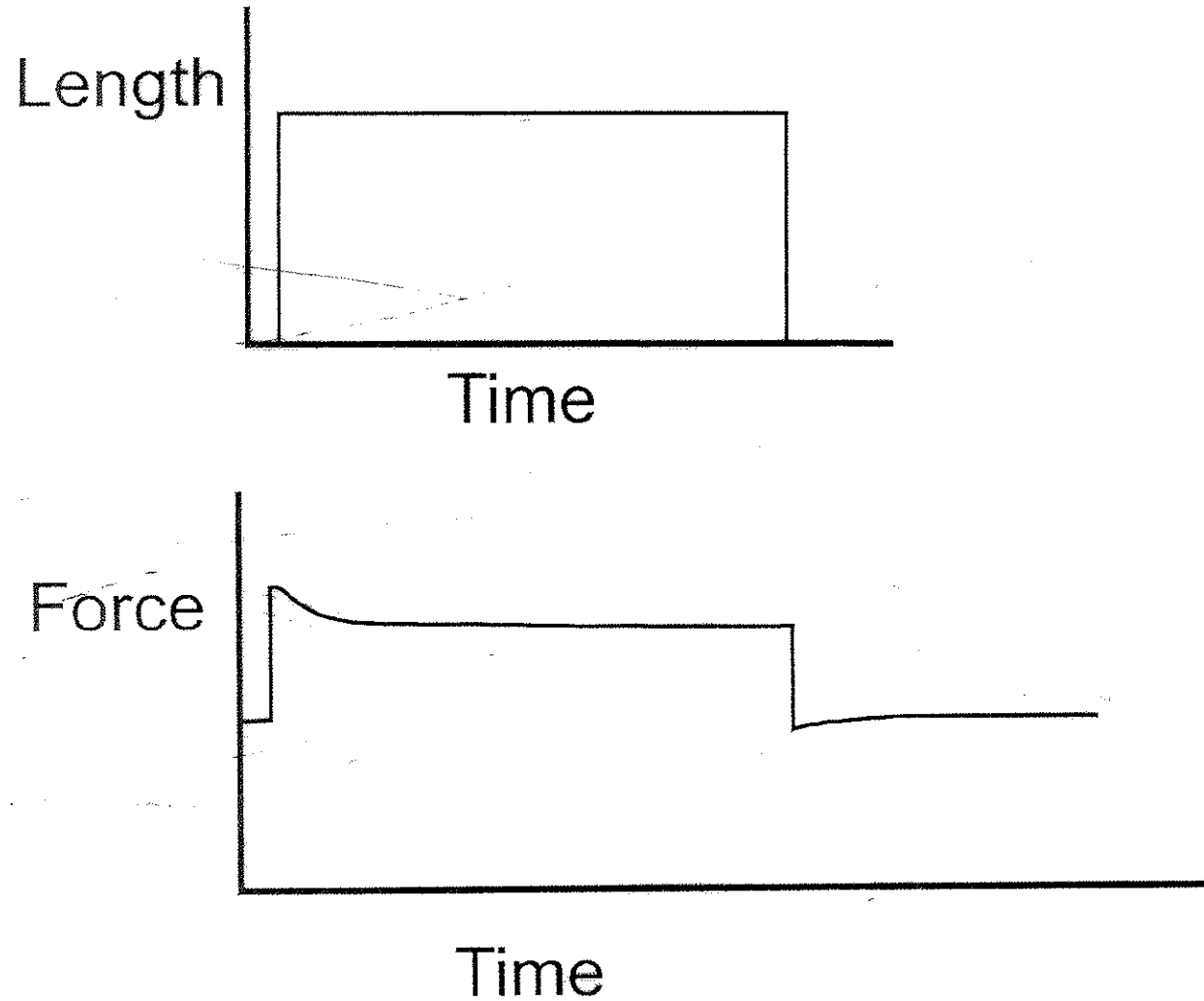
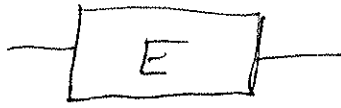


Figure 6 - Example of a force or stress relaxation response. Such a response might occur in tissues around the knee if the knee is moved to a specific knee position and maintained in that position.

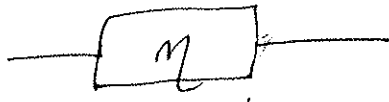
Interpretation

- höhere Dehnungsrate $\frac{d\varepsilon}{dt}$
→ höherer Widerstand
- Entlastung
→ bei konstanter Rate $\frac{d\varepsilon}{dt}$
überlagertes Relaxieren
→ Kraftabnahme
→ Hysterese effekt
- bei kraftgesteuerter Versuchsführung:
→ überlagertes Kriechen
Dehnung nimmt zu
→ bei Rückkehr zu $F=0$
verbleibende Deformationen
- viskoelastische Modelle

Viskoelastische Elemente

- Federkörper 

$$\sigma = E \epsilon$$

- Dämpfer 

$$\sigma = \eta \frac{d}{dt} \epsilon = \eta \dot{\epsilon}$$

- Elastin hat bis großen Dehnungen $\geq 100\%$ elastisches Verhalten (nahezu)

— linear (nahezu)

— Hysterese klein

— geringe Steifigkeit

- Kollagen selbst viskoelastisch

- Einfluß der PG-Matrix

(Gel \rightarrow "Schmiermittel")

\rightarrow Ermöglicht aneinander vorbeigleiten der Fasern

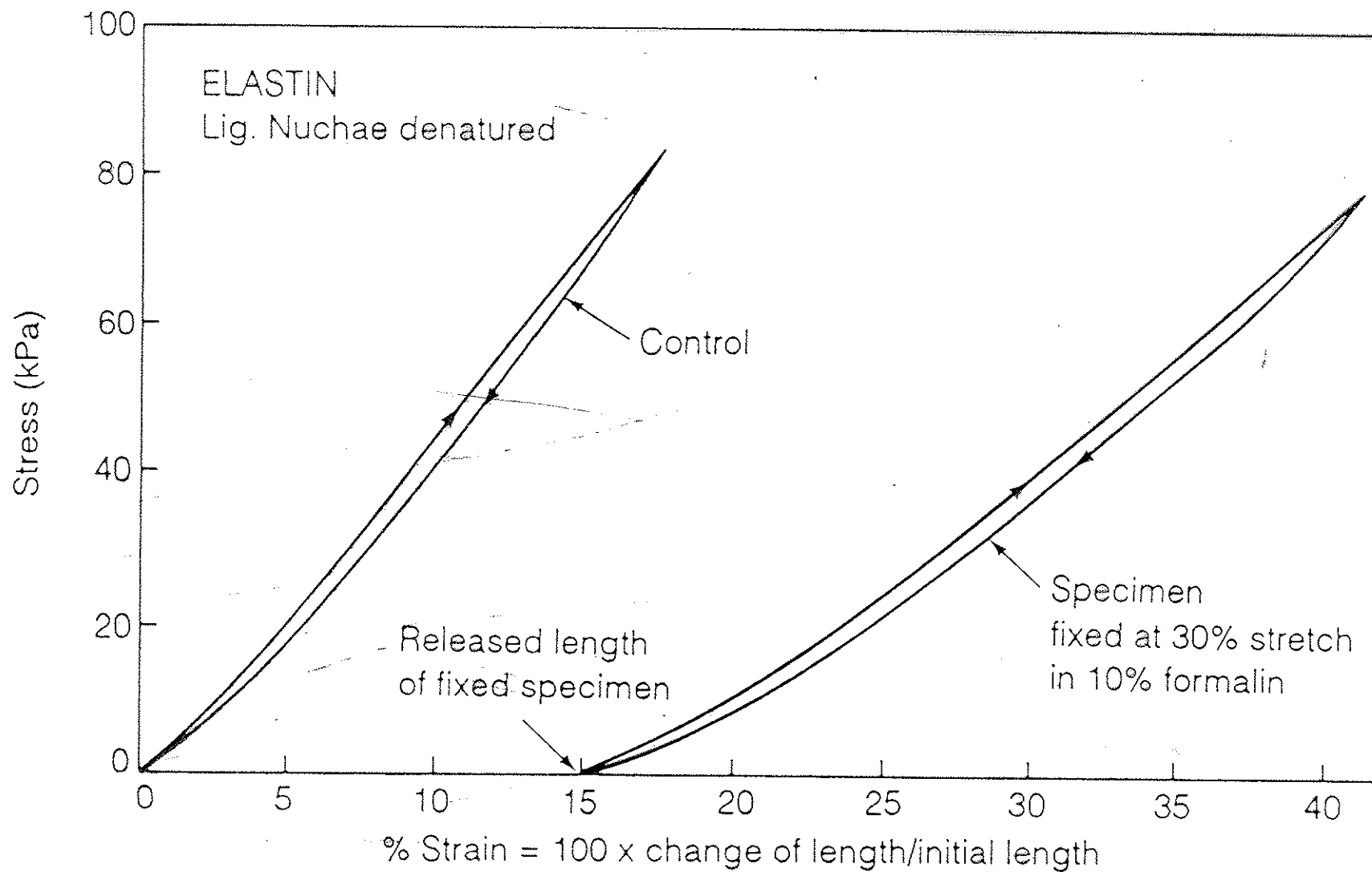
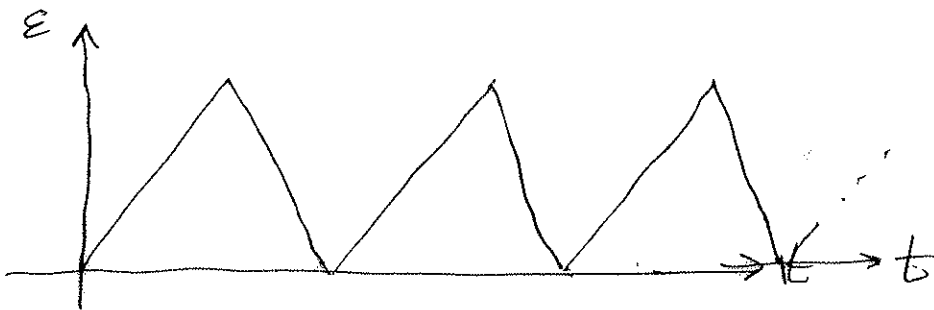


Figure 7.2:2 The stress–strain curve of a specimen of elastin that was first stretched 30% and then soaked in 10% formalin for two weeks. On releasing the stretch, the specimen shortened, but 15% of stretch remained. Subsequent loading produced the stress–strain curves shown on the right-hand side. These curves may be compared with the “control.” The arrows on the curves show the direction of loading (increasing strain) or unloading (decreasing strain). From Fung and Sobin (1981). Reproduced by permission of ASME.

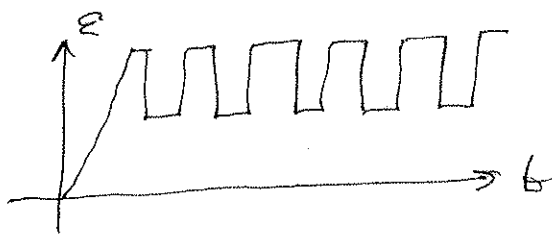
Weitere übliche Versuchsschemata

- Belastungszyklen



"Preconditioning"

- fortlaufender Hystereseversuch
 - letztendlich Erreichen stationärer Verhältnisse
 - Be- und Entlastungsäste bleiben auch im stationären Endzustand different
- ähnlich Rechteckimpulse



- oder Sinusformung
(schwellende Belastung)

→ Abbildungen

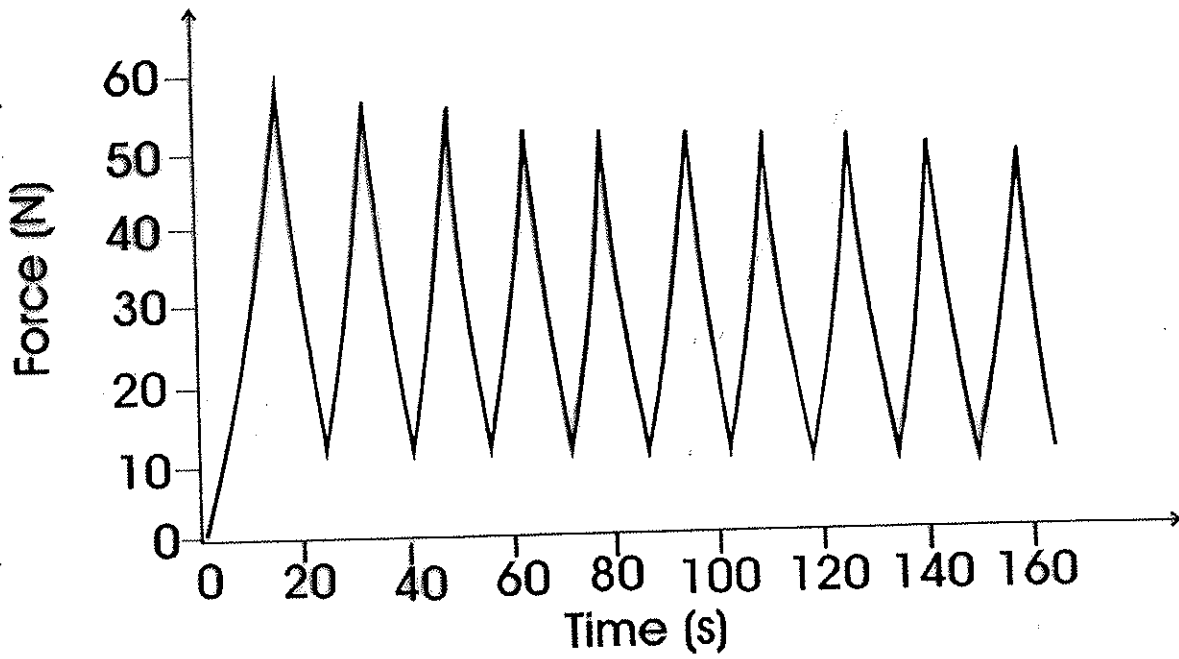


Figure 7 - Shown is a typical ligament response to cyclic tensile loading and unloading. Peak loads decrease with each cycle indicating ligament softening.

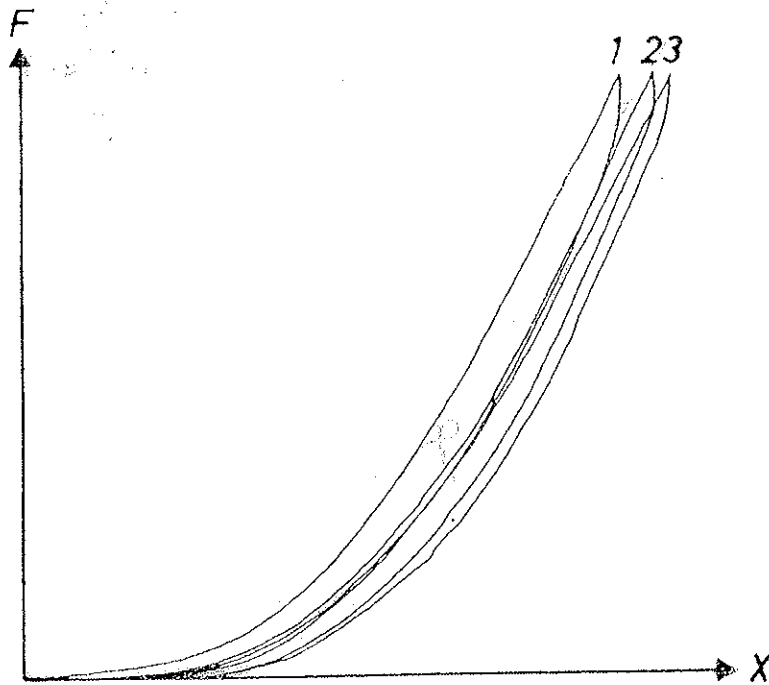


Fig. 13. Load-deformation diagrams (cf. Fig. 14) for three consecutive cycles of loading and unloading of the same specimen.

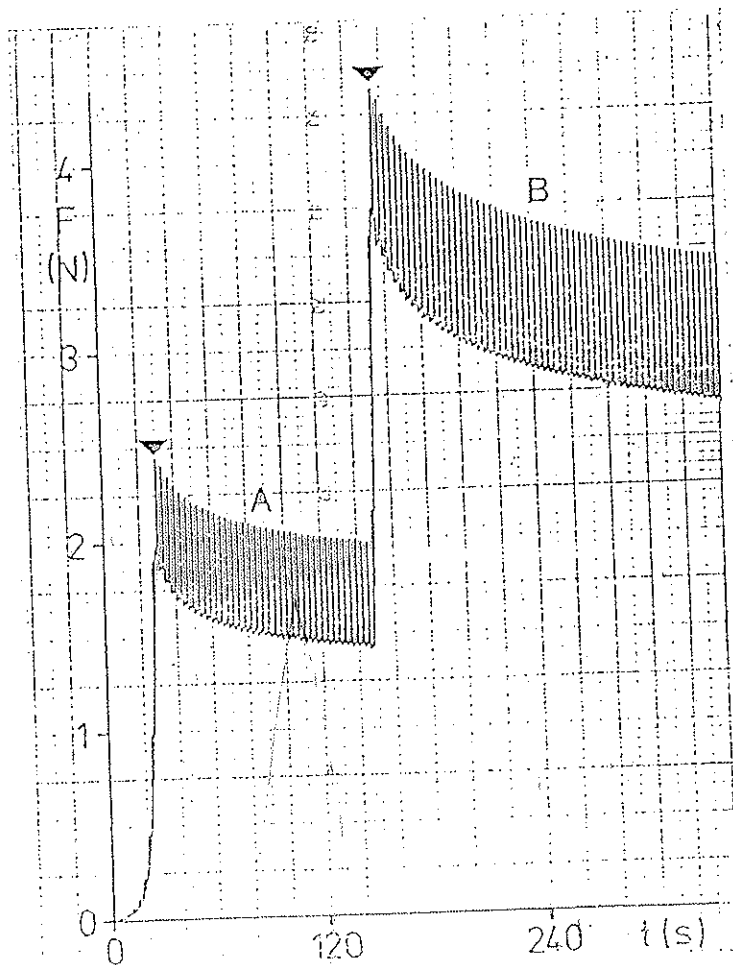


Abb. 5. An einem Längsspaltteil einer Sehne vom Rind wurden impulsmechanische Spannungs-Relaxations-Versuche ausgeführt. Lineare Längenzunahmegeschwindigkeit $v_{d1} = 7,5$ mm; 0,9%ige NaCl-Lösung; Temperatur $\vartheta = 29$ °C; thermische und mechanische Vorgeschichte: keine Schädigung, viskoelastischer Gleichgewichtszustand; Längenimpulse $H = 0,17$ mm. Während der Impulsrelaxation A und B wurde der lineare Streckungsvorgang jeweils konstant gehalten.

Kollagone Fasern — Dehnungsbeanspruchung

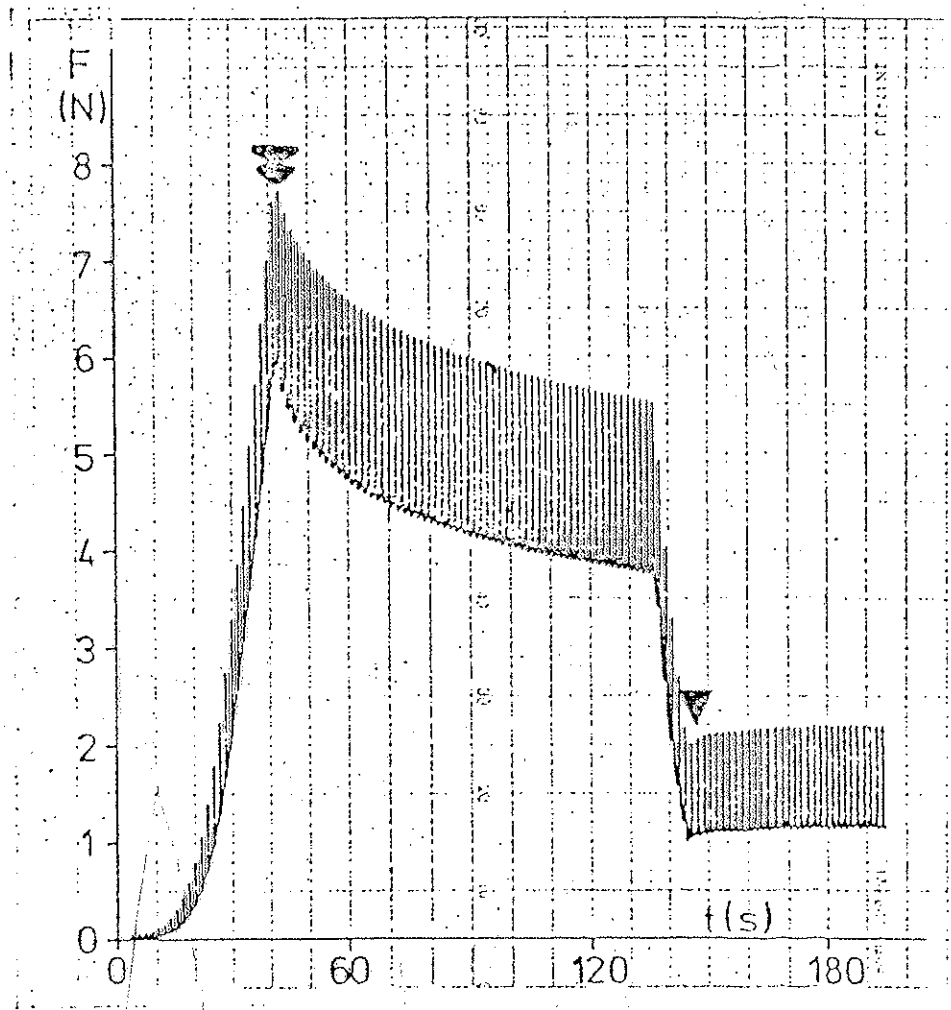


Abb. 6

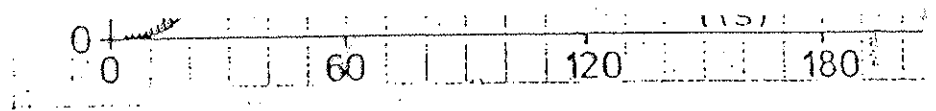


Abb. 6.

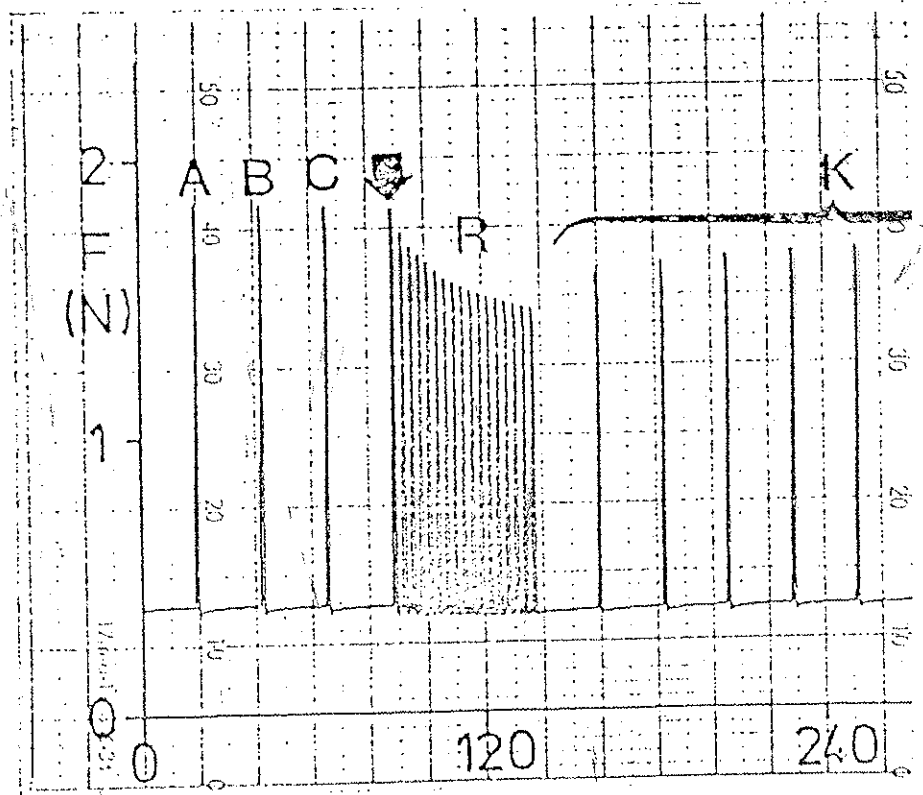


Abb. 7.

Versagensmechanismus bei Knochen-Band Präparaten

- hohe Dehnungsraten:

Ligament selbst versagt

- niedere Belastungsraten

Knochen versagt eher

- Ligament-Knochen-Interface

seltener, wegen optimaler

Lastverteilung an Verbindungsstelle

→ Abb.

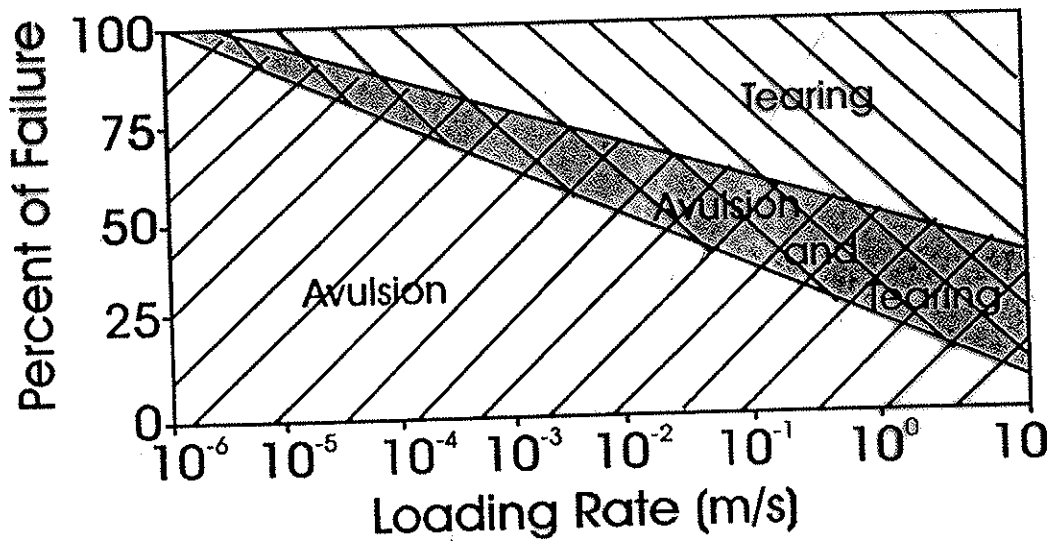


Figure 6 -Experimental results are presented indicating the probability of specific failure modes of bone-ligament-bone units as a function of loading rate. At slower loading rates bony avulsion failures have the greatest probability of occurring. At fast loading rates mid-substance failures are to be expected. (Modified from Crowninshield, R.D. and Pope, M.H., The strength and failure characteristics of rat medial collateral ligaments. *Journal of Trauma*, 16(2), 99-105, 1976)

Trainings- und Ruhestellungs- Einfluß

- 300-500 Tage für Struktur=
änderungen bei Änderung
der Belastung > als entsprechend
bei Knochen

- Ruhigstellen
Festigkeit stark erniedrigte Werte

→ Abb.

Exercise and Disuse

Professional and recreational athletes experience periods of increased and decreased physical activity. These cycles are, in part, dictated by competition schedules and injuries. Alterations in activity levels can have profound effects on the structural and mechanical properties of ligaments.

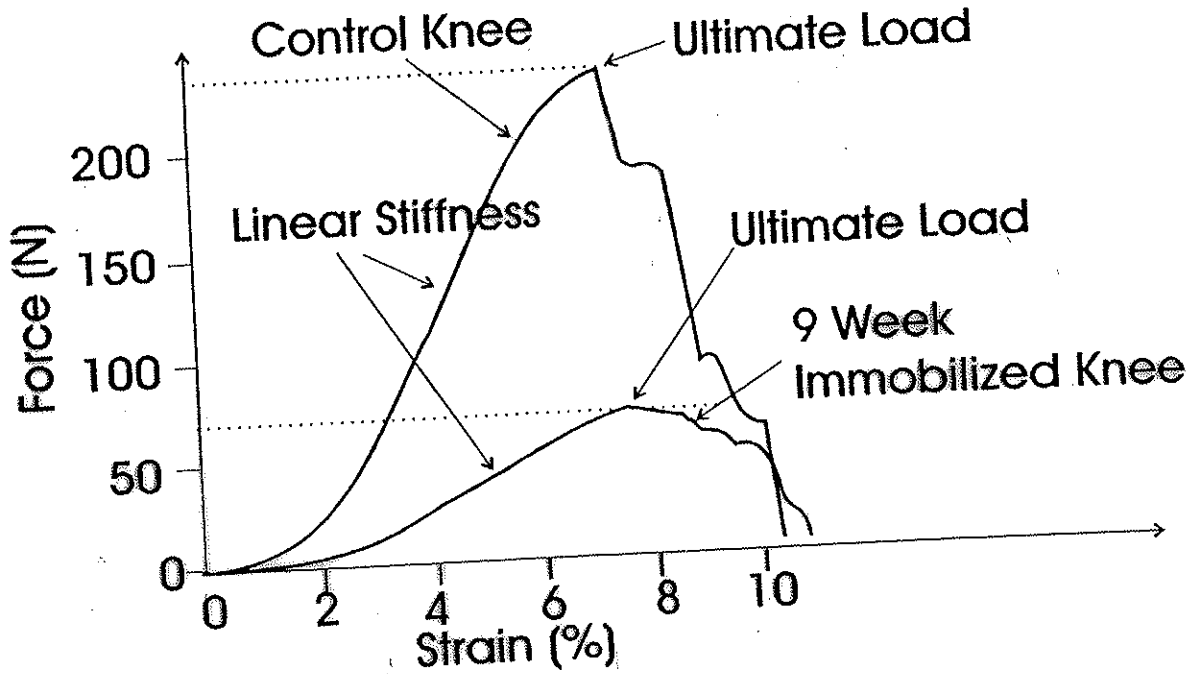


Figure 9 - Effects of 9 weeks of joint immobilization on the rabbit medial collateral ligament. Ultimate failure load decreases along with tissue stiffness and the energy absorbed prior to failure.

... conducted to determine the effects that joint immobilization

Schne

- Verbindung Muskel - Knochen
- Struktur
 - parallele Bündel koll. Fasern
 - Elastin
 - beide Fasersysteme verbunden über Quervernetzung
 - Quervernetzung Kollagen - Kollagen altersabhängig
 - Erhöhung Quervernetzung bei Diabetes
 - experimentell Glycosylierung nichtenzymatisch
- PG - Matrix
 - "Schmiermittel"
- ähnliche Struktur wie bei Bändern
 - Hauptkomponente Kollagen

Selme (Funktion)

- Übertragung der Muskelkraft auf Skelett
- kurze, breite Sehnen bei hoher Beanspruchung
 - z. B. Quadriceps
- lange, schmale Ausföhrung bei geringeren Kräften (Anforderungen)
 - z. B. Fingersmuskulatur - Fingerselme
 - Ausübung komplexerer Bewegungsmuster

Alterseinfluß (Struktur)

- Unterscheidung
Reifung - Alterung
- Wassergehalt und Elastingehalt
niedriger mit Alter
→ Gewebsflexibilität geringer
- Knochen-Ligament-Verband
schwächer als Ligament selbst
(bei jungen Individuen)
im Alter umgekehrt
→ zurück zu führen auf verschiedene
Alterungsraten
- Elastin im Alter vergrößert
und leichter brüchig
- Erhöhte Quervernetzung
des Kollagens

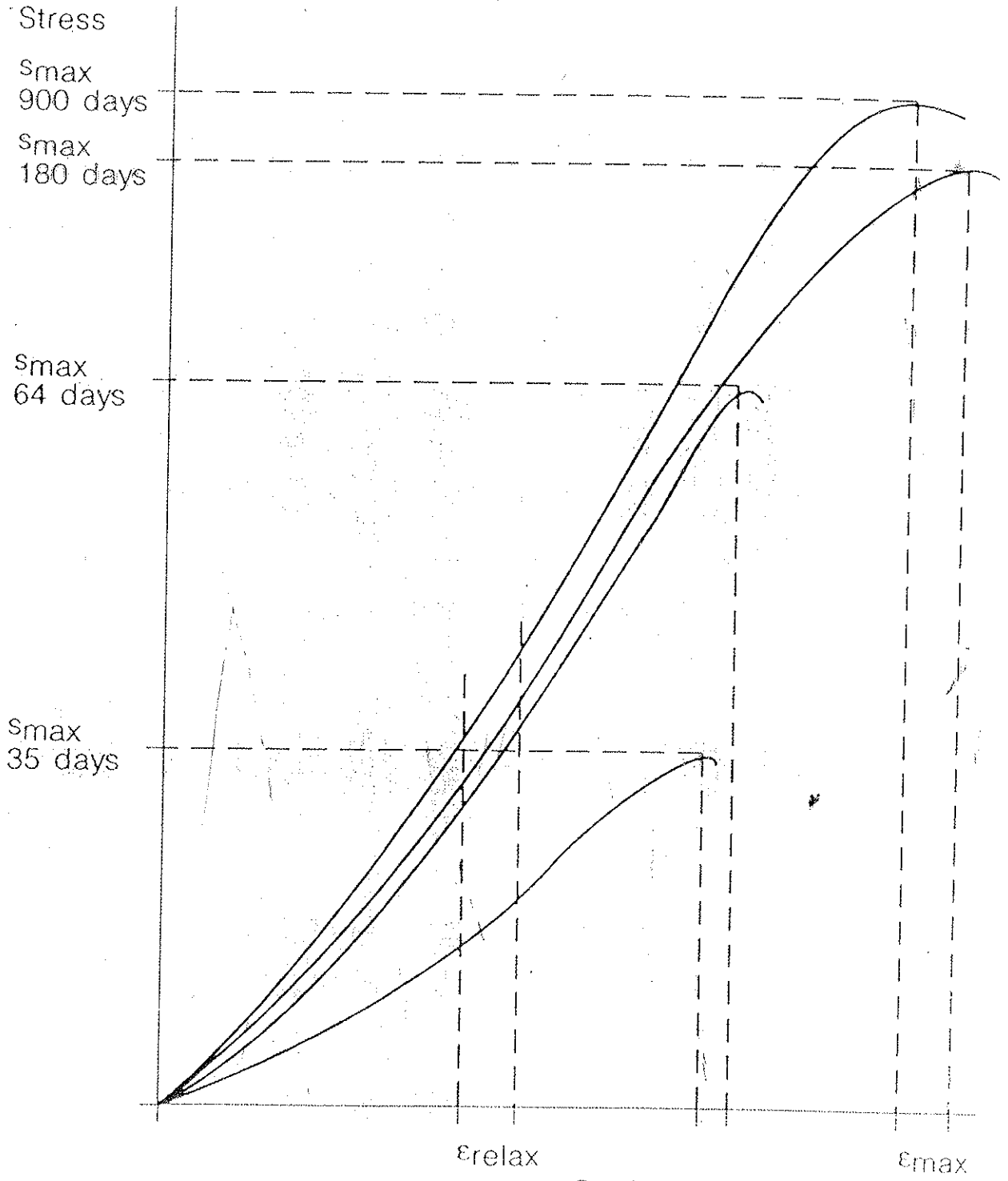
Einfluß des Alters der Rattenschwanzsehne auf das σ - ϵ -Verhalten

STRESS

900d
180d

64d

35d



STRAIN

Fig. 1. Stress-strain relationship of RTTs from animals with different ages

"zweidimensionale" Gewebe

• Palmar Aponeurose

- Gewebe im Handteller

- ähnlich Plantar Aponeurose
(Fußsohle)

- Funktion: Unterstützung der
Muskulatur (als Energiespeicherndes
Element, zumindest bei
Plantar Aponeurose)

- Funktion: Palmar Aponeurose
beim Menschen (aufrechter
Gang) / nicht so einsichtig

• Haut

- größtes Organ

- Schutz gegen äußere Einflüsse
jeglicher Natur

→ "zweidimensionale" Versuchsführung

Zusammenhang Alter der Haut
mit dem σ - ϵ Verhalten

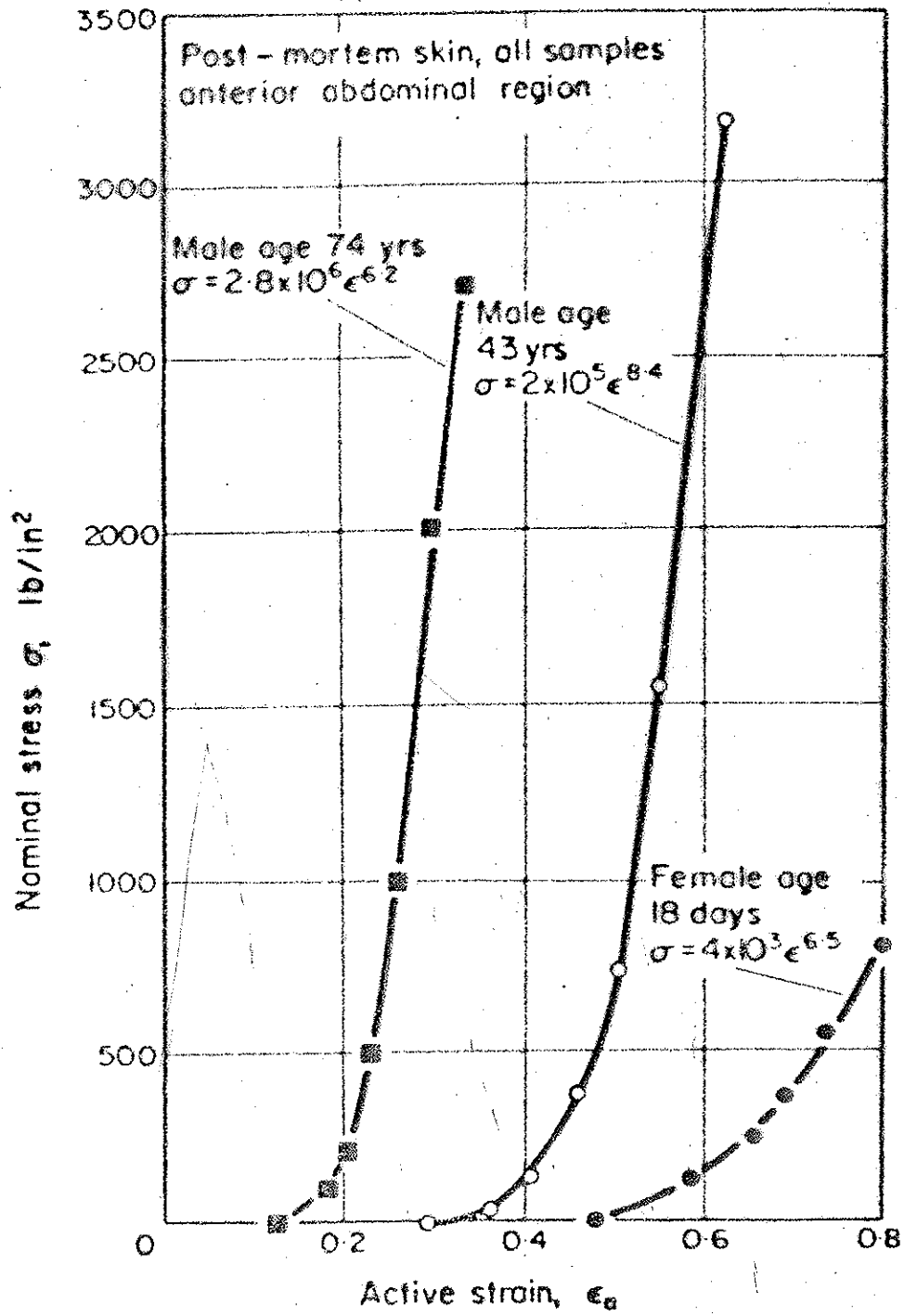
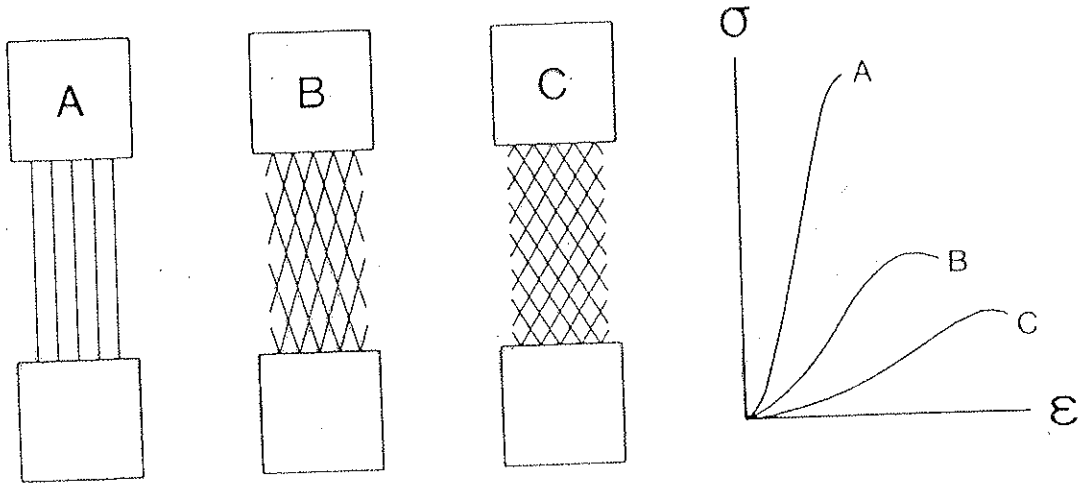


FIG. 1. Comparison of uni-directional tensile test results for different a



Zusammenhang zwischen Anordnung der Fasern und σ - ϵ -Verhalten

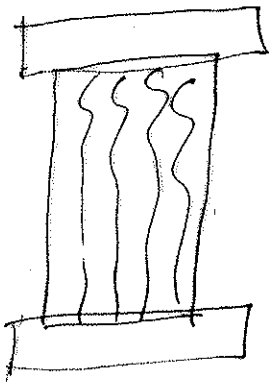
nichtlinearer Bereich je nach Winkel zur Lastrichtung verändert

weiteres: erhöhtes Relaxationsausmaß

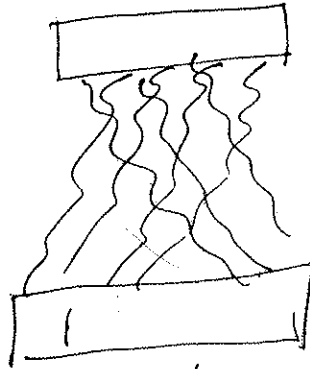
• Struktur (grob) der Haut
Netzartig (Maschendrahtgeflecht)

- Funktion: Anpassung an
komplexe Bewegungsmuster des
Skelettes

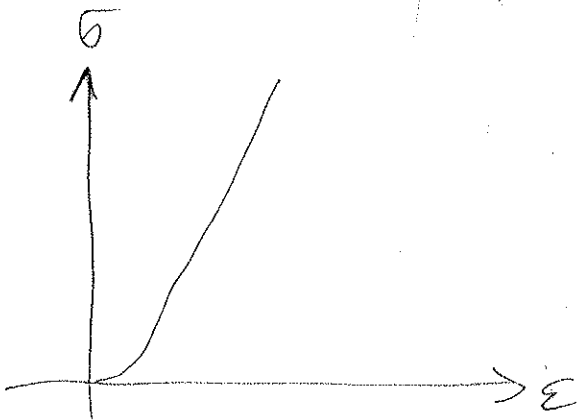
- σ - ϵ Verhalten (schematisch)
im Vgl. zur Sehne



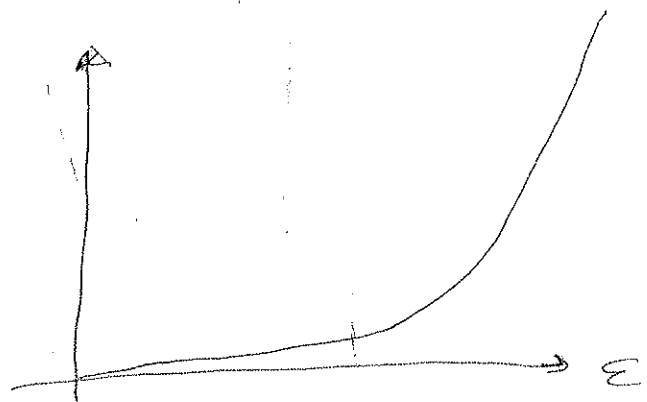
Sehne



Haut



Sehne



Haut

Einordnung des σ - ϵ Verhaltens
 von Haut in dasjenige
 anderer Gewebe
 Vgl. Kollagen.

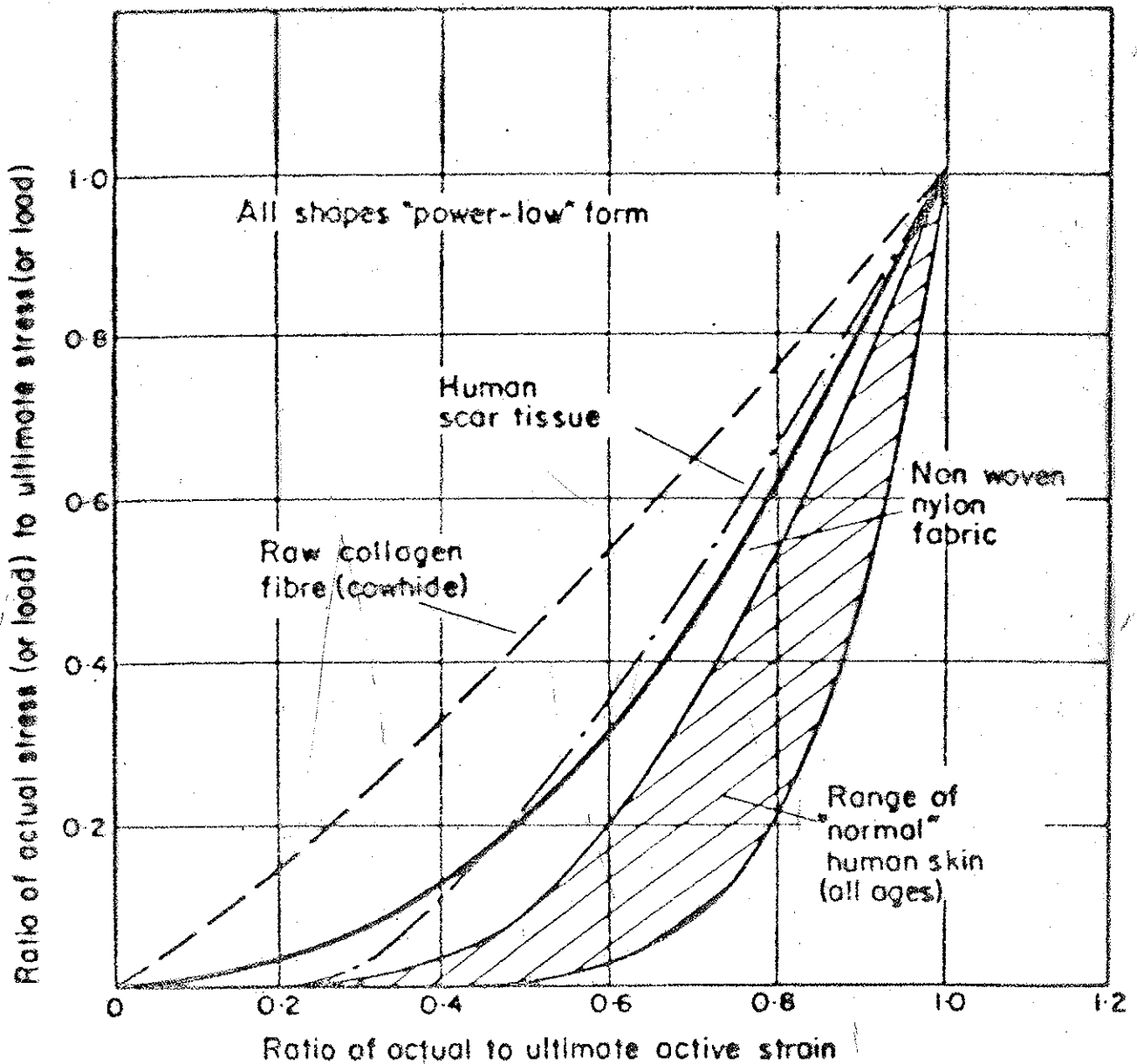
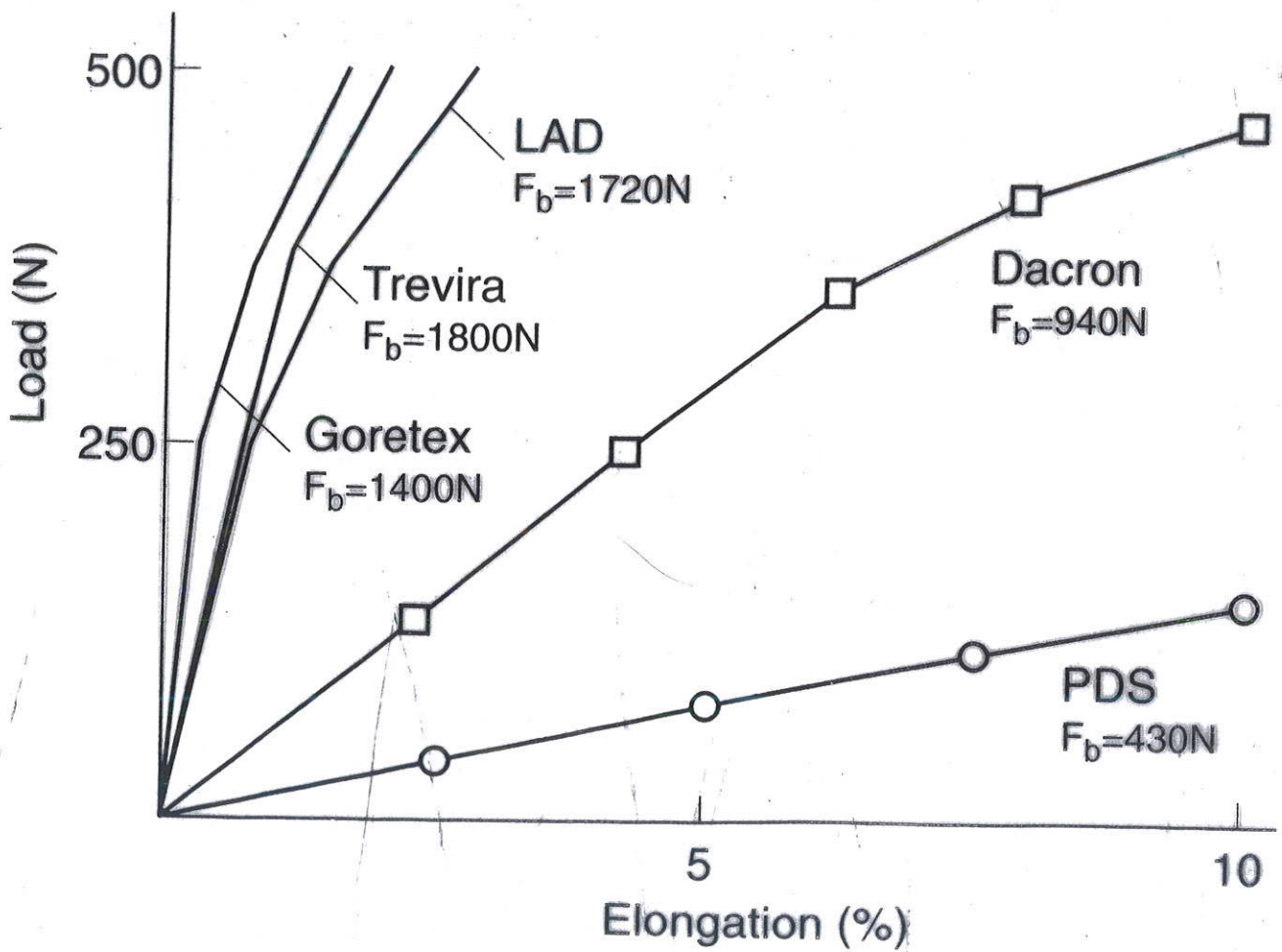


FIG. 5. Comparison of uni-directional stress-strain relations.

Kunststoff-Bänder in der Chirurgie



VISKOELASTISCHES VERHALTEN

biolog. Gewebe (Beobachtung)

- Dehnungsratenabhängigkeit
des σ - ϵ Verhaltens

- Relaxationsversuch

$\epsilon = \text{konst}$

F oder σ als Fkt. der Zeit

- Kriechversuch

F oder $\sigma = \text{const.}$

ϵ als Funktion der Zeit

- Hysteresis

Belastung \neq Entlastung

- Preconditioning

Wiederholtes Durchführen eines
gewählten experimentellen Ablaufes

STRUCTURAL PROPERTIES

The non-linear force-deformation curve

Fig. 2.5.6 shows a typical force-deformation curve for ligaments. The stiffness (rate of change of force with deformation) of ligaments varies non-linearly with force. This non-linear behaviour allows ligaments to permit initial joint deformations with minimal resistance. The area under the curve in region I of Fig. 2.5.6 is small compared, for example, to a straight-line relationship. Together with other ligaments, bone geometry and active muscles, ligaments work within their low-force range to guide bones through normal movement. At higher forces, ligaments become stiffer, providing more resistance to increasing deformations. It is assumed that such stiffening protects the joint.

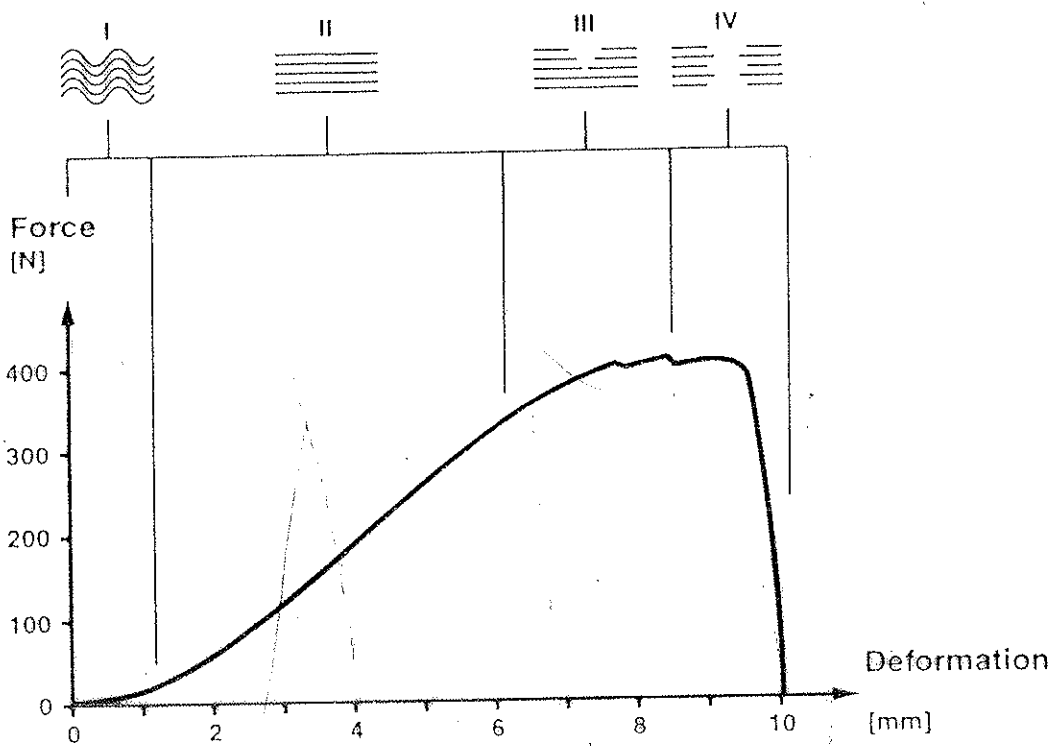


Figure 2.5.6

A typical force-deformation curve for a typical rabbit ligament under monotonic forcing. I = toe region; II = linear region; III = region of microfailure; IV = failure region. At top are schematic representations of fibres going from crimped (I) through recruitment (II) to progressive failure (III and IV).

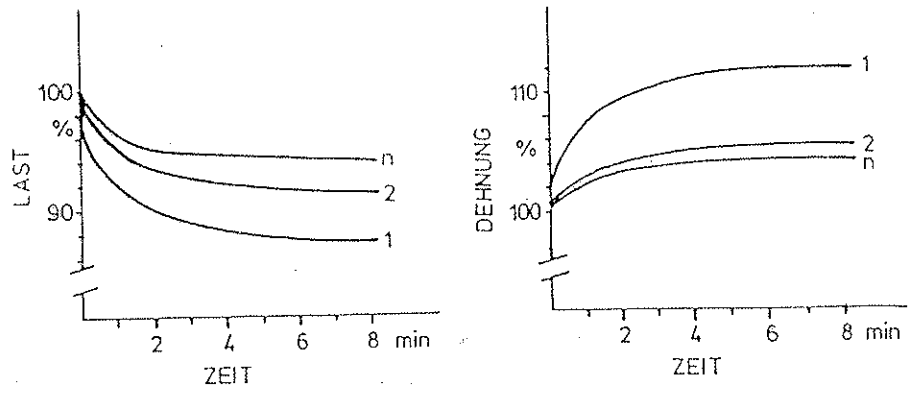


Abbildung 6: Änderung der Relaxations- bzw. Kriechkurve nach mehreren Experimenten zu gleichem Dehnungs- bzw. Lastniveau

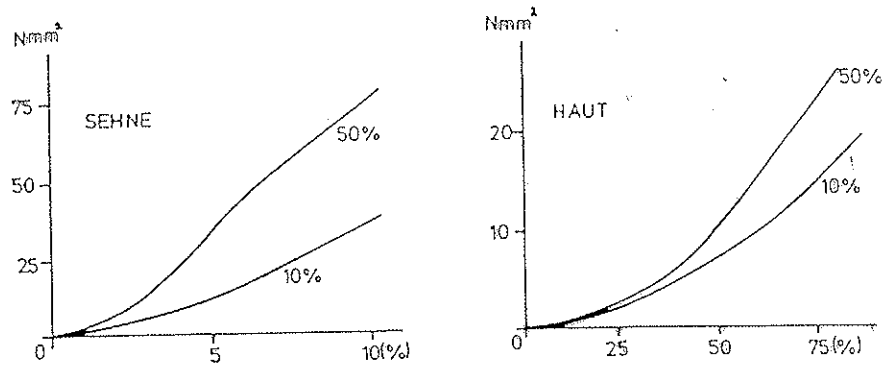


Abbildung 7: Einfluß der Deformationsrate auf das s-e-Diagramm

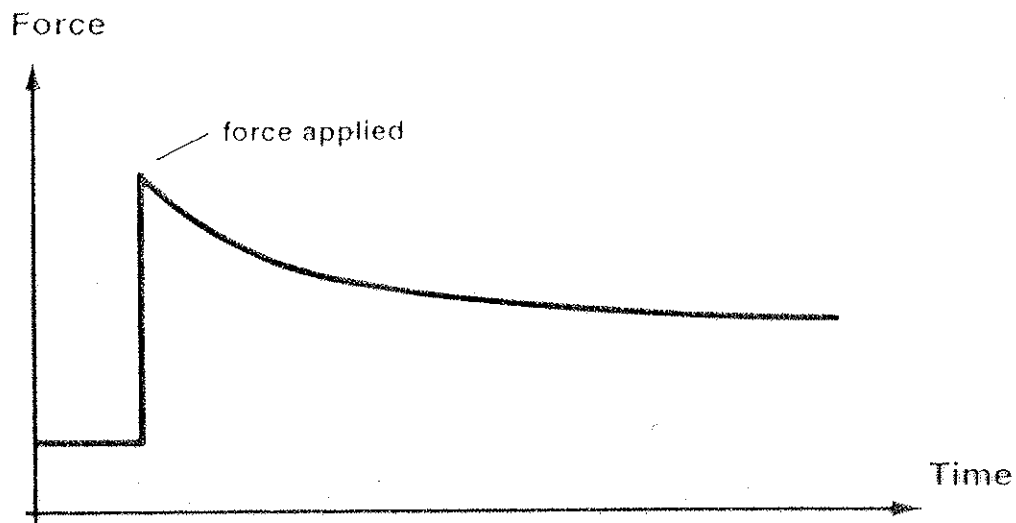


Figure 2.5.7 Schematic force-relaxation curve for ligament.

e.g., temperature and solution in which the test is carried out. The faster a force is applied, the less time there is for the viscous component to dissipate. A ligament will appear stronger and slightly stiffer under rapid force than under slow force. *Creep* is the analogous behaviour of a ligament under a fixed force when the force is either held or reached repetitively in a cyclic fashion. Creep is the increase in length over time under a constant force. With creep, as with force relaxation, manifestation of the viscous component through time-dependent force or strain changes eventually ceases (Fig. 2.5.8).

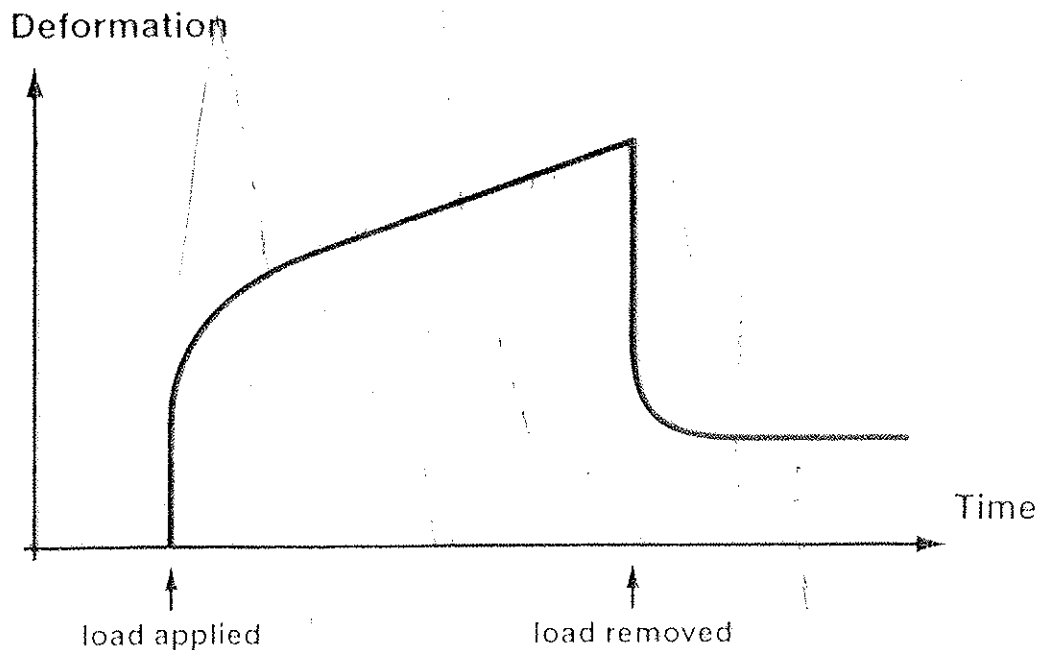


Figure 2.5.8 Schematic creep curve for ligament.

During cyclic force, however, some of the viscous component can be recovered in each cycle (Fig. 2.5.9). When the ligament is unforced, the viscous component, while never recovering completely (at least during *in-vitro* tests), can recover to over 90% of its original state after many hours in a relaxed condition. One can speculate about what is being

recovered, but this recovery probably involves some combination of water influx, returning collagen crimp, elastin tensile force, and increasing collagenous disorganization under unforced conditions.

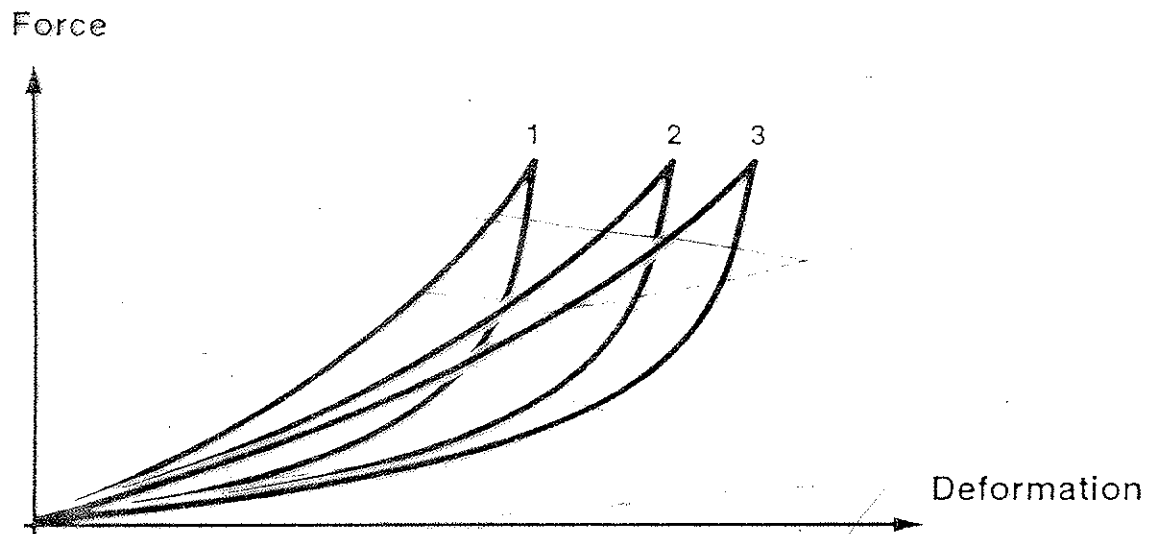
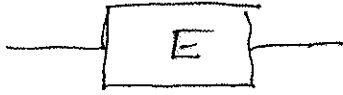


Figure 2.5.9 Schematic force-deformation graph showing three successive cycles of forcing and unforcing, illustrating the viscoelastic creep effect of cycling upon a ligament.

Zur Modellbildung

VISKOELASTISCHE ELEMENTE



Federkörper

$$\sigma = E \varepsilon$$

linear elastisch

unabhängig von Belastungs-
vorgeschichte



ideale Flüssigkeit

$$\sigma = \eta \frac{d\varepsilon}{dt} = \eta \dot{\varepsilon}$$

ausschließlich von der
Dehnungsrate abhängig

by a spring attached to a wall (Fig. 1(a)) and obeys the equation

$$F = cX.$$

This is given graphically in Fig. 1(b).

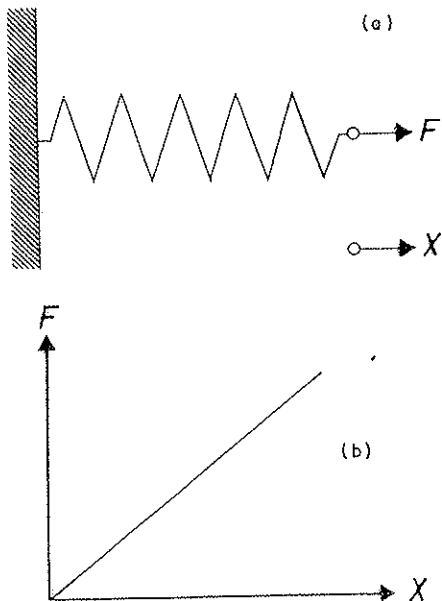


Fig. 1.(a) The Hooke element; a perfectly elastic spring; (b) Force-deformation diagram.

Viscosity (Newton element) is represented by a dashpot or viscous damper, the behavior of which is dependent on the velocity (Fig. 2(a)), and the equation is

$$F = k \frac{dX}{dt} = k\dot{X}.$$

The time-deformation relationship is illustrated by the special case in Fig. 2(b), where the force (and thus also the velocity) is constant.

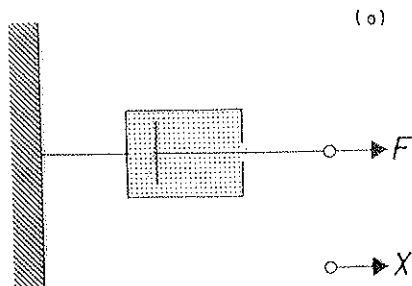


Fig. 2.(a) The Newton element; a dashpot with perfectly viscous properties; (b) Deformation-time diagram for the constant load case.

Ideal plasticity is represented by dry friction (Coulomb element), in which a stiff body is placed on a rough surface (Fig. 3(a)), giving two cases:

- (1) If $|F| < F_s$, $X = 0$
- (2) If $|F| = F_s$, X indeterminable.

This is shown graphically in Fig. 3(b).

These three basic elements can be combined in various ways, in series or in parallel.

Two simple combinations are given as illustrations.

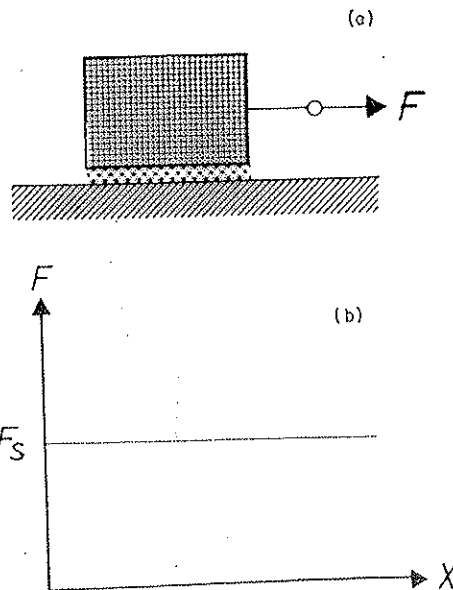
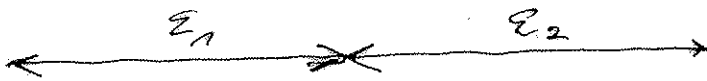


Fig. 3.(a) The Coulomb element; ideal dry friction; (b) Force-deformation diagram.

Maxwell - Modell (Flüssigkeit)

Serienschaltung

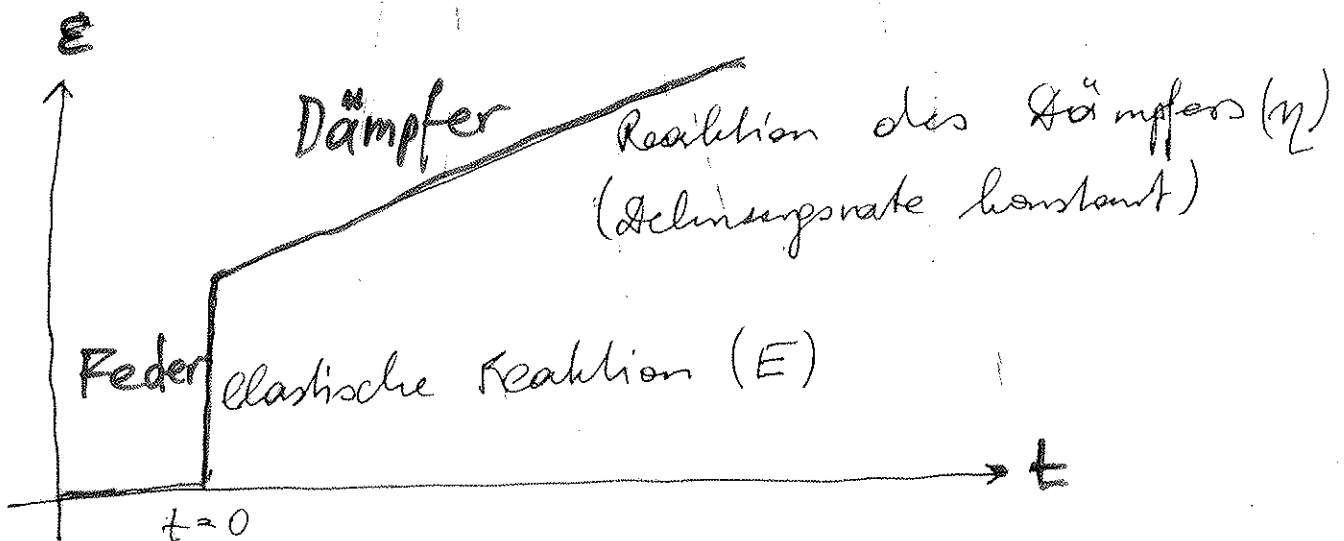


Dehnungen addiert $\sigma = E \epsilon_1$ $\sigma = \eta \frac{d\epsilon_2}{dt}$

$$\rightarrow \boxed{\frac{\dot{\sigma}}{E} + \frac{\sigma}{\eta} = \dot{\epsilon} = \dot{\epsilon}_1 + \dot{\epsilon}_2}$$

Reaktion auf plötzliches Aufbringen einer Spannung σ_0 (Heaviside-Stufe)

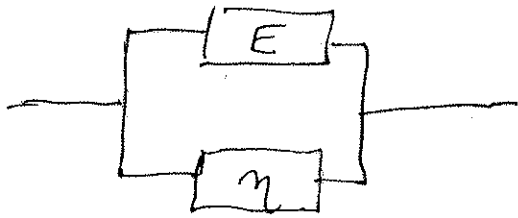
$$\sigma(t) = \sigma_0 \theta(t)$$



für $E \rightarrow \infty$ bleibt nur der Dämpfer (η)
 für $\eta \rightarrow \infty$ bleibt nur der Federhänger

Voigt - Material (Festkörper)

Parallelschaltung



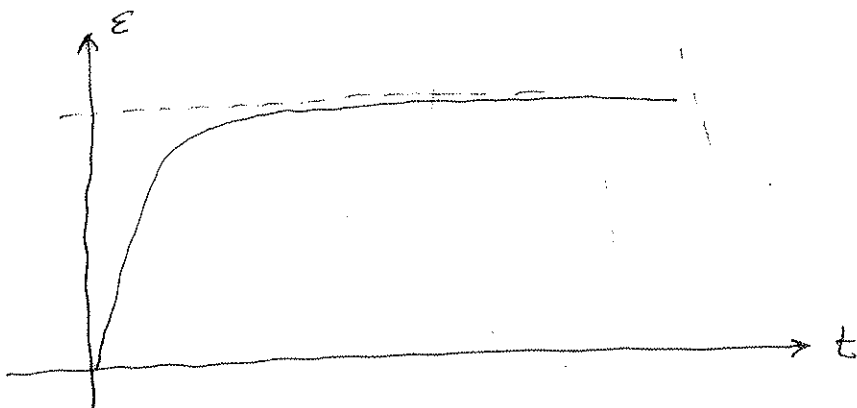
Verzweigung in der Spannung: $\sigma_1 = E \epsilon$
 $\sigma_2 = \eta \dot{\epsilon}$

$$\rightarrow \boxed{\sigma = E \epsilon + \eta \dot{\epsilon}} = \sigma_1 + \sigma_2$$

für $E \rightarrow 0$ bleibt nur der Dämpfer (η)
für $\eta \rightarrow 0$ bleibt nur der Federkörper

plötzliche Beanspruchung: $\sigma = \sigma_0 \Theta(t)$

Antwort der Dehnung: $\epsilon(t) = \sigma_0 \left(1 - e^{-\frac{E}{\eta} t}\right)$



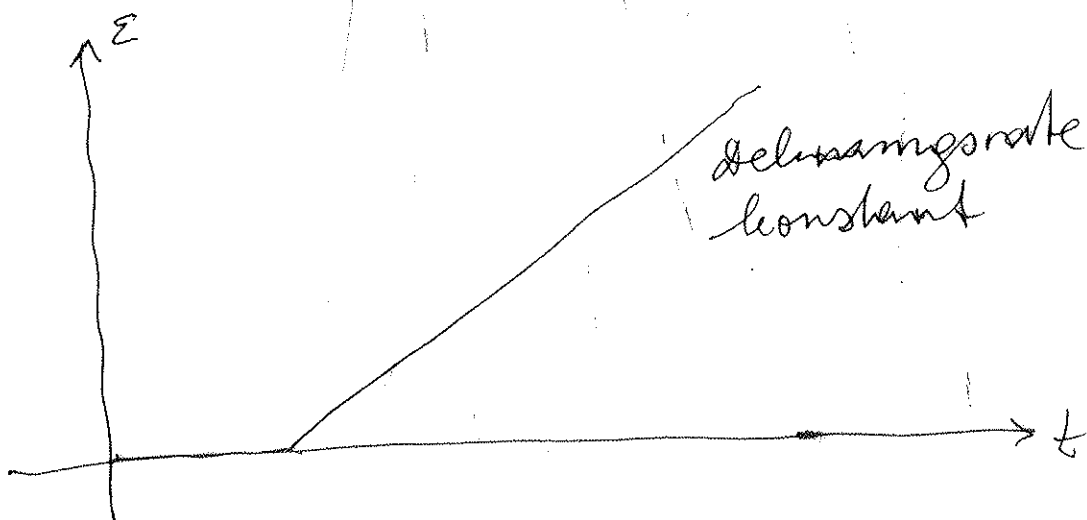
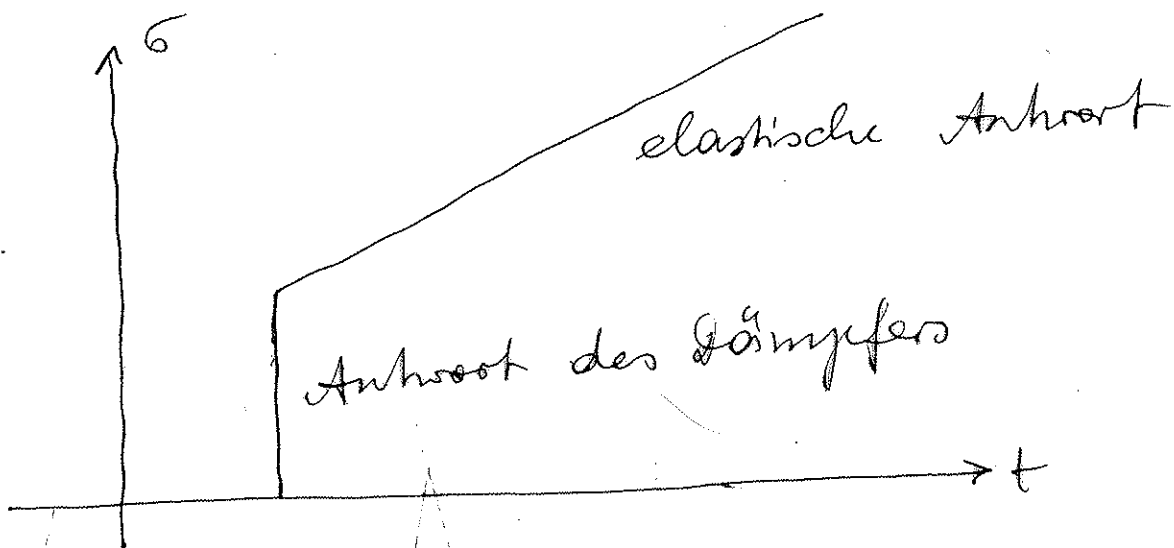
Zunächst speert der Dämpfer, dann
subversive Erreichen des elastischen Endwertes

Voigt-Material

bei konstanter Dehnungsrate (wie experimentell üblich) wäre:

$$\sigma = E\varepsilon + \eta \dot{\varepsilon} = E \cdot r \cdot t + \eta r$$

mit $r = \text{Rate}$



If F_0 is applied to the system at $t = 0$ and $X = 0$, a deformation results:

$$X = F_0[1 - \exp(-ct/k)]/c$$

and graphically as in Fig. 4(b).

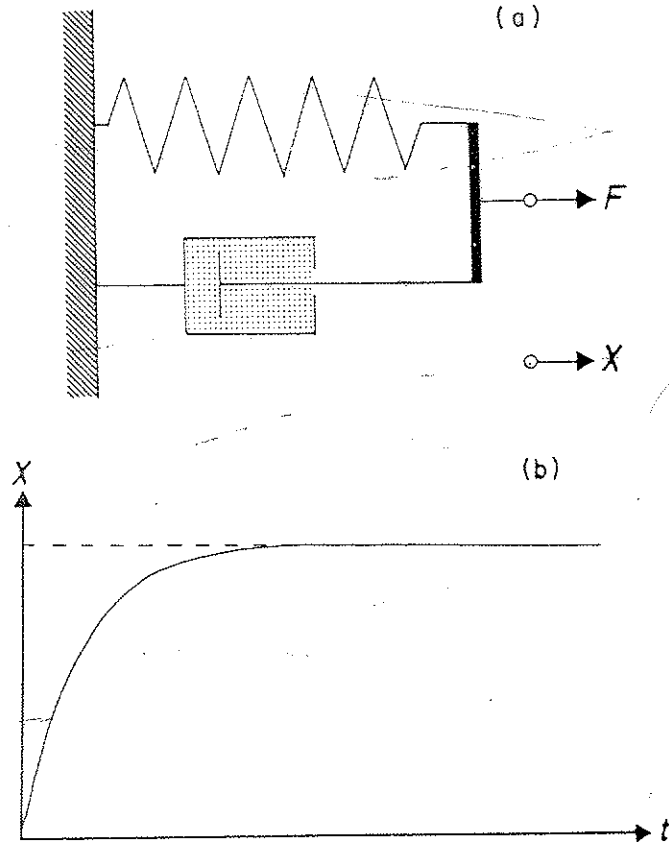


Fig. 4.(a) The Kelvin element (a Hooke element and a Newton element in parallel); (b) Deformation-time diagram for the constant load case.

In the *Maxwell* element a Hooke element is coupled in series with a Newton element (Fig. 5(a)).

A graphical representation of this is given in Fig. 5(b).

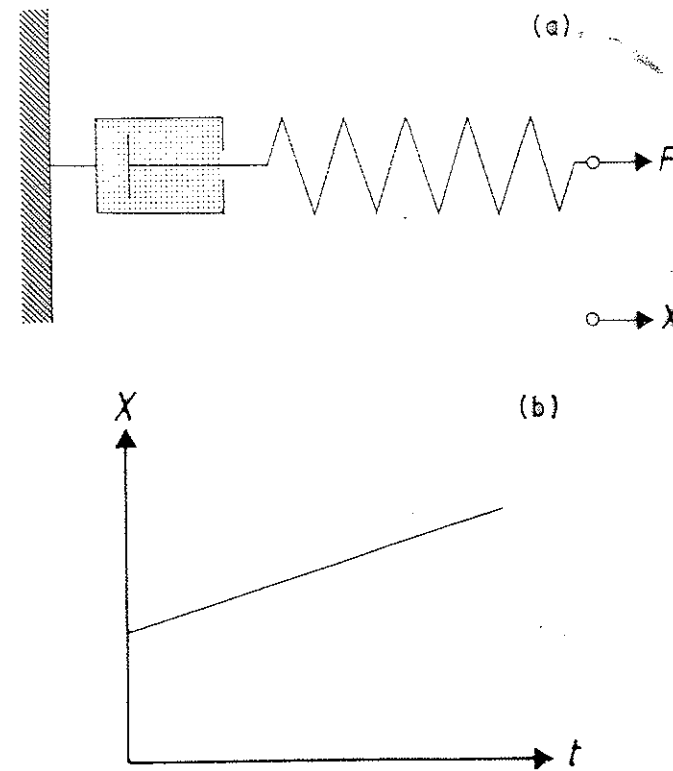


Fig. 5.(a) The Maxwell element consisting of a Newton element in series with a Hooke element; (b) Deformation-time diagram for the constant load case.

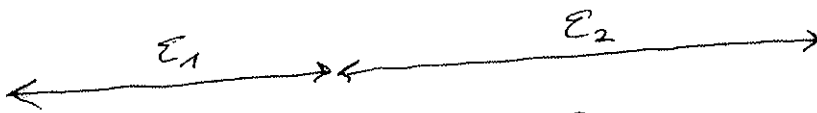
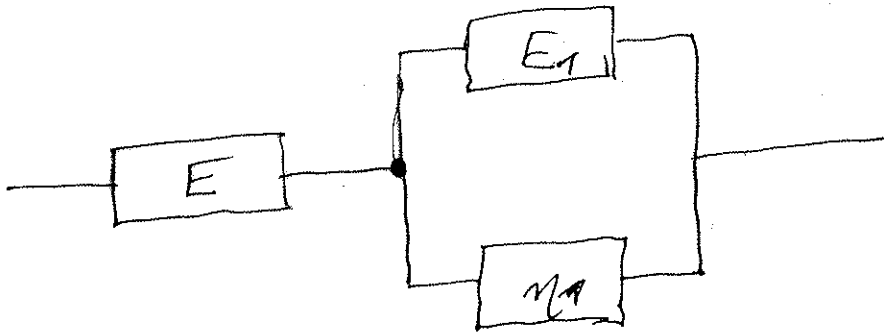
When the force F_0 is removed from the Maxwell element the deformation of the Hooke element ceases but the deformation of the Newton element remains at the maximum achieved value. In the Kelvin element, however, the deformation decreases to zero when the applied force is removed, as the two elements here are coupled in parallel, i.e. are equally deformed at any time.

In order to obtain a nonlinear spring-action

EIN REALISTISCHERES MODELL

3-Parameter-Festkörper

Serienschaltung von Federkörper
und Voigt-Material



$$\sigma = E \varepsilon_1$$

$$\sigma = E_1 \varepsilon_2 + \eta_1 \frac{d\varepsilon_2}{dt}$$

$$\varepsilon = \varepsilon_1 + \varepsilon_2 =$$

$$\frac{1}{E} \sigma + \frac{1}{E_1 + \eta_1 \frac{d}{dt}} \sigma$$

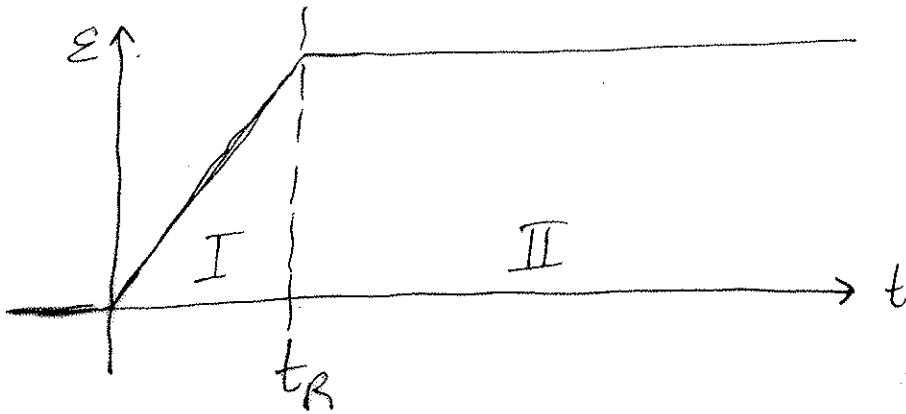
$$\dot{\sigma} + \frac{E+E_1}{\eta_1} \sigma = \frac{EE_1}{\eta_1} \varepsilon + E \dot{\varepsilon}$$

Check: $\eta_1 \rightarrow 0$: $\sigma = \frac{EE_1}{E+E_1} \varepsilon$ (Serie Federn)

$E \rightarrow \infty$: $\sigma = E_1 \varepsilon + \eta_1 \dot{\varepsilon}$ (Voigt-Material)

$E_1 \rightarrow 0$: $\frac{\dot{\sigma}}{E} + \frac{\sigma}{\eta_1} = \dot{\varepsilon}$ (Maxwell-Material)

Relaxationsversuch

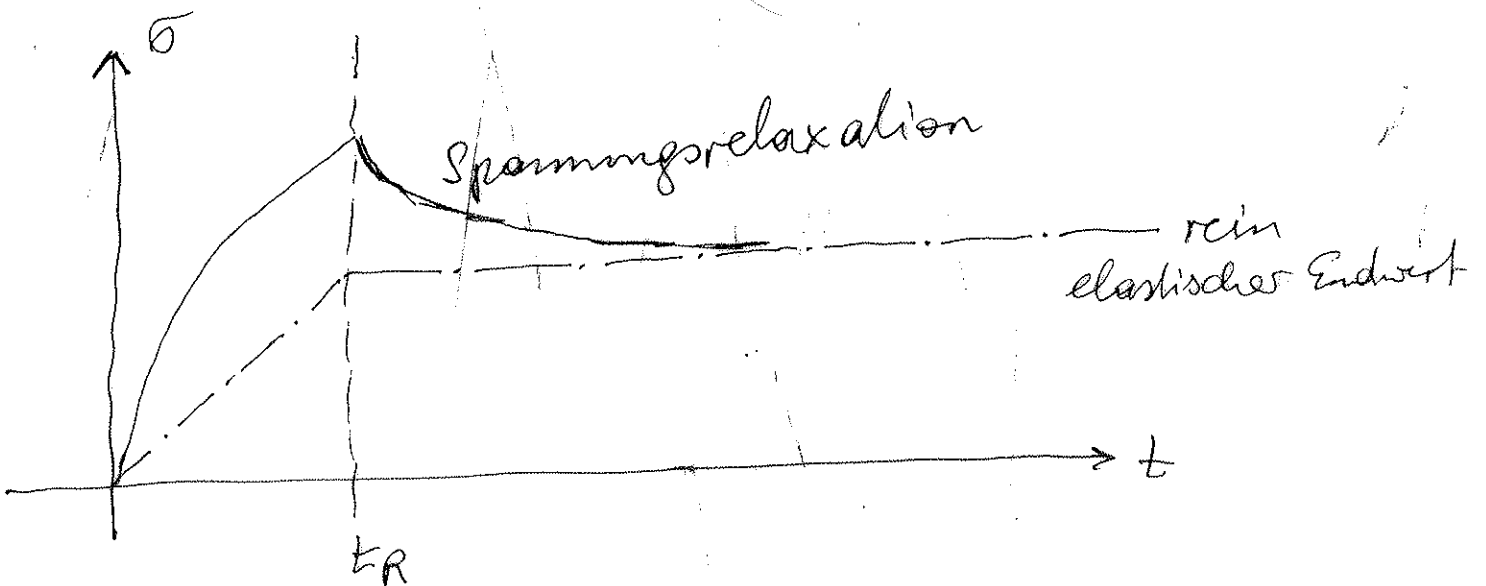


I : Rampe, Belastungsphase $\dot{\epsilon} = r = \text{Konst}$

t_R : Beginn der Relaxationsphase

II : Relaxationsphase $\dot{\epsilon} = 0$

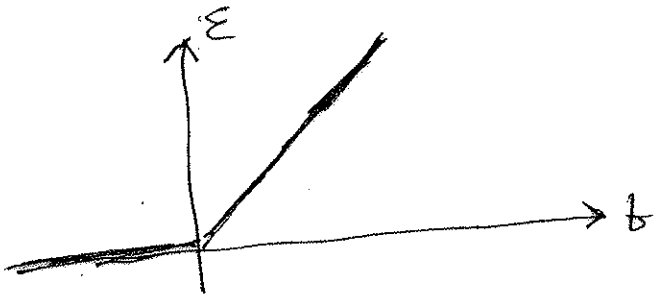
Anstieg der Spannung



Beitrag des Dämpfers verschwindet
exponentiell, Abklingen der Spannung

Beanspruchung mit konstanter
Dehnungsrate $\dot{\epsilon} = r$

$$\epsilon = r \cdot t$$



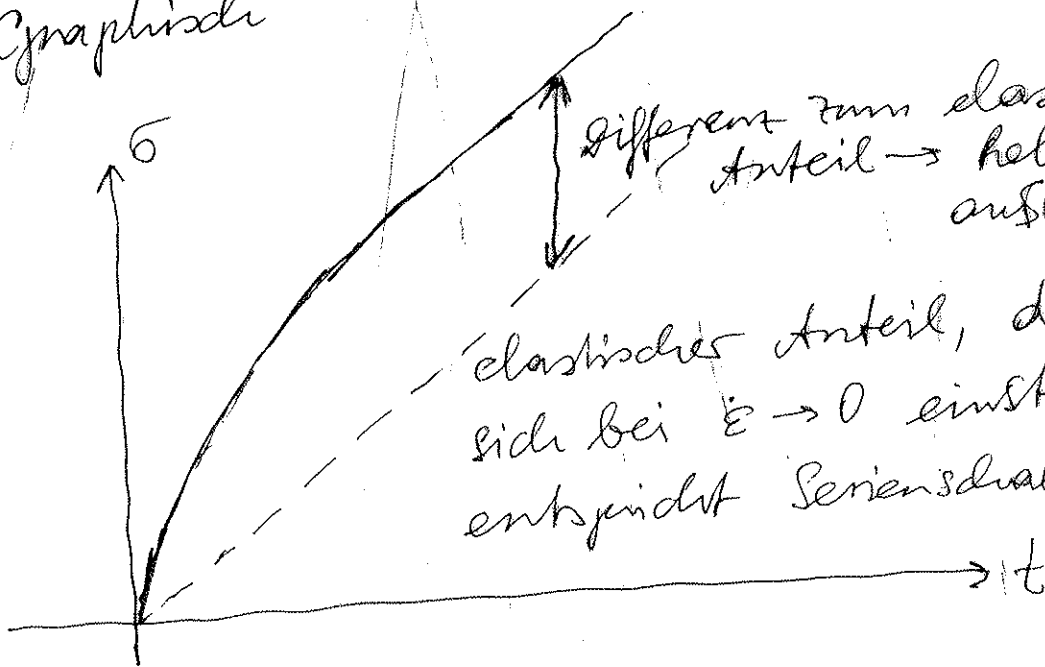
Antwort der Spannung:

linearer Anteil + exponentieller Anteil

d. Vollständigkeit wegen:

$$\sigma = \frac{E E_1}{E + E_1} \epsilon + \eta_1 \frac{E^2}{(E + E_1)^2} \dot{\epsilon} \left(1 - e^{-\frac{E + E_1}{\eta_1} t} \right)$$

Cynaphische



elastischer Anteil, der
sich bei $\dot{\epsilon} \rightarrow 0$ einstellen würde;
entspricht Serienschaltung der Federn

MODELL FÜR NICHTLINEARES

σ - ϵ VERHALTEN

- statt linearer elastischer Element
Terme höherer Ordnung

- sukzessive eingreifende elastische
Elemente

→ bessere Beschreibung des
 σ - ϵ Verhaltens der biolog.
Gewebe

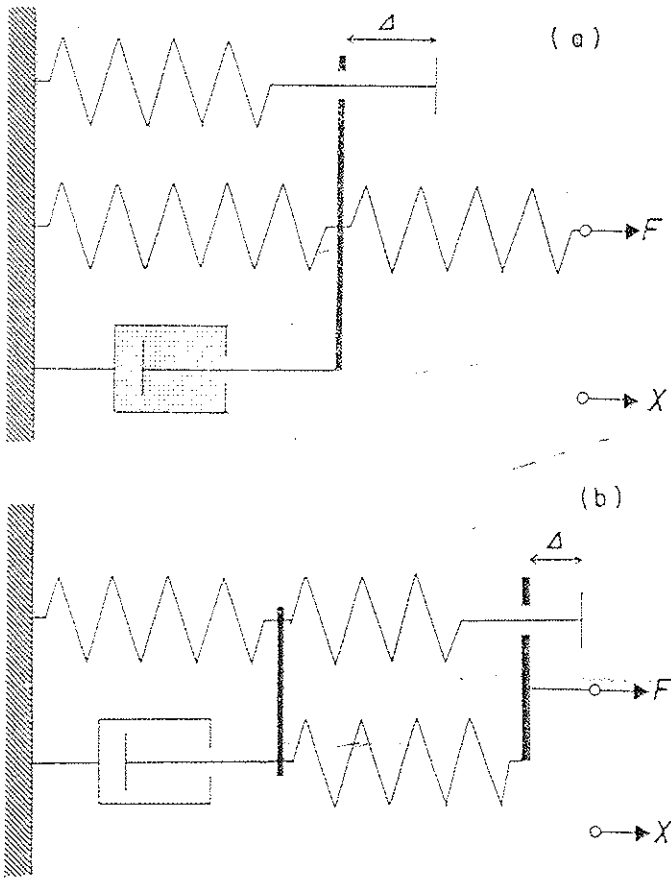


Fig. 10.(a) and (b). Illustrate the two possibilities for combining the nonlinear Hooke-element action (cf. Fig. 6) with the Newton element in the model.

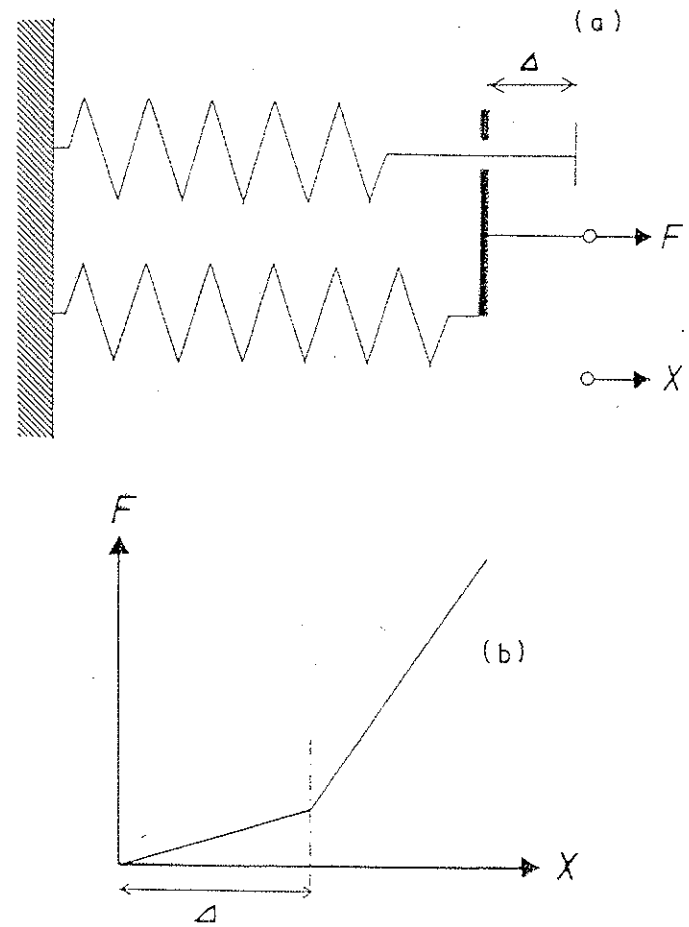


Fig. 6. A system for nonlinear spring (Hooke-element) action. (a) Two Hooke elements arranged in parallel; the upper one comes into action after a deformation of Δ ; (b) Force-deformation diagram of the system.

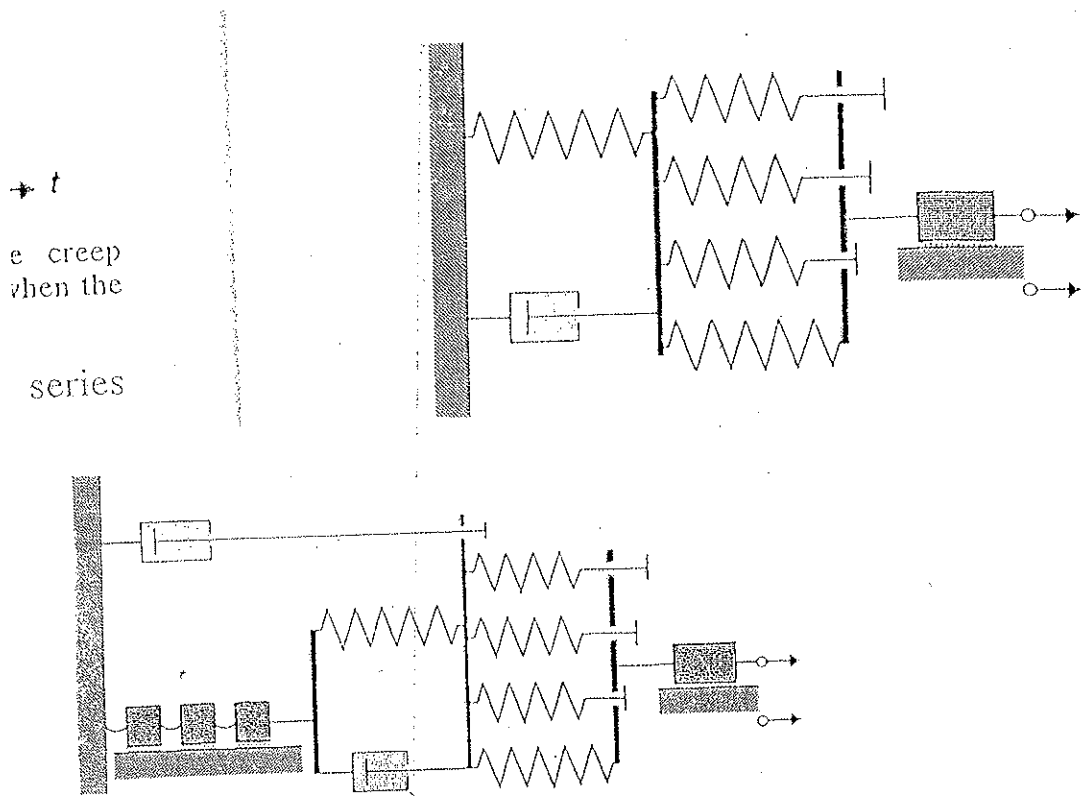


Fig. 14. The complete model for the mechanical behavior of ligamentous tissue. The part on the left accounts for the building-up process.

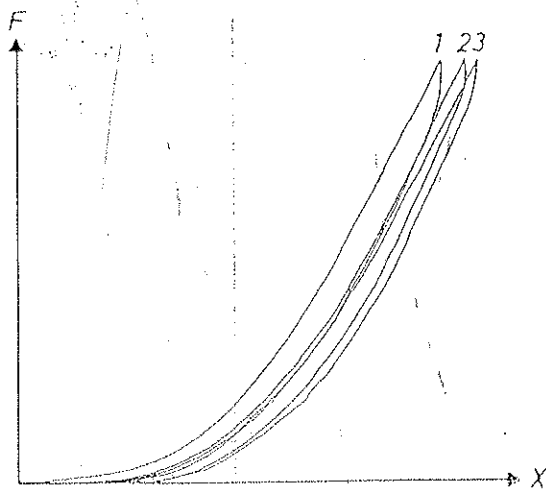


Fig. 13. Load-deformation diagrams (cf. Fig. 14) for three consecutive cycles of loading and unloading of the same specimen.

VERBESSERTE BESCHREIBUNG DES RELAXATIONS VERHALTENS

- Statt einzelner Relaxationszeit wird Relaxationsspektrum beobachtet

- das heißt Abklingen des viskosen σ -Anteils erfolgt nicht nach $e^{-\frac{t}{\tau}}$ (einfaches Exponentialgesetz)

Sondern

$$\sum_i a_i e^{-\frac{t}{\tau_i}}$$

a_i ... Amplituden
für die
Einzelprozesse

oder kontinuierliches Spektrum

$$\int d\tau a(\tau) e^{-\frac{t}{\tau}}$$

Es ist eher das kontinuierliche Spektrum vorzuziehen, wobei übliche Ansätze für die Amplitude $a(\tau)$:

- $a(\tau) = \frac{a_0}{\tau}$ im Intervall $\tau \in [\tau_1, \tau_2]$
= 0 sonst

- Log-norm Verteilung
(entlehnt aus Metallphysik):

Normalverteilung des Logarithmus der Relaxationszeiten

- Naheliegend aus Versuchen mit schwelldender Beanspruchung:

konstanter Dämpfungsparameter über 2-3 Zehnerpotenzen in der Schwingungsfrequenz

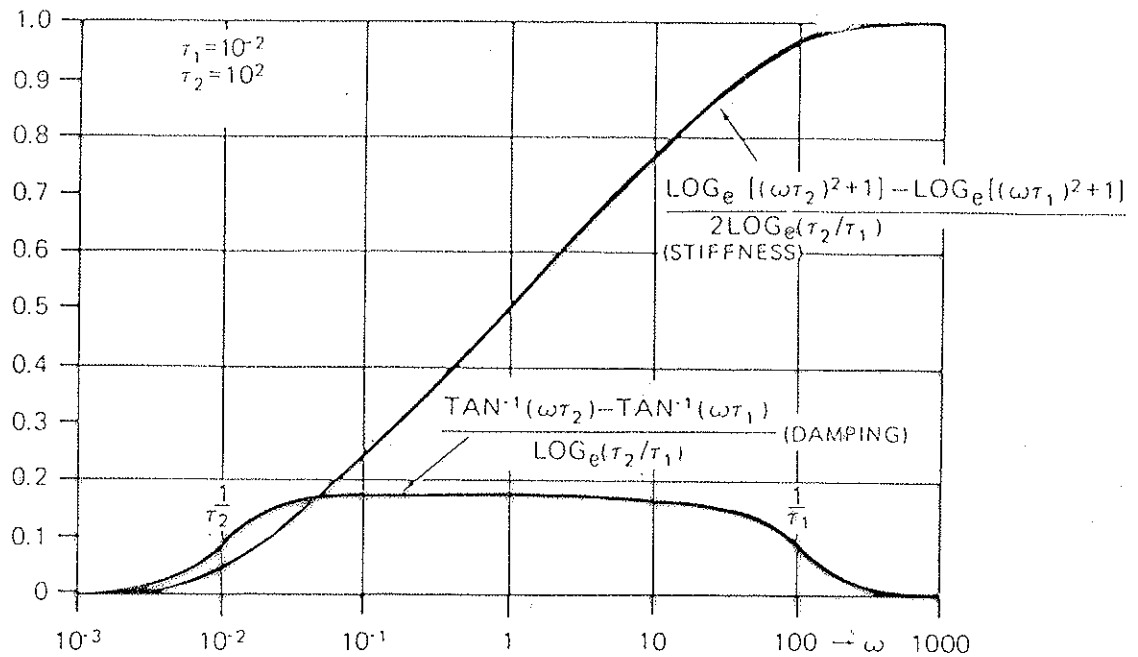


Figure 7.6:2 The stiffness (real part of the complex modulus \mathcal{M}) and the damping plotted as functions of the logarithm of the frequency ω ; corresponding to a continuous relaxation spectrum $S(\tau) = c/\tau$ for $\tau_1 \leq \tau \leq \tau_2$ and zero elsewhere. $\tau_1 = 10^{-2}$, $\tau_2 = 10^2$. From Neubert (1963).

$$\begin{aligned}
 \mathcal{M}(\omega) &= \left\{ 1 + \int_{\tau_1}^{\tau_2} \left[c \frac{\omega\tau}{1 + (\omega\tau)^2} + \frac{ic}{1 + (\omega\tau)^2} \right] d(\omega\tau) \right\} \left\{ 1 + \int_{\tau_1}^{\tau_2} \frac{c}{\tau} d\tau \right\}^{-1} \\
 &= \left\{ 1 + \frac{c}{2} [\ln(1 + \omega^2\tau_2^2) - \ln(1 + \omega^2\tau_1^2)] \right. \\
 &\quad \left. + ic [\tan^{-1}(\omega\tau_2) - \tan^{-1}(\omega\tau_1)] \right\} \left\{ 1 + c \ln \frac{\tau_2}{\tau_1} \right\}^{-1}. \quad (32)
 \end{aligned}$$

Steifigkeit aus Realteil des komplexen E-Moduls

Dämpfung aus Phasenverschiebung zwischen Schwingungserregung und Antwort des Materials

- Bei 3-Parameter-Festkörper würde sich ein ausgeprägtes Dämpfungsmaximum ergeben bei

$$\bar{\omega}^2 = \tau_{\text{Relaxation}} \cdot \tau_{\text{Kriechen}}$$

- Die Gleichung für den 3-Parameter Körper, ausgedrückt durch die Zeitkonstanten bei Relaxation und beim Kriechversuch, plus den elastischen Endwert, lautet:

$$\sigma + \tau_{\text{Relaxation}} \dot{\sigma} = E_R (\epsilon + \tau_{\text{Kriech}} \dot{\epsilon})$$

BESCHREIBUNG DER GEWEBE

etwa so

- Elastische Komponente beschrieben durch sukzessives Eingreifen von Federkörpern
- Viskoser Beitrag mit mehreren typischen Zeitkonstanten durch Serienschaltung von 3-Parameter-Körpern

→ Abbildung

Zusammenstellung der Modelle

Verhalten der Hysteresis bei

Variation der Frequenz

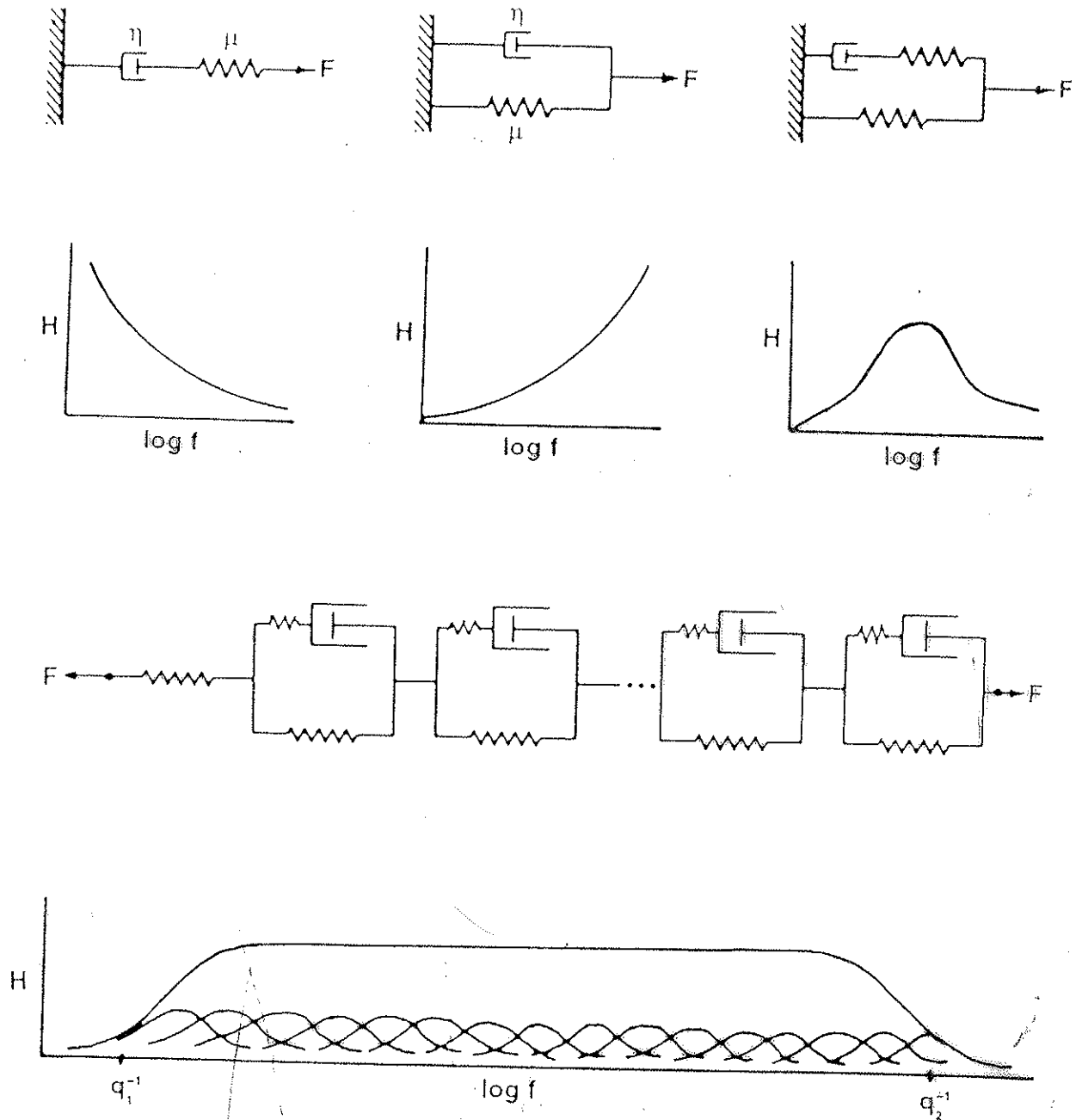


Figure 7.6:5 A summary of the principal features of viscoelastic models. Three standard viscoelastic models, namely, the Maxwell, Voigt and Kelvin models are shown in the top row, and a mathematical model of the viscoelasticity of biological soft tissues is shown in the third row. Figures in the second row show the relationships between the hysteresis (H) and the logarithm of frequency ($\ln f$) of the three models immediately above. The figure in the bottom row shows the general hysteresis-log frequency relationship of most living soft tissues, corresponding to the model shown in the third row. For the soft tissue model the springs are nonlinear, and each Kelvin unit contributes a small bell-shaped curve, the sum of which is flat over a wide range of frequencies.

Weitere Modelle für biolog. Gewebe

- Elastische Elemente mit verteilten Referenzlängen (Normalverteilung in der Bezugslänge l_0)

→ subressives Eingreifen kollagener Fasern bei Belastung

→ nichtlineares elastisches Verhalten

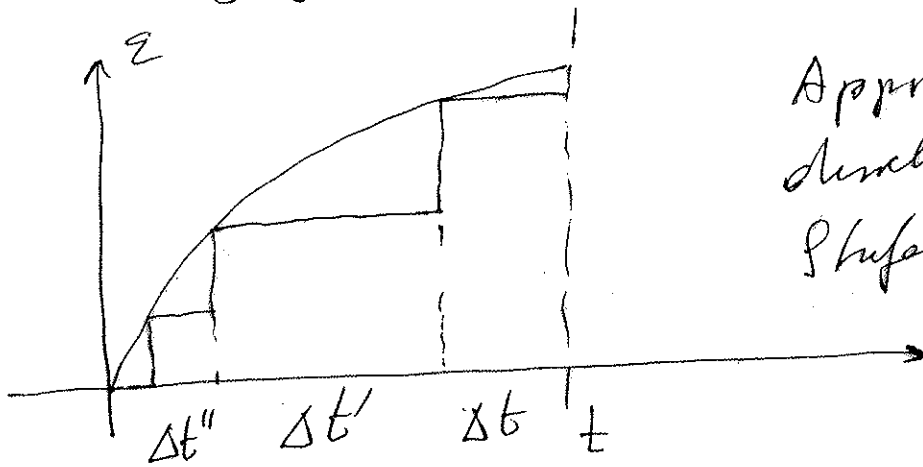
- Ähnlich wie oben, jedoch mit linear viskoelastischen kollagenen Fasern (subressive eingreifend)

- Für "zweidimensionale" Gewebe
Zusätzlich Winkelverteilung der Fasern angenommen

→ Anpassung der Verteilungen an die beobachteten Verhältnisse

HEREDITARY Integrale

- Dehnungsgesteuerte Belastungsgeschichte



Approximation
durch
Stufenfunktion

$$\begin{aligned}\sigma(t) = & \Delta \varepsilon'' G(t) + \Delta \varepsilon' G(t - \Delta t) + \\ & + \Delta \varepsilon' G(t - \Delta t - \Delta t') + \\ & + \Delta \varepsilon'' G(t - \Delta t - \Delta t' - \Delta t'') + \dots\end{aligned}$$

→ feinere Unterteilung führt auf
Integral

$$\sigma(t) = \int_0^t dt' G(t-t') \cdot \dot{\varepsilon}(t') + \sigma(0)$$

$G(t)$ Relaxationsfunktion

Startpunkt $\sigma(0)$ muß ein thermodyn.
Gleichgewichtszustand sein

(elastischer Endwert von vorangegangener Belastung)

Einfache Fälle

$$G(t) = E + \eta e^{-\frac{t}{\tau}}$$

$$\sigma(t) = \int_0^t dt' (E + \eta e^{-\frac{t'-t}{\tau}}) \dot{\varepsilon}(t')$$

- bei konstanter Rate $\dot{\varepsilon} = r$ und $\eta = 0$

$$\sigma(t) = \int_0^t dt' E \dot{\varepsilon}(t') = E \varepsilon(t)$$

→ Federkörper

- bei konstanter Rate $\dot{\varepsilon} = r$ und $E = 0$

$$\sigma(t) = \eta r \tau (1 - e^{-\frac{t}{\tau}})$$

Nach Ableiten des exponentiellen Anteils verbleibt $\eta r \tau$

→ konstante Spannung bei konstanter Rate → Dämpfer

BEISPIELE

- Relaxationsversuche bei subressive Erhöhen des Dehnungsniveaus

Untersuchung verschiedener biolog. Stoffe

- Aorta
- Haut
- Sehne

- Herausarbeiten der elastischen und viskosen Anteile

Eigene Studien

- Dupuytren's Kontraktur
- nichtenzymatische Glykierung
- Alterseinfluß

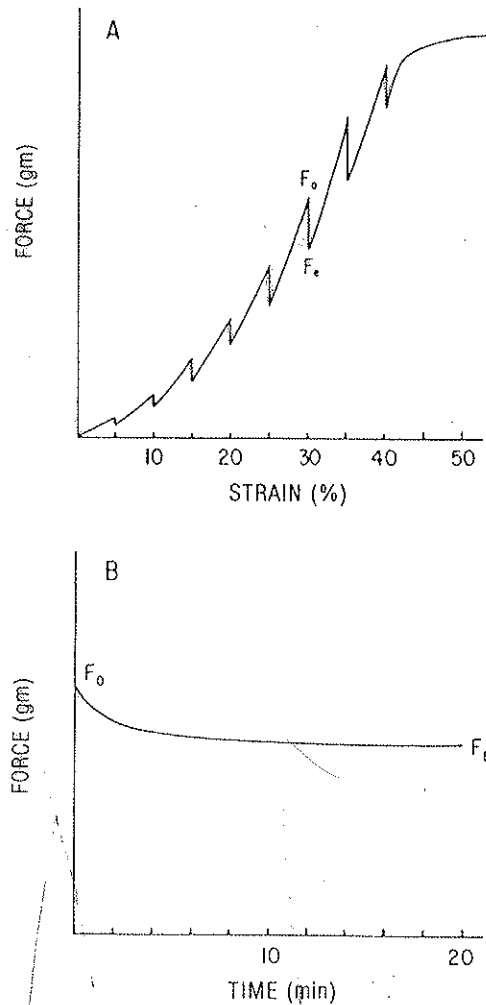


FIGURE 1 (A) Typical loading program used to determine elastic and viscous components. Specimen was strained at 5% increments and the force was allowed to relax at constant strain. (B) Typical time course of relaxation at a set strain. Elastic Fraction was defined as F_e/F_0 .

(aorta) to as much as 60 min. (skin) until no further change in the stress was observed. When the relaxation curve was flat, the crosshead was lowered another strain increment of 5% or 10% (skin) and the relaxation process was again allowed to occur. This loading program was repeated until the onset of failure. The elastic fraction (F_e/F_0) of the resistive force was calculated at each strain.

RESULTS

Typical stress-strain curves with elastic and viscous components are shown in Figure 2 for thoracic aorta, parietal pericardium, chest and abdominal skin, dura mater and psoas major tendon. The stress has been normalized by dividing by the maximum stress which allows

NORMALIZED STRESS
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1

NORMALIZED STRESS
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1

NORMALIZED STRESS
0.9
0.8
0.7
0.6
0.5
0.4
0.3
0.2
0.1

FJGI
vers
Non

con
tiss
sinc
the
of
aor
exc
cor
ten

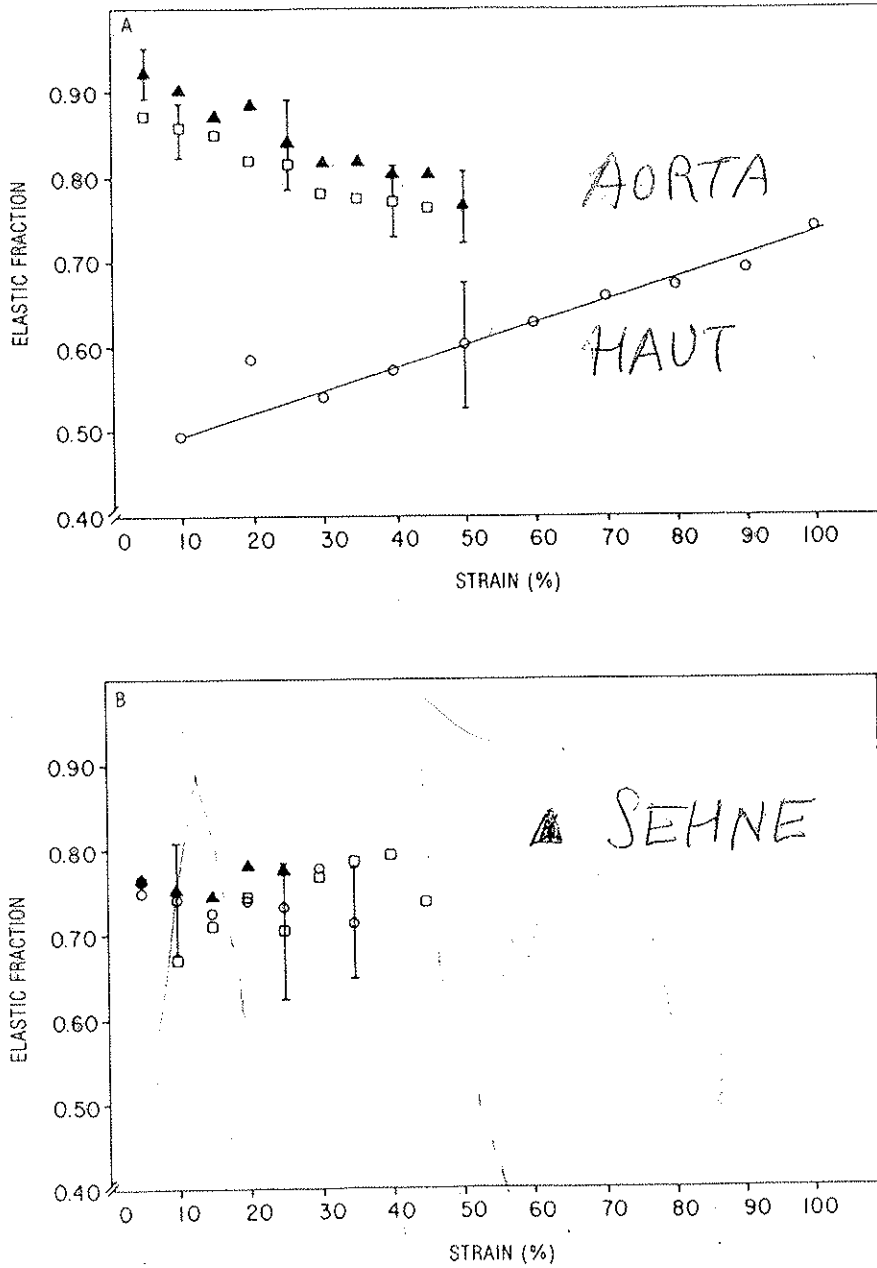


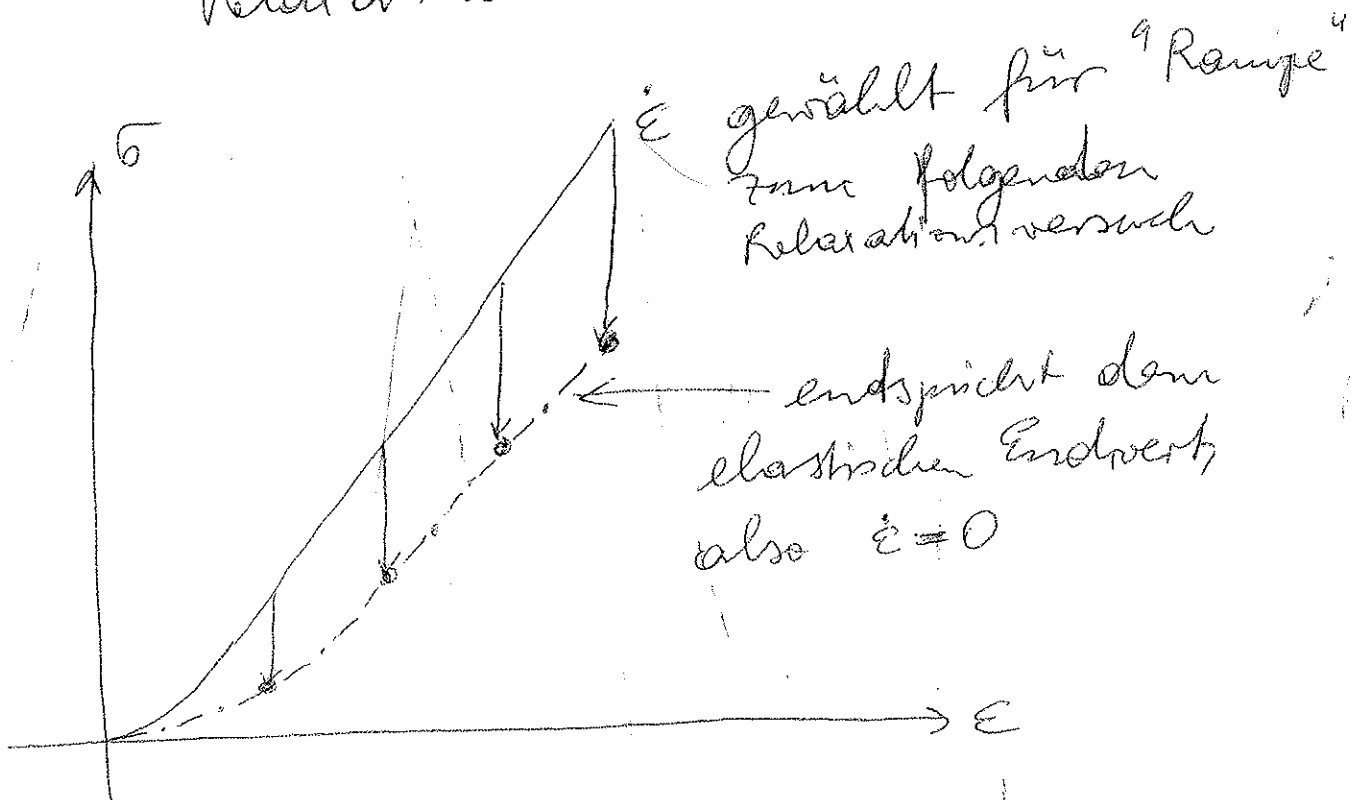
FIGURE 3 Plot of ratio of equilibrium force to initial force F_e/F_0 , termed elastic fraction, vs strain in % for (A) transverse aorta (\blacktriangle), longitudinal aorta (\square), and skin (\circ). (B) pericardium (\square), psoas major tendon (\blacktriangle), and dura mater (\circ). Mean values are plotted with typical standard deviations indicated. The number of observations was ten for most points plotted.

RELAXATION

bei sukzessive Erhöhen der Dehnung.

→ elastische + viskose Komponente der Spannung (oder Kraft) getrennt

→ entspricht Versuch bei $\dot{\epsilon} = 0$ also elastischer $\sigma - \epsilon$ -Kurve, wenn die Endwerte der Relaxation verbunden werden



$\dot{\epsilon} = 0$ natürlich nur theoretisch;
~~...~~

Palmarare Aponeurose / Dupuytren's Kontraktur

- viskoser Anteil der Spannung (Relaxation)

Dehnungsniveau	normales Gewebe	verändert	stark betroffen
toe region	~6%	~15%	~24%
linear region	~8%	~22%	~31%

- Zeitkonstante (Relaxation)

Dehnungsniveau	normales Gewebe	verändert	stark betroffen
toe region	~ 7 sec.	~ 43 sec.	~ 190 sec.
linear region	~ 70 sec.	~ 80 sec.	~ 160 sec.

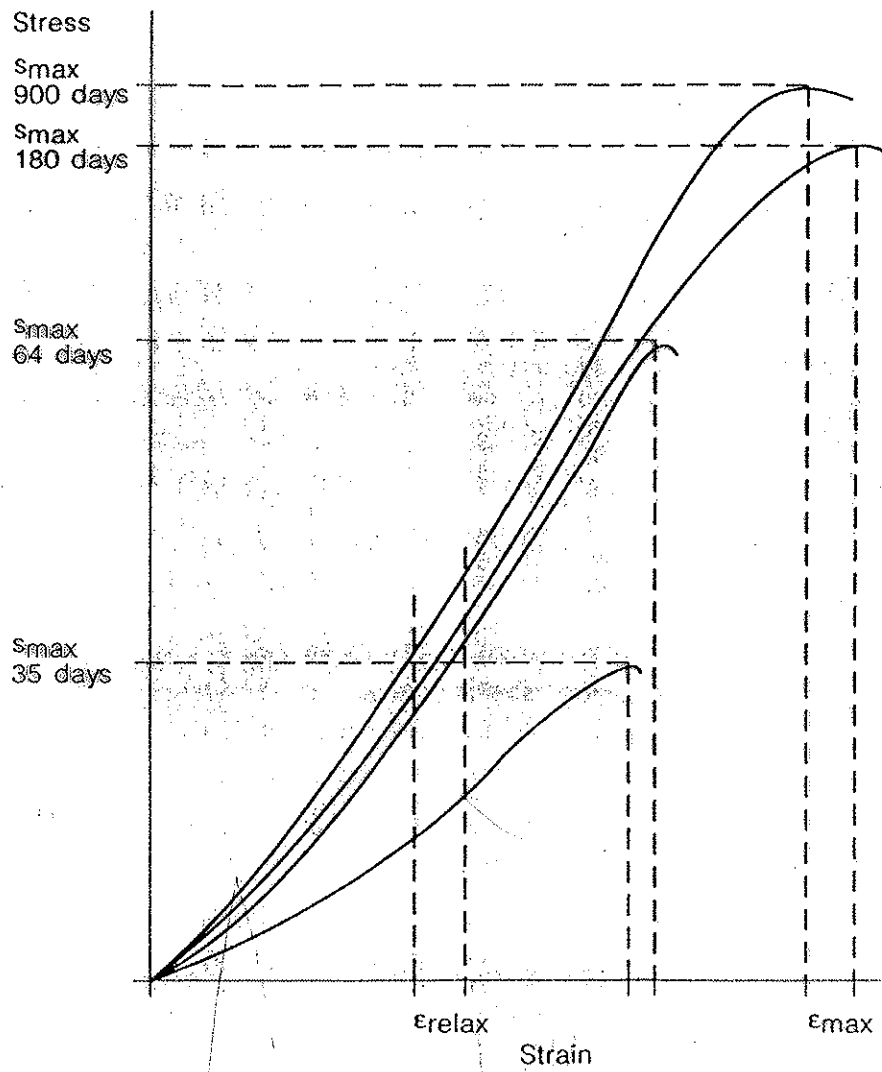


Fig. 1. Stress-strain relationship of RTTs from animals with different ages.

RATTENSCHWANZSEHNE (einzelne Bündel)

Alter (days)

Behandlung

Nishose Fraktion (%)

61

control

~ 22%

Glucose (14d)

~ 15%

Glucose + Inhibitor
(Aminosäure)

~ 25%

Einfluss
der NEG
+ Inhibitor

900

control

~ 9%

Glucose (14d)

~ 8%

Glucose + Inhibitor

~ 7%

Einfluss des
Alters

kein
Einfluss NEG

NEG: nichtenzymatische Glykierung

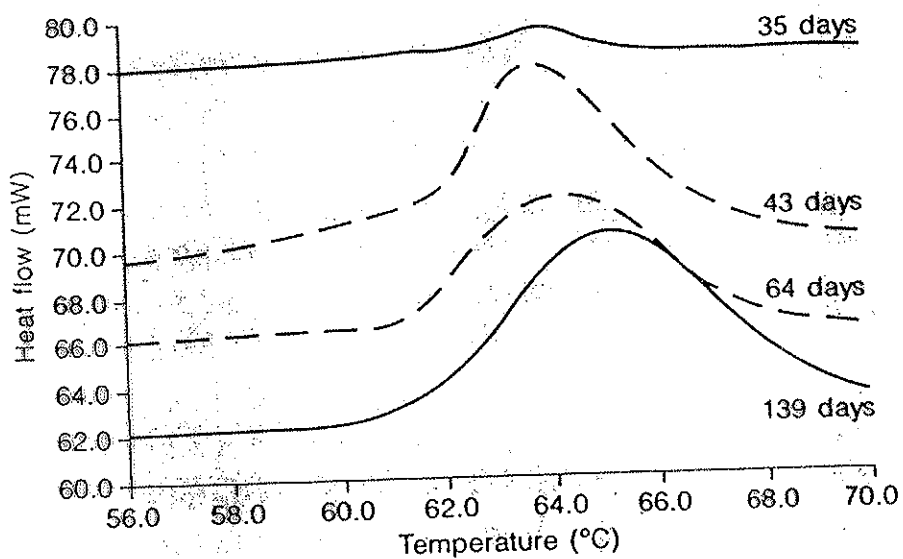


Fig. 2. Increase of collagen denaturation temperature as measured by DSC (heat flow vs. temperature).

37°C and 100°C are shown in Fig. 2, and from 1 month to 18 months in Fig. 3.

It can be seen that the maximum tension was reached at a much higher temperature in skin of new born animals (95°C) than in adult animals (67°C). In

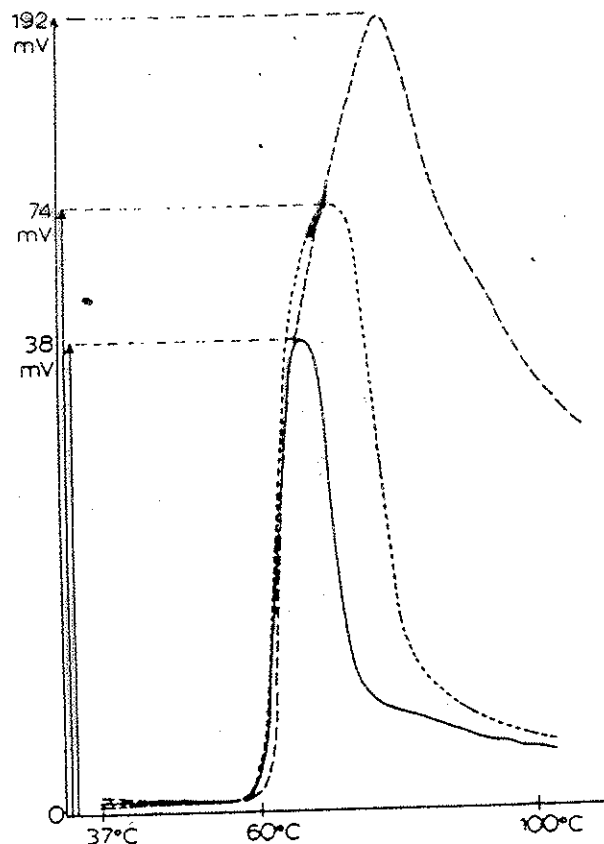


Fig. 2. Modification of isometric tension between 37°C and 100°C in rat skin from birth to 1 month: , new born rat; - - - - , 1 week; - · - · - , 3 weeks; ——— , 1 month old rat.

Fig. 3. Modification of isometric tension between 37°C and 100°C in rat skin from 2 to 18 months. ——— , 2 months; , 5 months; - - - - , 18 months.

Normal tendons from the palmaris longus muscle ($n = 14$) and normal palmar aponeuroses ($n = 23$) were obtained during surgery of carpal tunnel syndrome (18 patients, 2 male and 16 female; age range: 41–78 years). Apparently normal palmar aponeuroses ($n = 9$) and contracture bands ($n = 20$) were obtained at surgery of 16 male patients (age range: 42–70 years) with Dupuytren's disease. Generally, specimens of the apparently normal areas were excised from the 2nd or

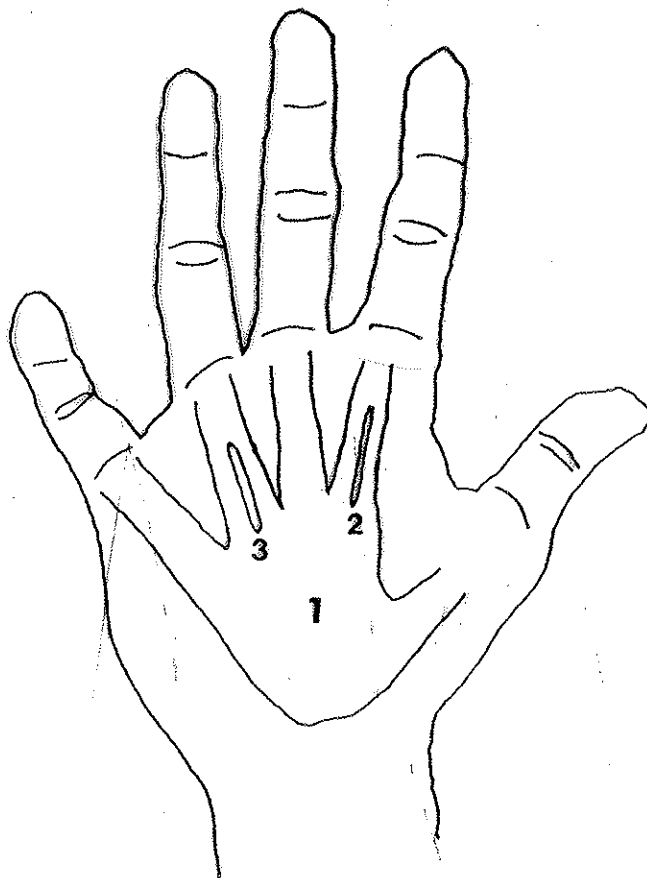


Figure 1. Palmar aponeurosis 1, including 2, a specimen of an apparently normal tissue from the 2nd finger, and 3, a sample of a contracture band from the 4th finger.

ZWEIACHSIGES VERHALTEN

Begriffe

Homogenität der Probe

- Eigenschaften unabhängig vom ~~Probe~~ ^u Probenanfangspunkt \vec{x}

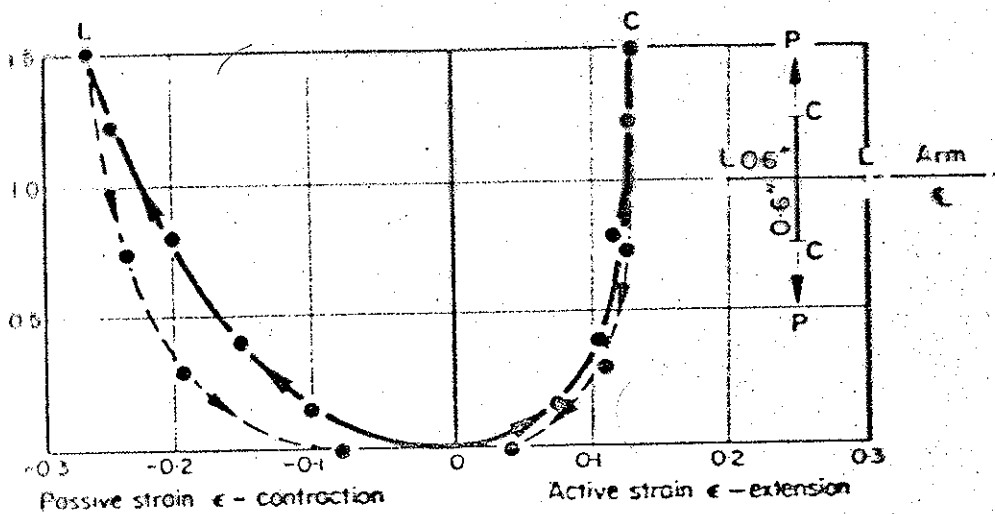
Isotropie der Probe

- Eigenschaften (mechan., elektrische, magnetische, etc.) unabhängig von der Richtung

Z. B. Belastungsrichtung

EINACHSIGER ZUGVERSUCH an einer Hautprobe

+ Entlastung



- linke Seite: Zugehörige Querkontraktionen der Probe
- Bei **Isotropie** wäre das Hautareal hinreichend charakterisiert, entsprechend den Kennzahlen E und ν bei linearer Elastizität
- beachtliche Größe der Querkontraktion

Aufeinanderfolgende Zugversuche
 an einem Hautareal in 2
 orthogonalen Richtungen

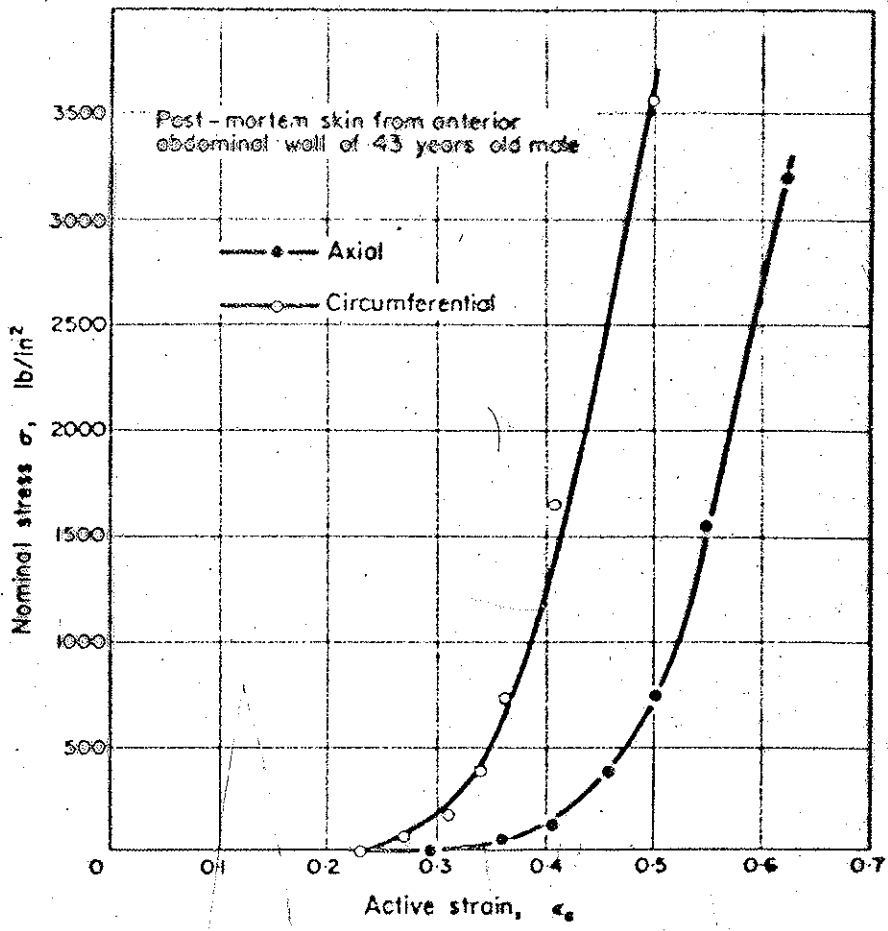


FIG. 2. Comparison of uni-directional tensile test results in different directions on the same individual.

• σ - ϵ Verhalten different
 → Hinweis auf Anisotropie

BIOMECH. EIGENSCHAFTEN, HAUT

- Nichtlineares σ - ϵ -Verhalten
 - Wellung kollap. Fasern
 - Ausrichten der Fasern in Zugrichtung
- Viskoelastisches Verhalten
 - siehe Hysteresis, Relaxation
 - Gleiten der Fasern durch Grundsubstanz während der Umorientierung
- Hintereinander ausgeführte einmodige Zugversuche problematisch, da von der Belastungsgeschichte abhängig
 - Experimentelle Strategie
 - Preconditioning
 - ~~Statische~~ Relaxationsversuche bei aufeinanderfolgenden Dehnungsniveaus

ANISOTROPE σ - ϵ -Verhalten (schematisch)

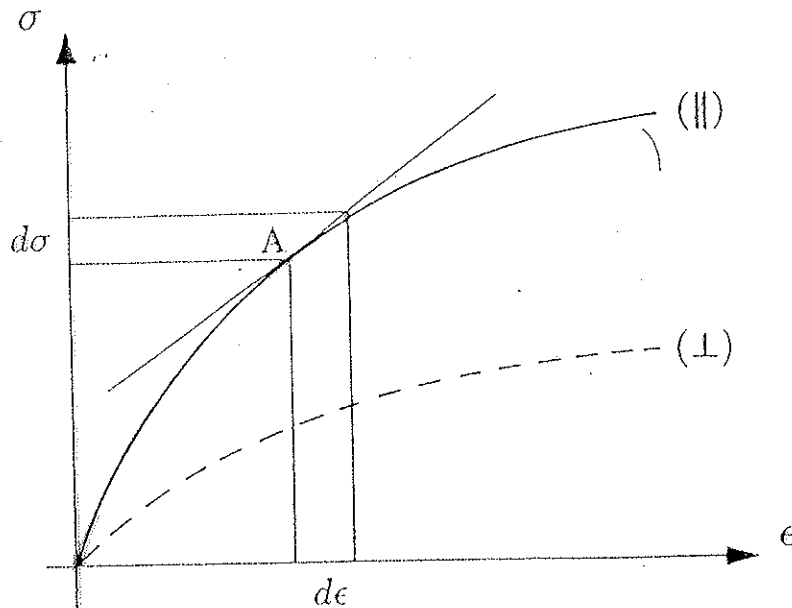


Abb. 1. Spannungs-Dehnungs-Diagramm für einen in zwei aufeinander senkrecht stehenden Richtungen einachsig beanspruchten anisotropen Werkstoff

- linearisiertes σ - ϵ -Verhalten, im elastischen Fall beschrieben durch linearen Zusammenhang zw.

Zugspannungen $d\sigma_x, d\sigma_y, d\sigma_z$ und
Schubspannungen $d\tau_{xy}, d\tau_{xz}, d\tau_{yz}$

einerseits und ~~Dehnungen~~ ~~entsprechender~~
Dehnungen

$d\epsilon_x, d\epsilon_y, d\epsilon_z$, und Schubwinkel
 $d\gamma_{xy}, d\gamma_{xz}, d\gamma_{yz}$ andererseits

$$\begin{pmatrix} d\varepsilon_x \\ d\varepsilon_y \\ d\varepsilon_z \\ d\gamma_{yz} \\ d\gamma_{zx} \\ d\gamma_{xy} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} & a_{14} & a_{15} & a_{16} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} & a_{24} & a_{25} & a_{26} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} & a_{34} & a_{35} & a_{36} \\ a_{41} & a_{42} & a_{43} & a_{44} & a_{45} & a_{46} \\ a_{51} & a_{52} & a_{53} & a_{54} & a_{55} & a_{56} \\ a_{61} & a_{62} & a_{63} & a_{64} & a_{65} & a_{66} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} d\sigma_x \\ d\sigma_y \\ d\sigma_z \\ d\tau_{yz} \\ d\tau_{zx} \\ d\tau_{xy} \end{pmatrix} \quad (1.1)$$

Liegt ein elastisches Potential vor, dies wird in der Folge für jeden inkrementellen Schritt angenommen, so ist

$$a_{ij} = a_{ji}. \quad (1.2)$$

- σ - ε Relationen naturgemäß 3 dim.
- Koeff. symmetrisch bei Vorliegen eines Potentials

- Zweiachsiges Versuchs heißt:
- ebener Spannungszustand, d.h.

$$\sigma_z = \tau_{zx} = \tau_{yz} = 0$$

- allerdings [#]räumlicher Deformationszustand

- Verzerrungskomponenten senkrecht zur Probennittelfläche: kein Beitrag zur Verzerrungsenergie

Wenden die Komponenten der Koeff. matrix, die die Z -Richtung enthalten gestrichen, folgt:

$$d\varepsilon_x = a_{11} d\sigma_x + a_{12} d\sigma_y + a_{16} d\tau_{xy},$$

$$d\varepsilon_y = a_{21} d\sigma_x + a_{22} d\sigma_y + a_{26} d\tau_{xy},$$

$$d\gamma_{xy} = a_{61} d\sigma_x + a_{62} d\sigma_y + a_{66} d\tau_{xy}.$$

Ziel der 2 dim. Versuche ist es, die verbleibenden Koeff. zu bestimmen.

Bei Vorliegen eines elast. Potentials ist die Koeff. matrix symmetrisch.

- **Isotropie**: E und ν hinreichend
- **orthogonale Anisotropie, Orthotropie**
 $E_x, E_y, \nu_x, \nu_y, G$
Elastizitätsmoduln, Querszahlen, Schubmodul
wobei Einschränkung durch Nebenbed.
- **allgemeine Anisotropie**
keine einschränkenden Relationen außer Symmetrie

ORTHOGONALE ANISOTROPIE

- Koordinatensystem in den Materialhauptrichtungen

→ blockdiagonale Koeff. matrix,
da. ~~zwei~~ Werkstoffgl. en
für die beiden Normalspannungen
 σ_x, σ_y und entsprechend ϵ_x, ϵ_y
separat

zu Gl. en für τ_{xy} und γ_{xy}
basiert τ und γ

$$\begin{bmatrix} \epsilon_x \\ \epsilon_y \\ \gamma \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_A} & -\frac{\nu_A}{E_A} & 0 \\ \frac{\nu_B}{E_B} & \frac{1}{E_B} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{G} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau \end{bmatrix} \quad \text{mit}$$

$\frac{\nu_A}{E_A} = \frac{\nu_B}{E_B}$
(Symmetrie)

- Verschiedene E-Moduln und Querszahlen in den beiden Richtungen
- Im Falle der Isotropie wären

$$E = E_A = E_B$$

$$\nu = \nu_A = \nu_B$$

- Bei schräg zu den Materialhauptrichtungen eingespannter Probe wieder die blockdiagonale Form der Koeff. matrix verlassen werden:

$$\begin{bmatrix} \epsilon_x \\ \epsilon_y \\ \gamma \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \left[\right] & * \\ * & * \\ * & * \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau \end{bmatrix}$$

• " * symbolisieren Ausdrücke $\neq 0$

- Mathematischer Ausdruck dessen, daß bei Vorgabe von σ_x und σ_y auch $\gamma \neq 0$ auftritt.
- Es bleiben nicht nur die beiden Blöcke ~~wieder~~ "[]" untereinander, sondern Mischterme treten auf.

GRUNDSÄTZLICHE BELASTUNGS-ARTEN FÜR ZWEIACHSIGE VERSUCH

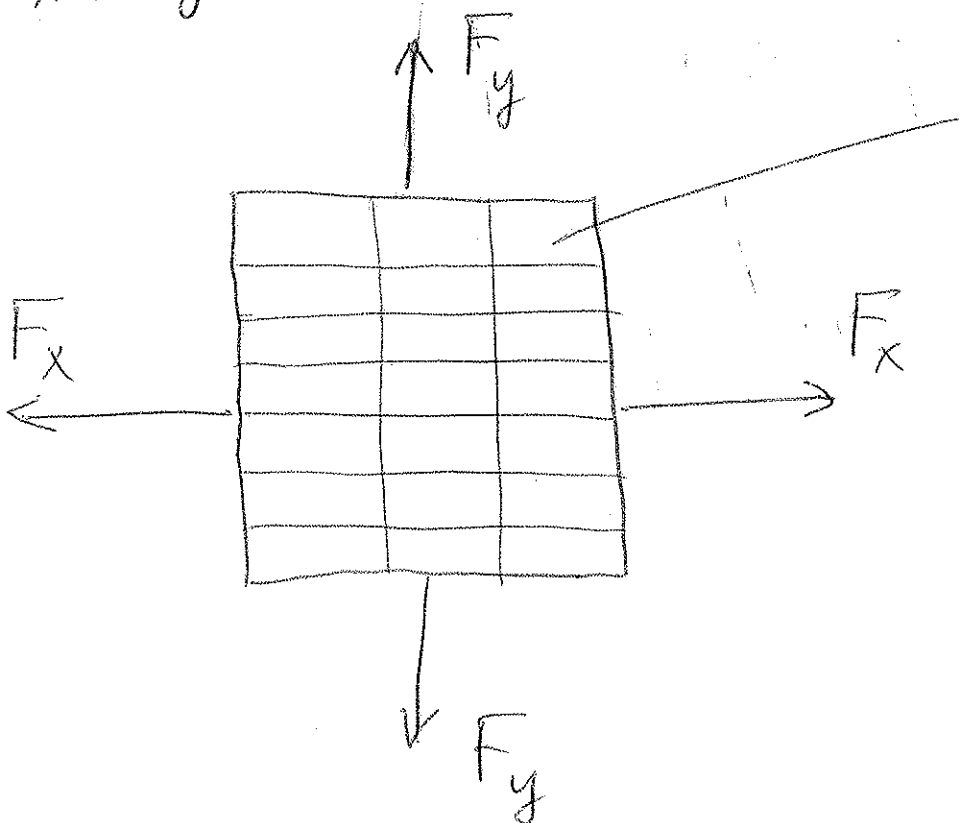
- kraftgesteuert
- deformationsgesteuert

KRAFTSTEUERUNG

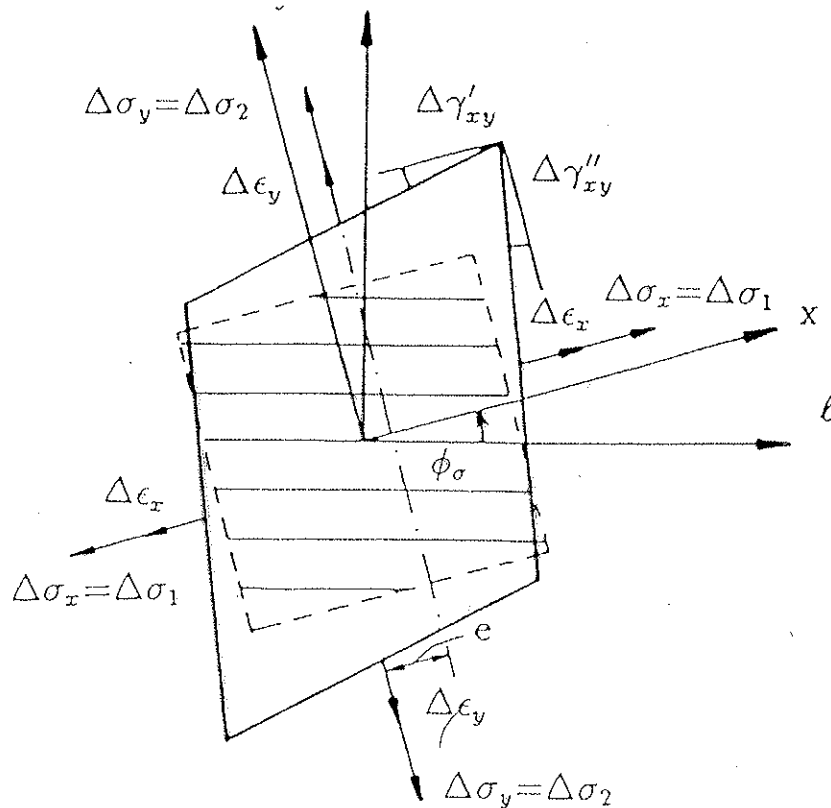
Vorgabe von σ_x und σ_y an den Probenrändern.

Beobachtung der zugehörigen Dehnungen

ϵ_x , ϵ_y und γ (Schubwinkel)



Probe;
Symbolisch
angedeutet
orthotropes
Verhalten



$$\Delta\gamma_{xy} = \Delta\gamma'_{xy} + \Delta\gamma''_{xy}$$

Abb. 2. Versuchsdurchführung
2.1: Kraftgesteuerte Versuchsdurchführung.

- Orthotropes Material (urspr. quadrat. Probe) schräg zu den Hauptachsen belastet.
- führt auf Verformung zu Parallelogramm (Auftreten des Schubwinkels γ)
gegenüberliegende Probenränder:
- ~~Wirkungslinie~~ Wirkungslinie der Kräfte F_x und F_y nach Deformation nicht mehr übereinstimmend.

- Nach veränderter Geometrie würden folgend statt nur F_x und F_y auch Momente eingeleitet werden.

- Ohne aufwendige Steuerungsmaßnahmen kein einfaches Belastungsdiagramm möglich.

- Kraftsteuerung wäre nur möglich, wenn die Materialhauptrichtungen eines orthotropen Werkstoffes mit den Belastungsachsen übereinstimmen

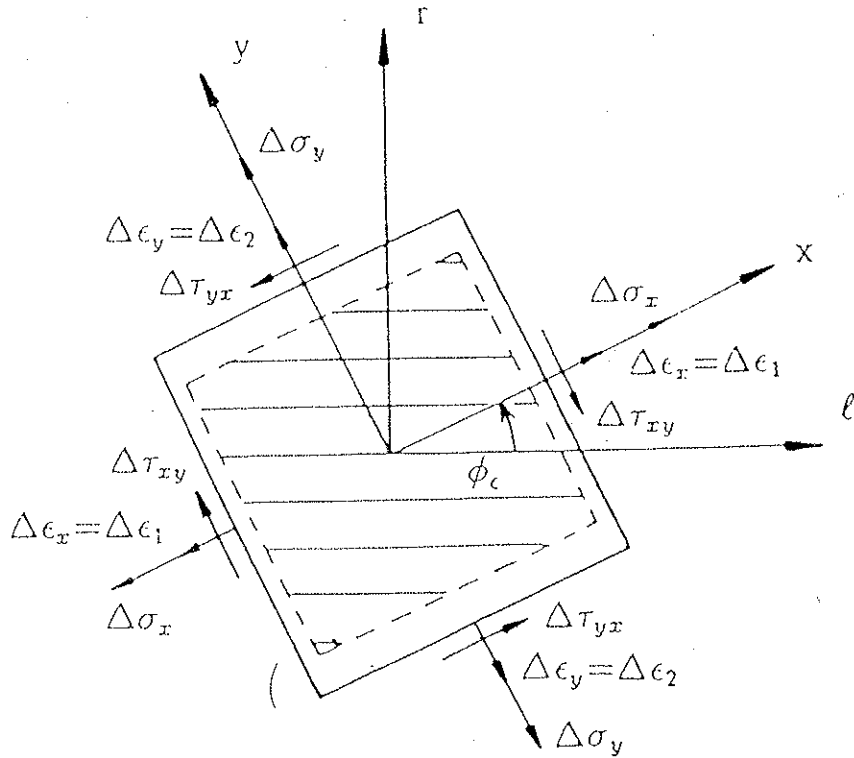
→ Orthotropes Werkstoffgesetz

DEFORMATIONSGESTEUERTE Belastung

- Vorgabe der Dehnungen an den Probenrändern : ϵ_x, ϵ_y
- Messung der Kräfte zufolge der Dehnungsvorgabe
- Die Kräfte werden i.a. nicht mehr senkrecht zum Probenrand stehen

→ Auftreten von Schubspannungen τ

- Das wäre nur gegeben, wenn die orthotrope Probe in den Materialhauptrichtungen belastet würde
($\tau=0$)

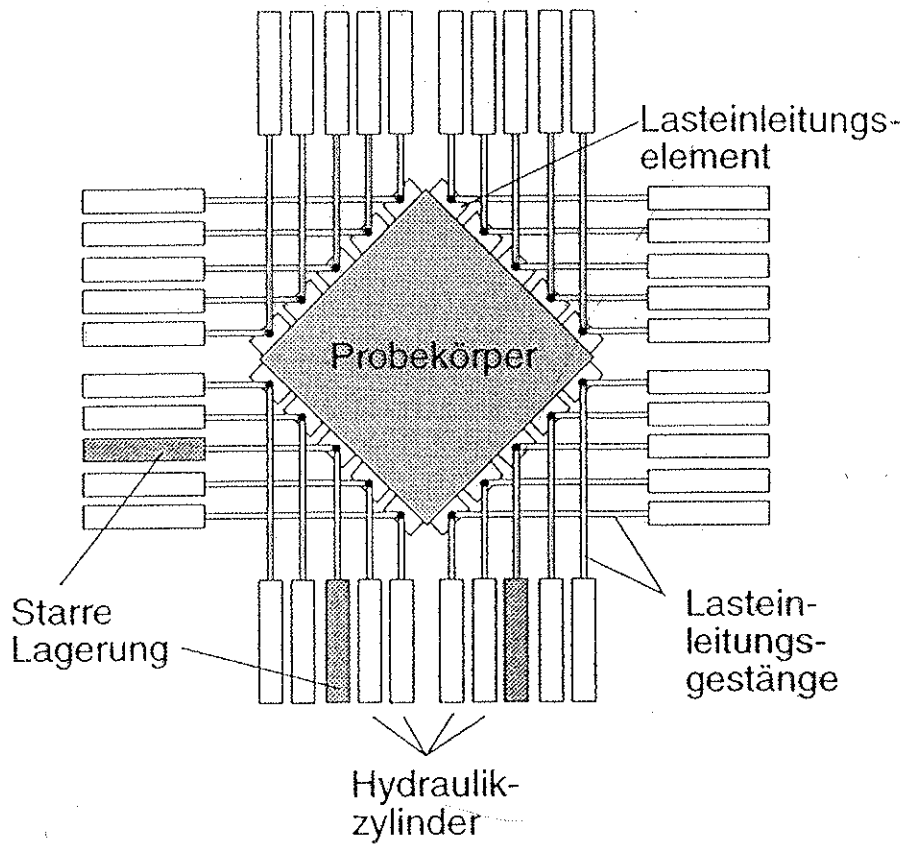


2.2: Deformationsgesteuerte Versuchsdurchführung

- Im Falle der Schrägstellung der Materialhauptrichtungen treten Komponenten σ_x , σ_y , und τ auf.
- Allerdings bleiben die rechten Winkel der Probe erhalten, d.h. es wird kein Parallelogramm draus.
- Messung der beiden Kraftkomponenten I und II zum Rand erforderliche

ZWEIACHSIGE PRÜFVORRICHTUNG

Schematisch



- Lastangriff an einem Probenaufpunkt durch 2 Belastungselemente gegeben (Hydraulikzylinder)
- Wegvorgabe über Regelungsmechanismus (dehnungsgesteuert)
- Aus den beiden ^{gemessenen} Kräften pro Aufpunkt $\rightarrow F_{||}$ und F_{\perp} zu den Probenrand errechenbar.

2 Belastungsachsen an einem einzelnen Probenaufpunkt

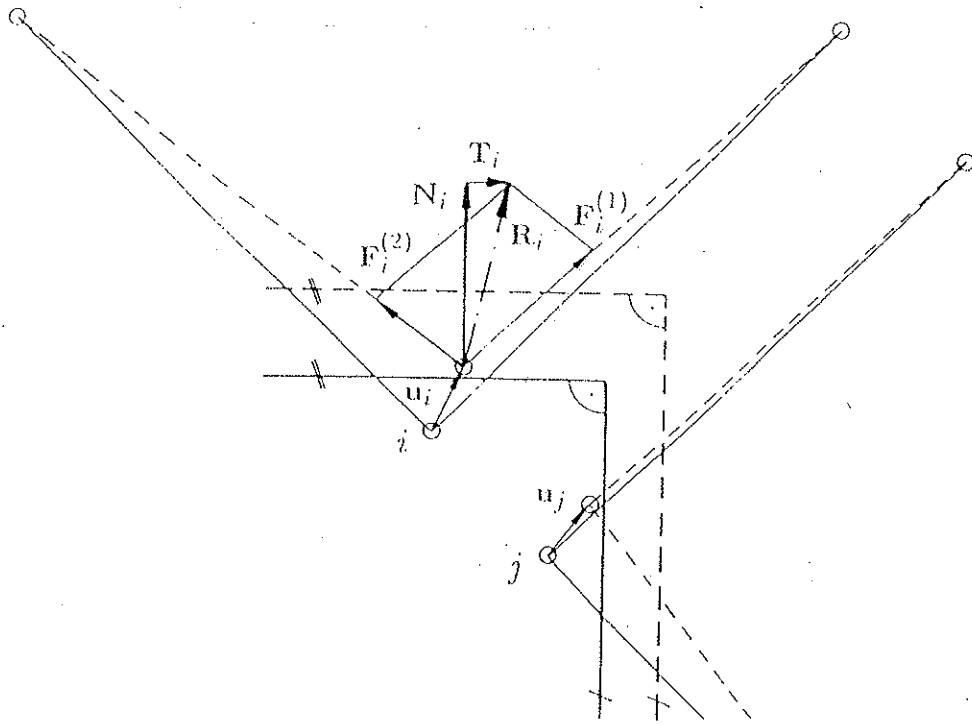


Abb. 3. Kraftmessung mittels in den Belastungsgliedern integrierter Kraftaufnehmer

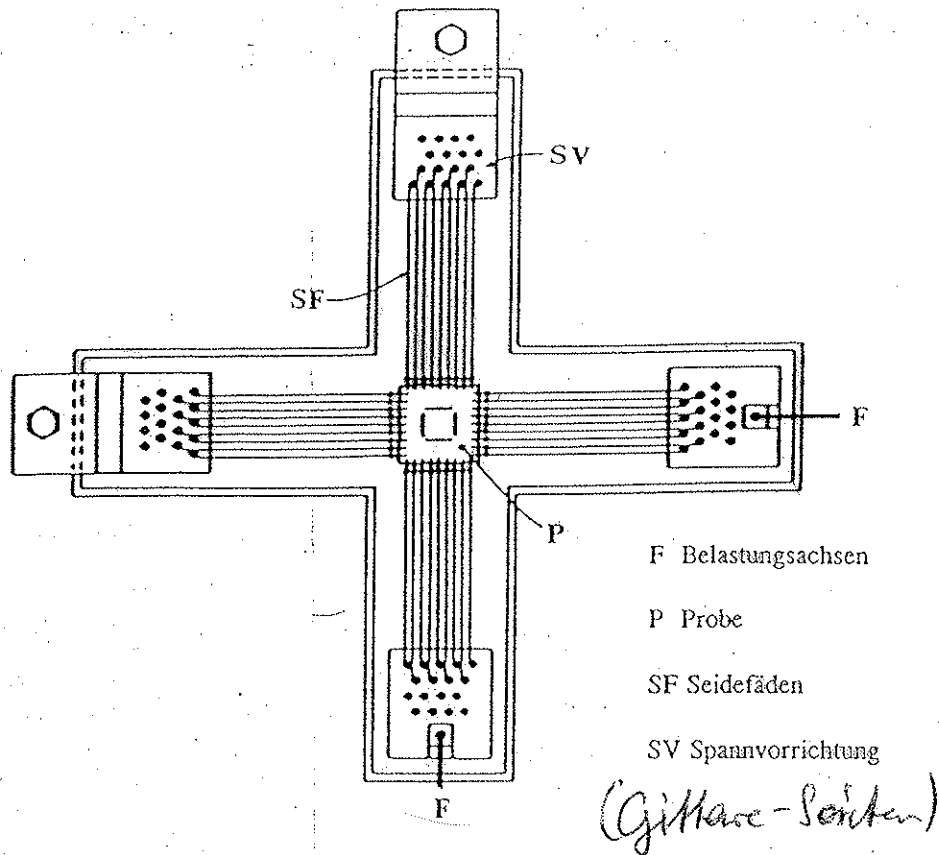
— Linie: Wirkungsline der beiden Kräfte $\vec{F}^{(1)}$ und $\vec{F}^{(2)}$ nach Verschiebung \vec{u}_i des Probenaufpunktes

• Kräfteparallelogramm: Normal- und Tangentialkomponente der Resultierenden berechenbar.

• Anwendung

- Zweiaxiales Verhalten von Fichtenholz (orthotrop)
- Kraftmesszellen integriert in jedem Belastungsast
- parallel zur Achse
Wegmessung induktiv
- gegenüber Hautproben hohe Steifigkeit
geringe Dehnbarkeit
- Entsprechend steife Rahmenkonstruktion nötig
- Probennittelpunkt bleibt erhalten
~~...~~ (Zumindest praktisch)
- begleitende Beobachtung mittels Speleinterferometrie
(Probennittelpkt. fix \approx keine Starthöhe
verschiebung überlagert)

ZWEIACHSIGE PRÜFVORRICHTUNG für orthotrope Hautproben (Kanıunden)



- Voraussetzung ist, daß Materialhauptrichtungen bekannt sind
- Probeneinspannung, so daß Kräfte \parallel Materialhauptrichtungen eingeleitet werden

• Durchgeführte Versuche

• Hysterese nach erfolgter
Preconditioning

sowohl längs als auch quer
zur Körperachse des Versuchstieres

• Relaxationsversuch

beide Versuche sowohl

- einachsig, dh. Probenrand ~~z~~

|| zur Belastungsrichtung

Kraftfrei (Zubinden der Querkontraktion)

- zweiachsig: Sperren der Querkontraktion

$$\sigma_x, \sigma_y \neq 0$$

$$\varepsilon_y = 0$$

einachsig wäre $\sigma_x \neq 0, \varepsilon_y \neq 0$

$$\sigma_y = 0$$

RELAXATIONSTEST

nach erfolgtem Preconditioning

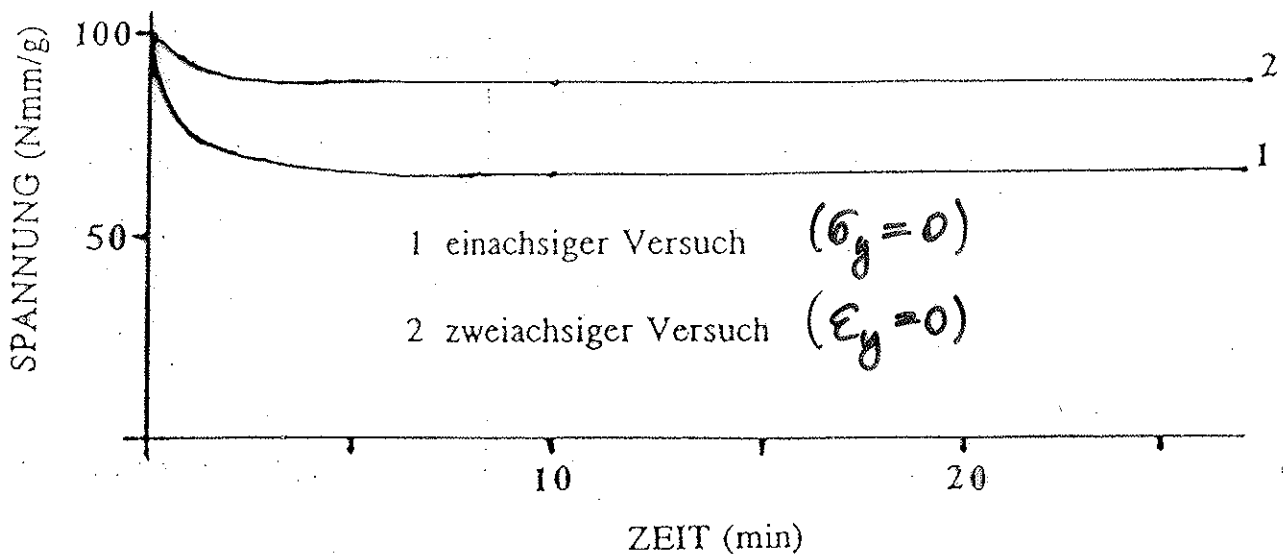


Abb. 12: Zweiachsiges Relaxationsexperiment an Haut [4].

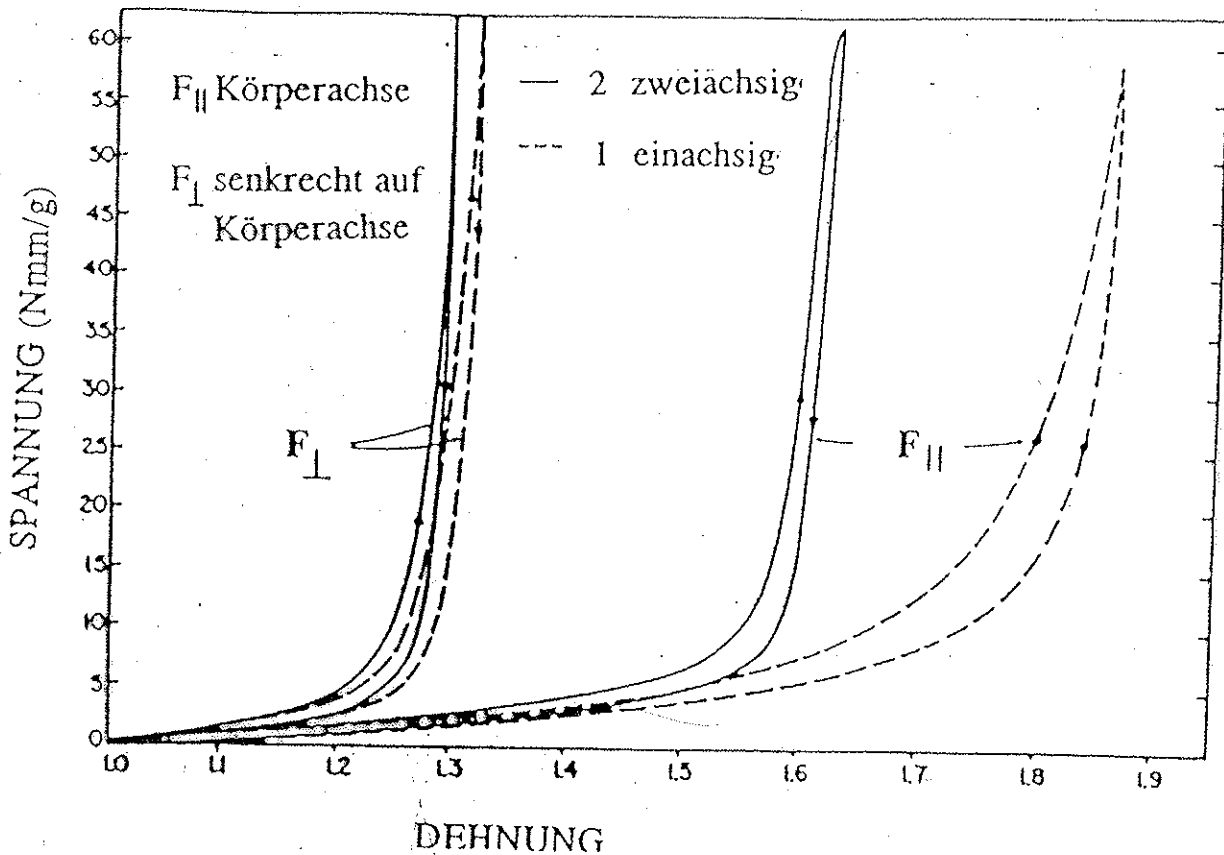
1.) Zulassen der Querkontraktion

(es ist ja nur $\epsilon_x = \text{konst.}$, d.h. noch nicht, dass $\epsilon_y = \text{konst.}$)

2.) Sperren zusätzlich des ϵ_y d.h. Sperren der Querkontraktion

Relaxationsausmaß größer bei Zulassen der Querkontraktion.

HYSTERESE nach erfolgreichem Preconditioning



- - - Zulassen der Querkontraktion ($\epsilon_y \neq 0$)
— Sperren der Querkontraktion ($\epsilon_y = 0$)

- σ_y bewirkt Kraft^{zunahme}anstieg in X-Richtung
- ~~Das~~ dieses Verhalten ist ausgeprägter bei Versuchsführung in der Hauptdehnung mit geringerer Steifigkeit

HYSTERESIS

- bleibt auch nach erfolgtem Preconditioning $\neq 0$
- dies gilt sowohl bei Zulassen als auch Sperren der Querkontraktion
- Versuch der Angabe von Potentialen getrennt für Be- und Entlastung - beidweise nichtlinear, also
 $\neq C_{ijkl} \epsilon_{ij} \epsilon_{kl}$ mit $\sigma_{ij} = C_{ijkl} \epsilon_{kl}$
(Summationskonvention)
- sind keine Gleichgewichtszustände, im Sinne elastischer σ - ϵ -Zusammenhänge
- dazu wäre notwendig:
Reversibel bei ~~...~~ $\dot{\epsilon} \ll \tau$
(Ablauf viel langsamer als typische Zeitkonstante des Materials)
- Preconditioning bedeutet stationäres "Pumpen" des viskosen Anteils der Last

ZWEIACHSIGE UNTERSUCHUNGEN an Hautproben

• Fragestellungen

- in ~~den~~ ^{vivo} Spannungen der menschlichen Haut in Abhängigkeit der Körperregion
- Belastung der Haut zufolge Bewegung der Extremitäten

• Langer-Linien

- + Bei Starren von kreisrunden Arealen in die Haut Verformung zu Ellipsen (allg. Ovalen) (natürlich an Leichenhaut; Langer ~ 1850)

- Bedeutung der Längerlinien für die Chirurgie

- Linien geringster Dehnbarkeit eines Hautareals

- Linien geringster in vivo Spannung

- Faltenlinien

- Interesse des Chirurgen

- welche Richtung der Schnittführung ist zu wählen, sodass keine Narbenbildung

- wichtig für jede Operation, da die Haut immer geöffnet wird

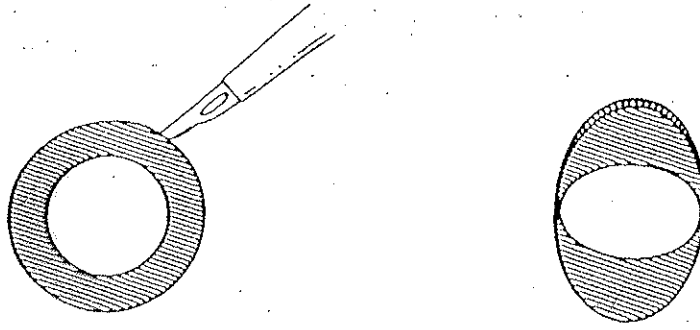
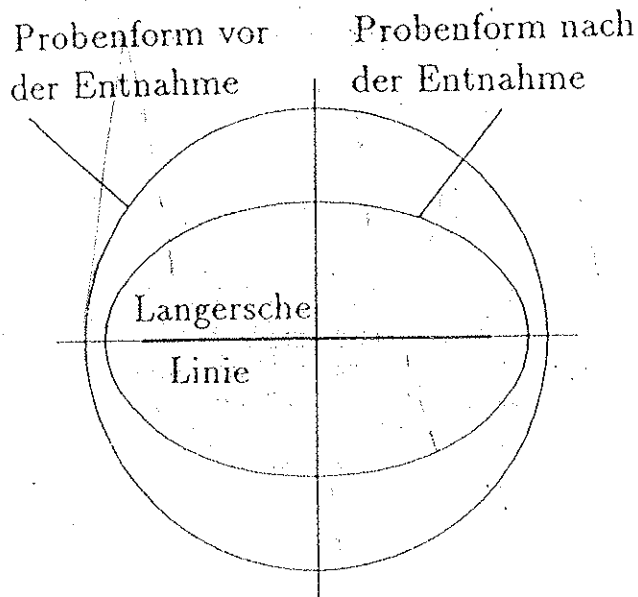


Abb. 3: Nach kreisförmiger Schnittführung nimmt der äußere Rand des Schnittes eine elliptische Gestalt an, deren große Achse parallel zu den Spannungslinien liegt. Der innere Rand wird zu eine Ellipse, deren große Achse senkrecht auf die Spannungslinien liegt [3].

• Nach dem Schnitt (Inzision):

Probe \rightarrow Oval mit
Hauptachse \parallel Längsachse



σ - ϵ -Verhalten der Haut
abhängig von Körperregion, Alter,
Geschlecht, andere Parameter

• ~~Material~~ Befunde:

- Anisotropie
- Nichtlinearität
- Viskoelastizität

• Im allgemeinen keine
Information, ob orthogonale oder
allgemeine Anisotropie vorliegt

→ Prüfstand für kreisrunde
Proben (ohne ausgezeichnete
Richtungen)

PRÜFSTAND

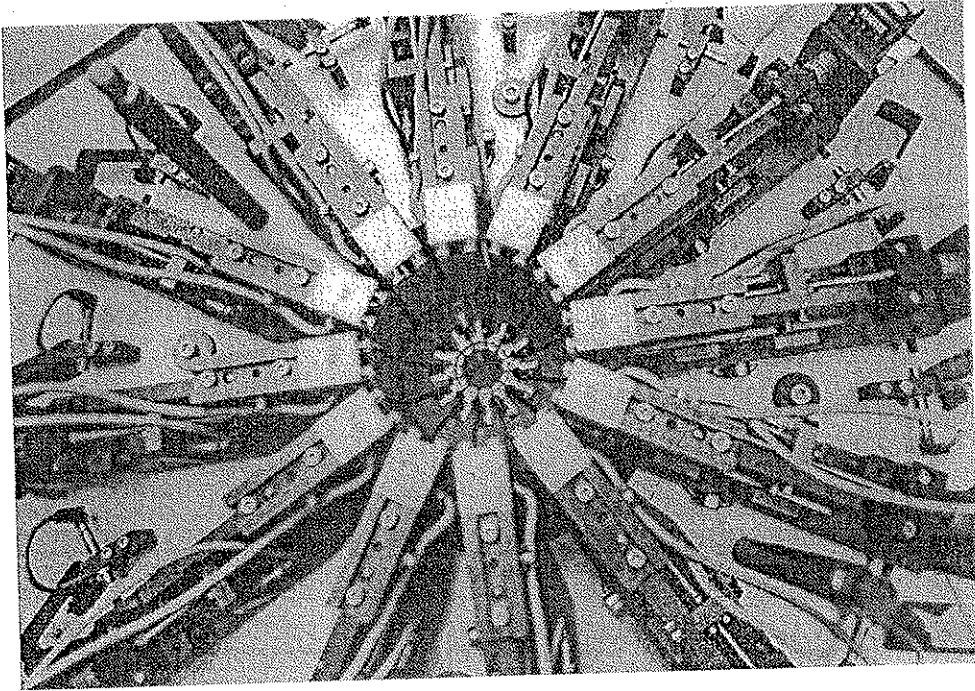


Abb. 1. Prüfmaschine für zweiachsige Festigkeitsuntersuchungen an Hautproben

- 12 Achsen kreisförmig angeordnet
- Kugellager Spindeln: Radialtrieb mit Schrittmotorsteuerung
- Wägenellen zur Erfassung von Lasten bis 50 N (auch exzentrisch eingeleitete Kräfte)
- Jede Achse schwenkbar, sodass auch Deformationen eingeleitet werden können, die nicht radialsymmetrisch sind (z. B. auch einachsige)

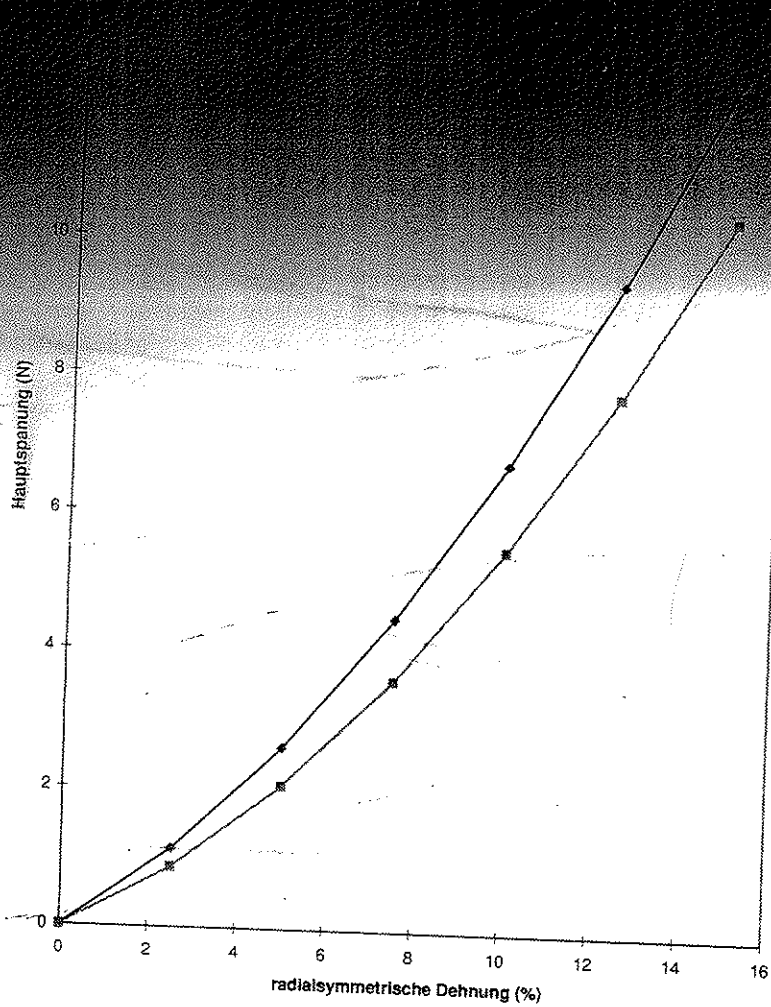


Abbildung 7: Oberarm innen. Abhängigkeit der maximalen und minimalen Hauptspannung von der radialsymmetrischen Dehnung.

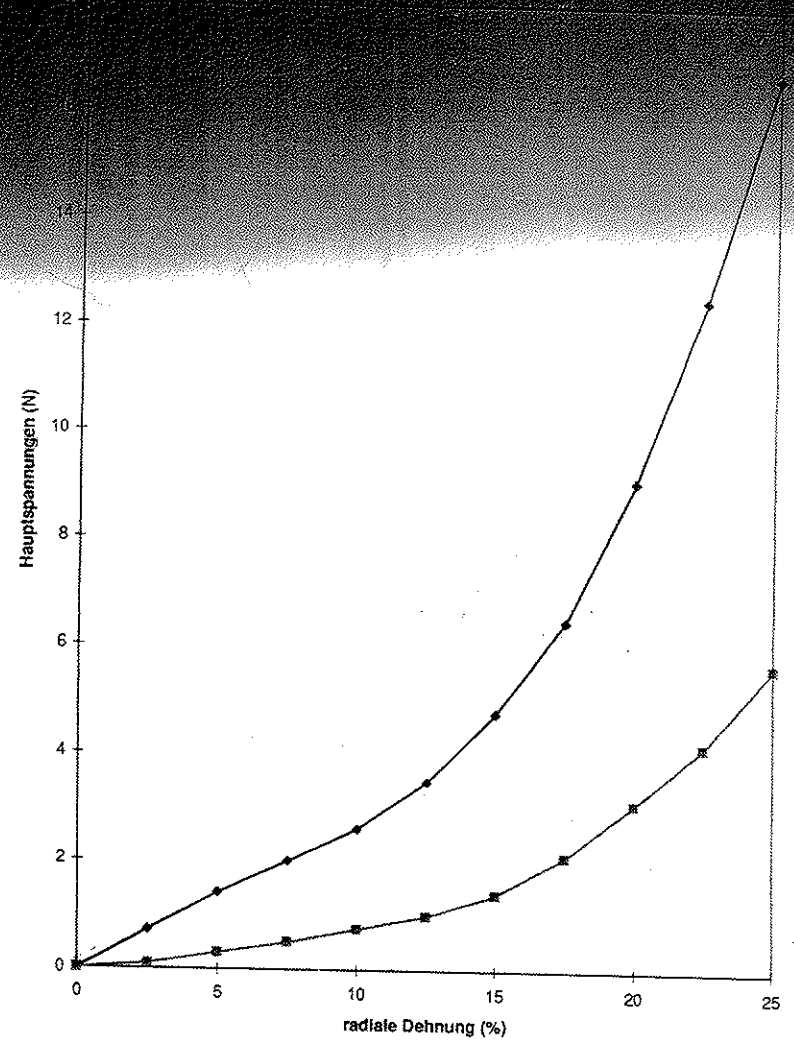


Abbildung 5: Fossa cubiti. Abhängigkeit der maximalen und minimalen Hauptspannung von der radialsymmetrischen Dehnung.

Vergleich vitaler Bauchhaut mit Leichenhaut

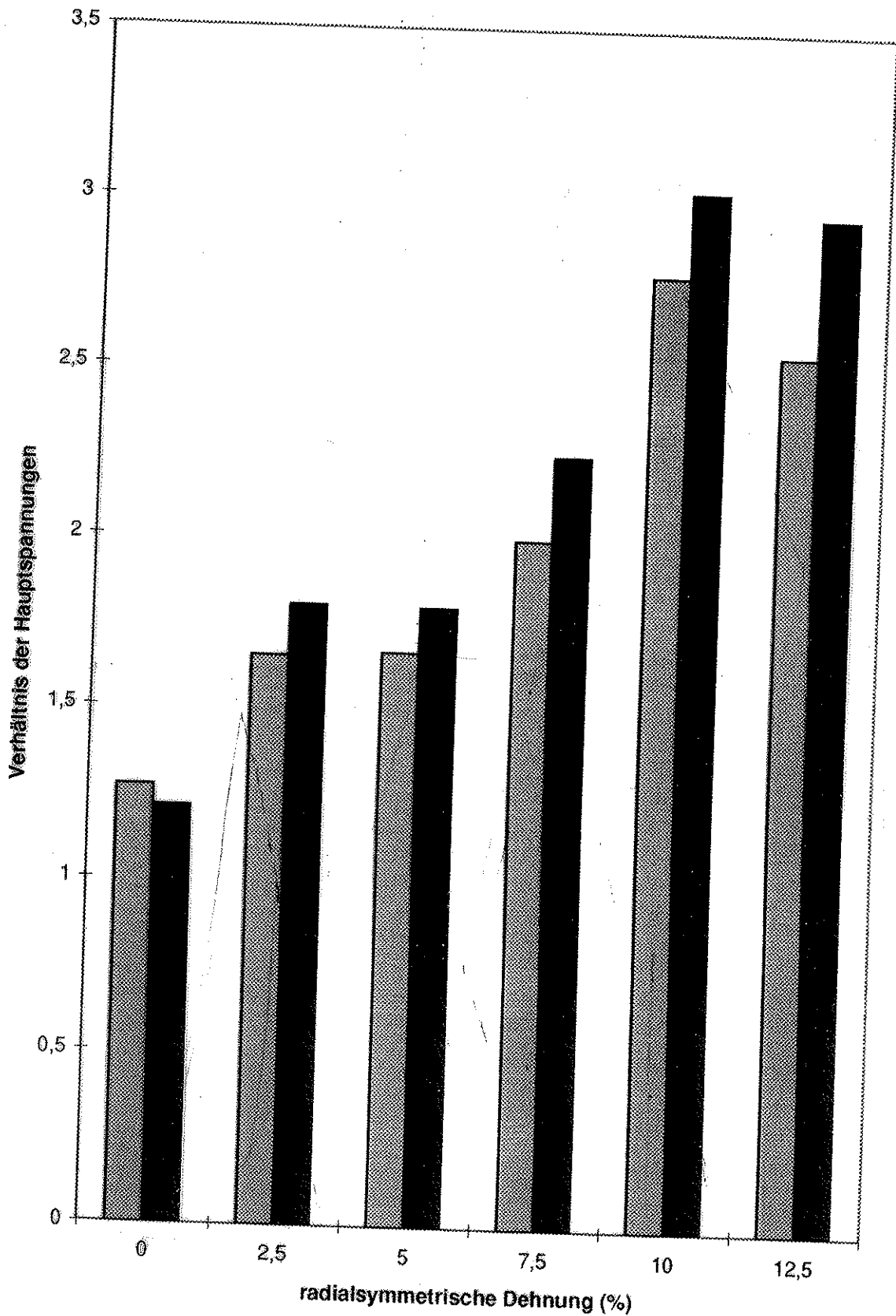
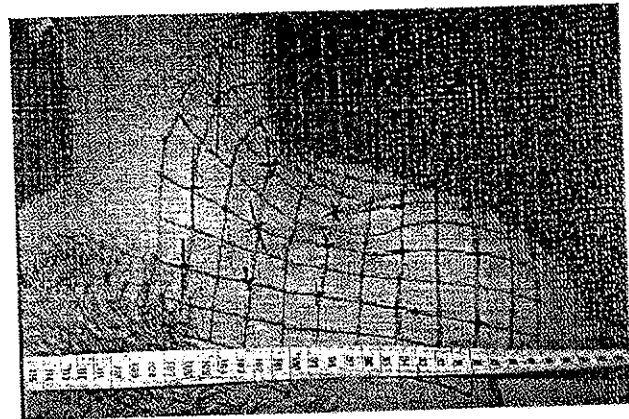
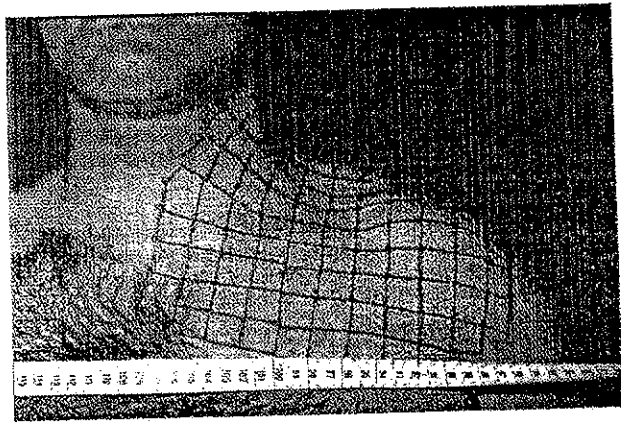


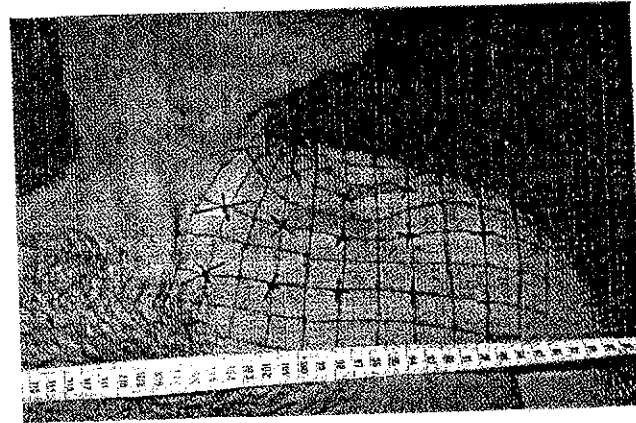
Abbildung 3: Bauchhaut. Verhältnis der maximalen und minimalen Hauptspannung bei radialsymmetrischer Dehnung. Die grauen Balken stellen die Verhältnisse in der Leichenhaut, die schwarzen die der vitalen Haut dar.

nung der bevorzugten Richtung um 200 (9/3), während bei den beiden anderen Fällen die Spannungsträger so verteilt sind, dass keine bevorzugte Richtung mehr wahrgenommen werden kann. Die-



Durchschnittswerte irreführend sind (siehe oben).

Die Verteilung der Spannungsträger in den Mittseitenlinien radial und ulnar



fläche von 30 mm Durchmesser weit nach palmar und dorsal reichen würde. Zusammenfassend kann man sagen, dass die Verteilung der Spannungsträger mit zu-

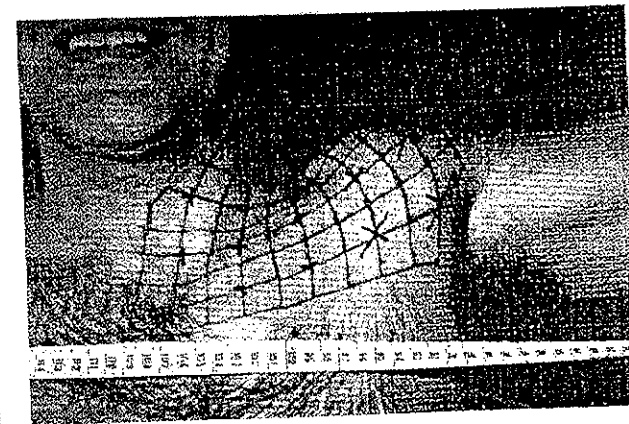


ABB. 8A, B, C, D, E, F: Dehnung der Haut aus der regio pectoralis bei typischen Bewegungen (a: Ruhestellung; b,c,d,e: Bewegung des Kopfes nach ipsilateral, links, oben, unten; f: Heben des Armes). In der Ruhestellung wurde ein Gitternetz eingezeichnet und dessen Verformung bei typischen Bewegungen registriert. Die Koordinaten der Kreuzungspunkte des Gitternetzes wurden digitalisiert, und die Verschiebungen (Verschiebungsvektoren) der einzelnen Punkte bei jeder der typischen Bewegungen durch Bilden der Differenz zum Ruhewert bestimmt. Für jedes „Quadrat“ des Gitternetzes kann aus den Verschiebungen der Eckpunkte die in diesem Areal herrschende Deformation nach einem gängigen mathematischen Verfahren berechnet werden. Mit Hilfe dieses Verfahrens können die Starrkörperbewegungen (Verschiebung und Drehung) absepariert werden und die tatsächliche Deformation (Hauptachsen der maximalen und minimalen Deformation sowie der Winkel der maximalen Hauptachse zur X-Achse eines vorher festgelegten Koordinatensystems) berechnet werden. Die in das Gitternetz eingezeichneten Kreuze stellen die Richtungen der Hauptachsen der Deformation dar, wobei die Längen proportional der Hauptwerte der De-

Skizze für eine nichtradiale (homogene) Deformation

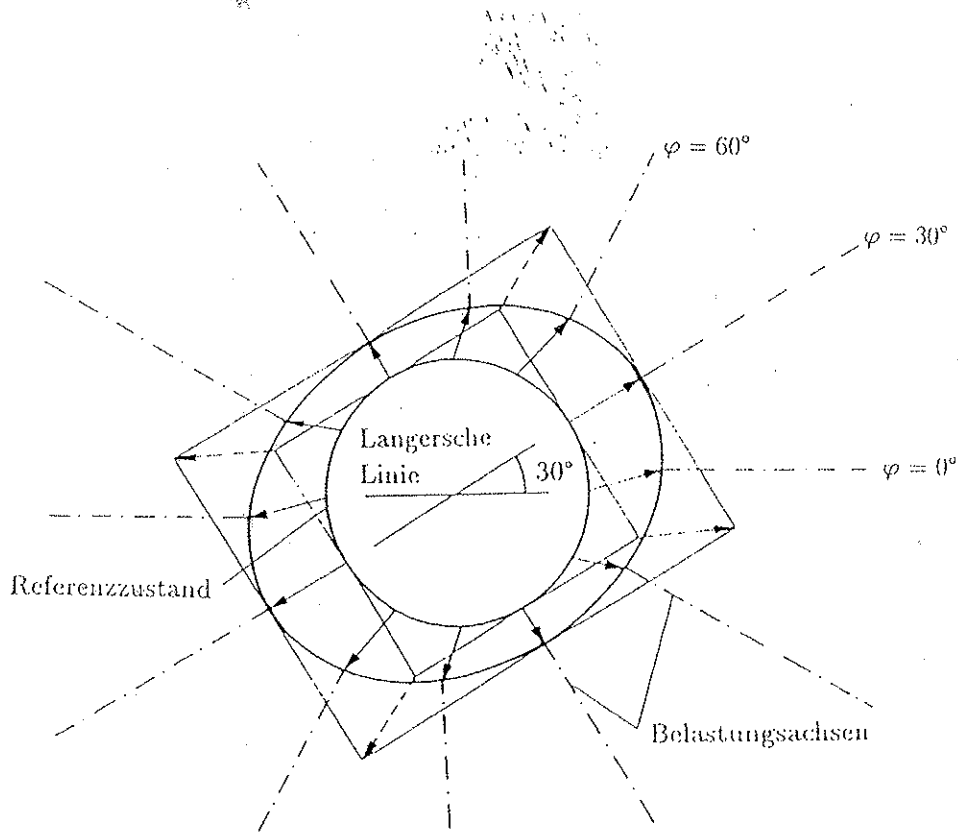


Abb. 7. Schema der Versuchskonfiguration nach dem Aufbringen eines Verzerrungszustandes $\frac{\epsilon_{30^\circ}}{\epsilon_{120^\circ}} = \text{konst.}$

- Die Verschiebungsvektoren folgen Pfaden ~~die~~ \neq der Radialen Richtung.
- Probeneinspannung über Nadelkissen, die "reibungsfrei" drehbar um ihren Mittelpunkt gelagert sind
→ Doppelschneidenlager
- Bad mit Saline zum Ferretthalten des Präparates

BELASTUNGSVORGANG (typischer)

- Einstellen kreisrunder Referenzzustände
~~für~~ mit $\epsilon_{Radial} \approx$ "Toe Region",
"linear Region"
- Bestimmung der Spannung im
Präparat aus den Kraftlesungen
an den 12-Achsen
→ Überbestimmung für Berechnung
der Spannungskomponenten σ_{ij}
(über Zusammenhang $F_i = \sigma_{ij} n_j$)
mit n_j Flächennormalenvektor
des Probenrandes
- Dehnungen über die Schrittmotorsteuerung
(keine Feldmessung an der Probe selbst)

- Inkrementelle Belastungen,
die zu elliptischen Probenumfänger
führen ($a \sim 0^\circ$, $b \sim 90^\circ$) bei $\frac{b}{a} = \text{konst.}$

Zusammenhang $\Delta \sigma_{ij}$ und $\Delta \varepsilon_{kl}$
allgemein:

$$\Delta \sigma_{ij} = C_{ijkl} \Delta \varepsilon_{kl} \quad (\text{Summenkonvention})$$

C_{ijkl} elastische Koeff. nach
Abhängen der Relaxation

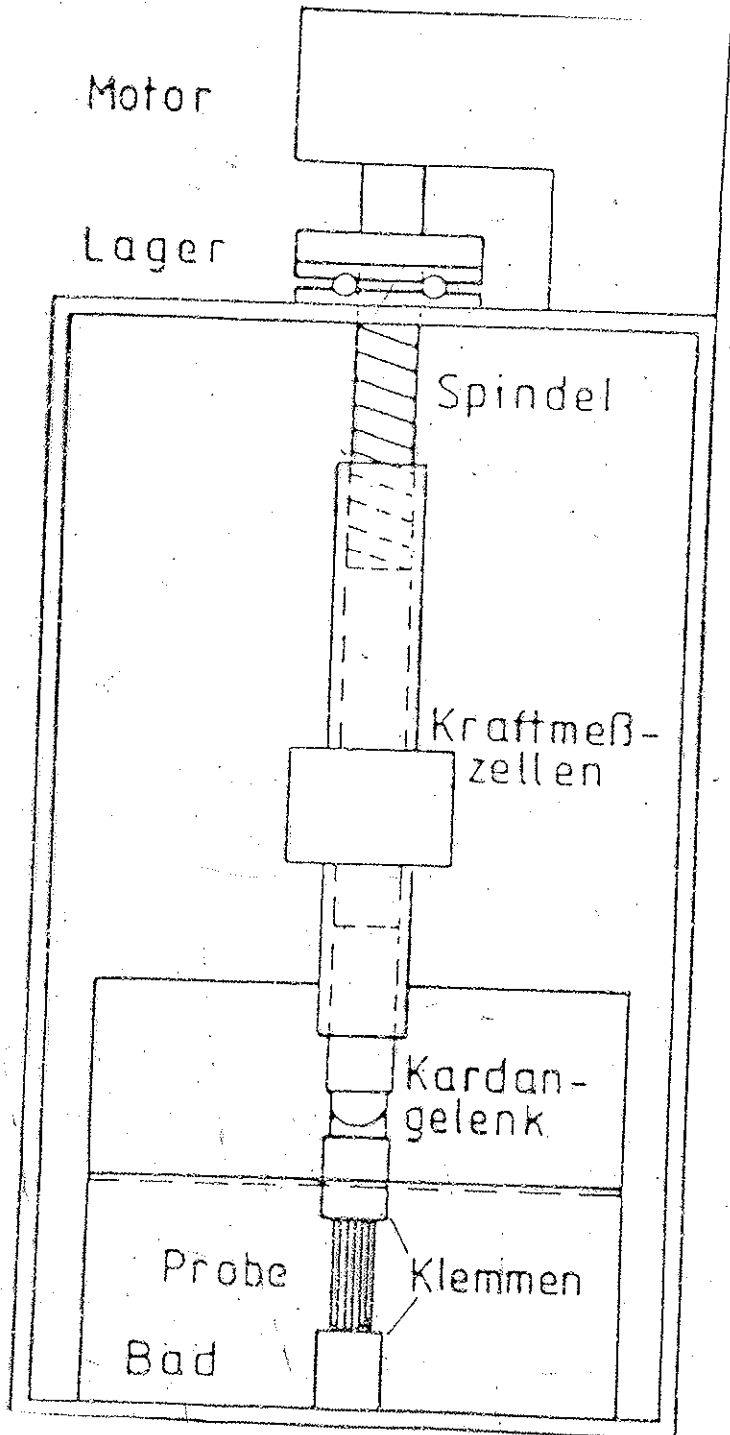
C_{ijkl} dehnungsabhängig
(Referenzzustand ε_r)

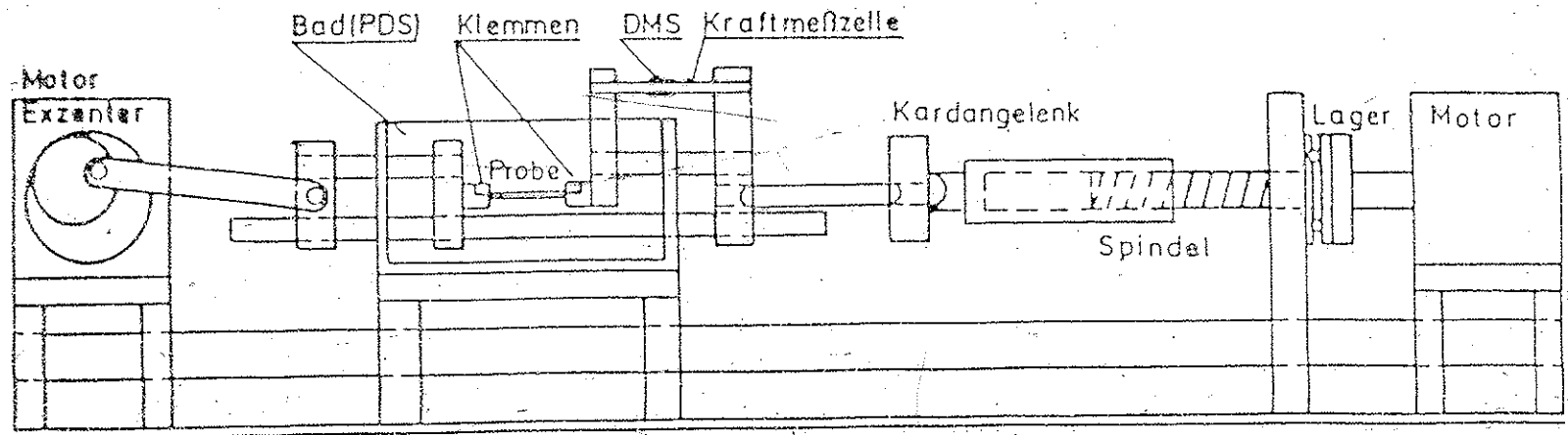
- Nach Rückkehr zum Referenzzustand
(wiederrum nach Relaxation)
elemente Belastung in weitere Richtung
(Staupachse $a \sim 30^\circ$, $b \sim 120^\circ$)

- Genügend Information um
 $C_{ijkl}(\varepsilon_r)$ mittels Ausgl. Rechnung
bestimmen zu können

Versuchseinrichtungen

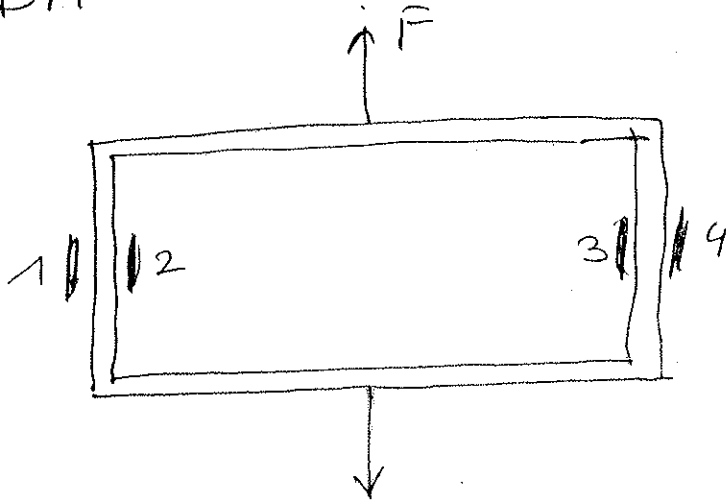
- dehnungsrate vorgeben
→ Spindel, Hydraulik
- Kraft vorgeben
→ Hydraulik
- Kraftmessung
DMS-bestückter Metallrahmen
Piezotechnik
- Wegmessung
induktiv
potentiometrisch
optisch (Feldmessung)
- Einspannung
(weicher Übergang von Metall-
klemmen auf Probe)
- Bad mit Kochsalzlösung





KRAFTMESSUNG

- DMS-bestücktes Rahmen (etwa so):

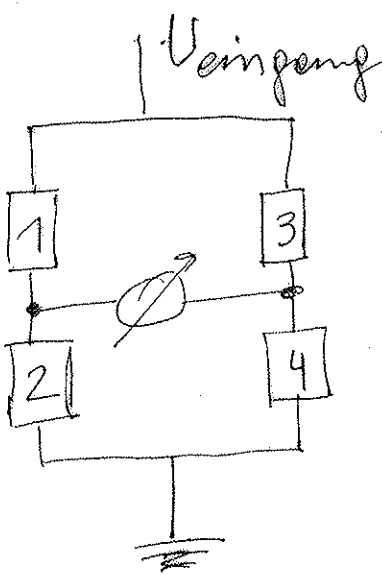


1, 2, 3, 4

DMS zur Bestimmung
der Biegung

→ Eichung → Kraft F

- Wheatstone - Brückenschaltung



Widerstandsänderung

$$1, 4 : R - \Delta R$$

$$2, 3 : R + \Delta R$$

4 aktive Elemente

$$\frac{\Delta R}{R} = k \epsilon$$

"gauge" Faktor k

DEFORMATIONSMESSUNG

- induktiv:

Tauchanker in Spule

→ HBM - Messtechnik $\sim 1\mu$

- potentiometrisch:

Schreibepotentiometer $\sim 10\mu$

- Sech Dehnungsmesser

(DMS - Technik) $\approx 5\mu$

- Optische Verfahren

— Interferometrie $\leq 1\mu$ bis 20μ
(Spiegel)

— Videostreifenmeter $\geq 5\mu$ bis 5000μ

— einfach: Videokamera
mit geeigneten Markierungen
auf der Probe / gegen Maßstab
geeignetes Objektiv $\sim 1\text{mm}$

PROBEN EINSPANNUNG

- nicht zu kräftig \rightarrow Sollbruchstelle
- nicht zu schwach \rightarrow Rutschen in Klemme

\rightarrow also Mittelmaß ?

- Sehnen der Relatormanschette (Kabel) kräftig

\rightarrow gerackte Klemme

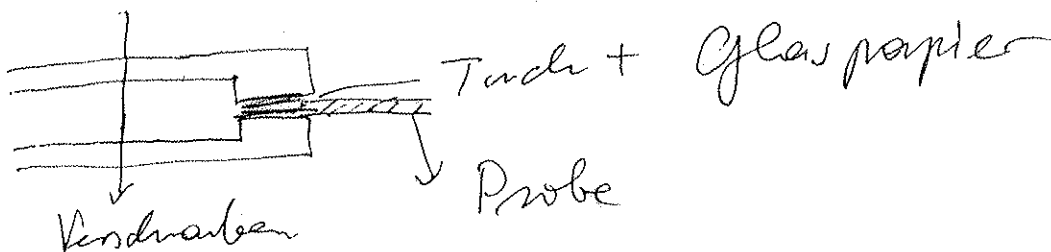
\rightarrow Keyo-Klemme

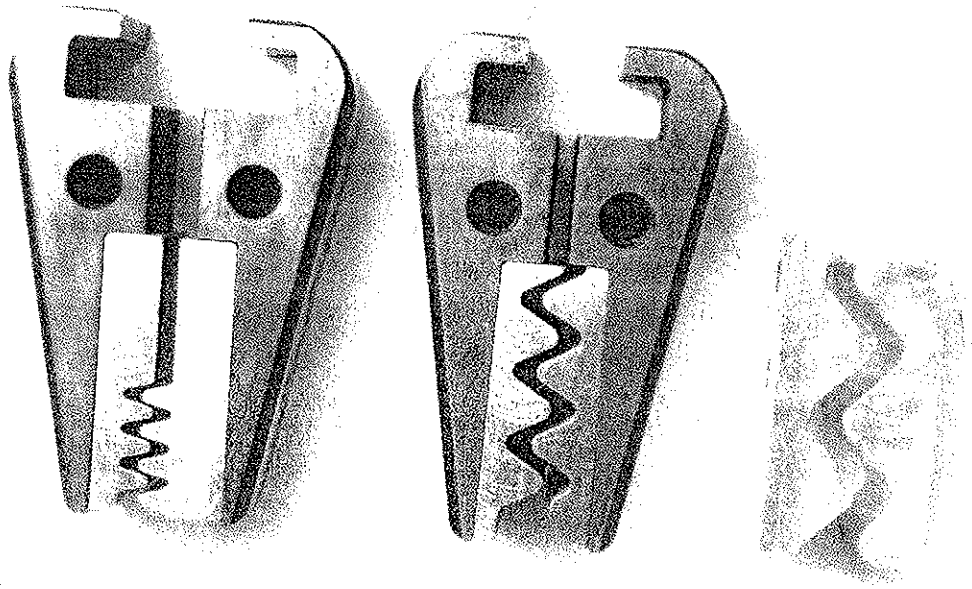
(Einfließen des Einspannbereiches)

- Rattenschwanzseil

$\phi \approx 0.1 \text{ mm} - 1 \text{ mm}$

Mit Tuch und Glaspapier
bestrichene Metallklemme





4

Fig. 4. Isolated tissue grips. Three sets of grip insert teeth are shown. The two sets at the left are pinned into modified Instron wedge action jaws. The insert teeth have sinusoidal shapes and smooth surfaces. The last tooth of each insert is rounded off to reduce stress concentrations. The set at the left was used for the isolated tendons and fascia lata.

Small Muscle Clamp

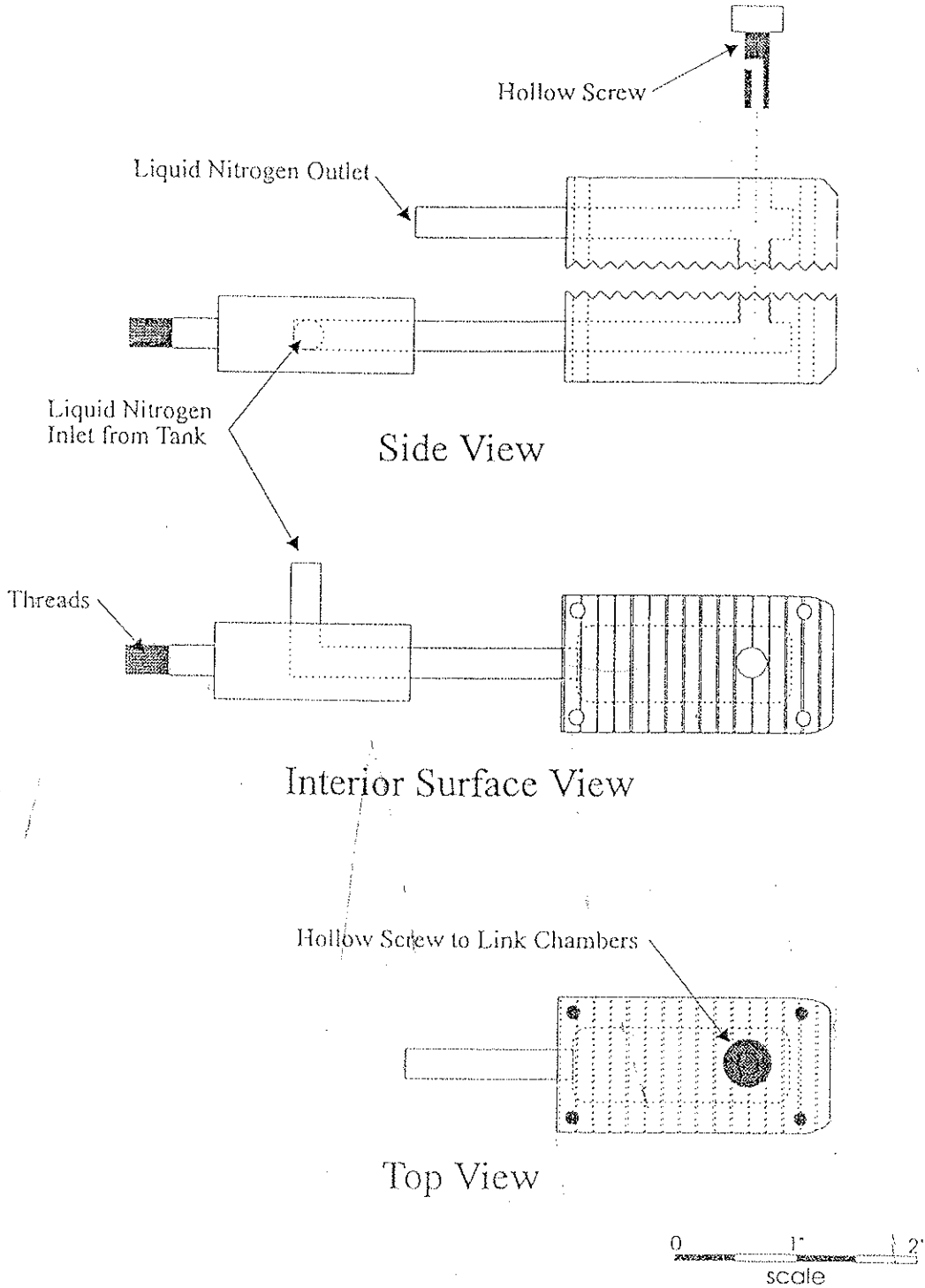


Illustration of the small 'cryo-jaw' clamp currently used in our facility for muscle simulation. The clamps are applied at the musculo-tendinous junctions and serve to link existing tendons to force producing devices. Liquid nitrogen is circulated through both sides of the clamp.

- weitere Lösung
(für Hautproben: Nadelbissan)

→ Abbildung Klemme

→ Abbildung Prüfstand

- Bei Bändern

Einsetzen der beiden
Knochen des

Knochen-Band-Knochen-Präparates

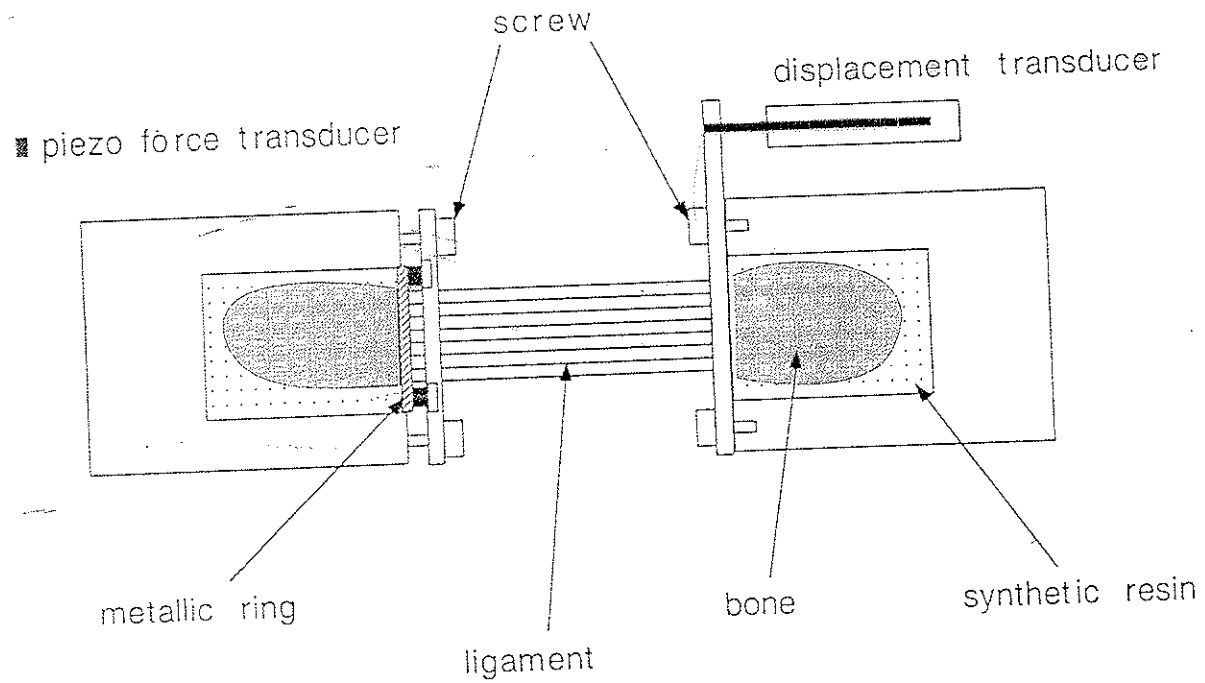


Fig. 2. View of the clamps used. The bone insertions of the ligament were potted in a synthetic resin and were clamped in metallic supports. The forces were directly measured on the ligament. To optimize the contact surfaces for the force measurements, a metallic ring was placed between the synthetic resin and the piezo force transducers.

BESTIMMUNG DER REFERENZ= LÄNGE der Probe

- bei Festkörpern klar
- bei biegsamen Präparaten mit geringer Anfangsstiftigkeit nicht so klar
 - Verlassen des Streubandes abhängig vom Auflösungsvermögen der Lastmeßzelle
 - begleitende mikroskop. Beobachtung (ehra: Verstreichen der Welligkeit)
 - Markieren der Länge vor Entnahme des Präparates
 - in vivo Situation

- ϵ^* bisher nicht möglich;
frei gewählte Grenzdehnung für die Belastungszyklen bzw. für die Relaxationsversuche.

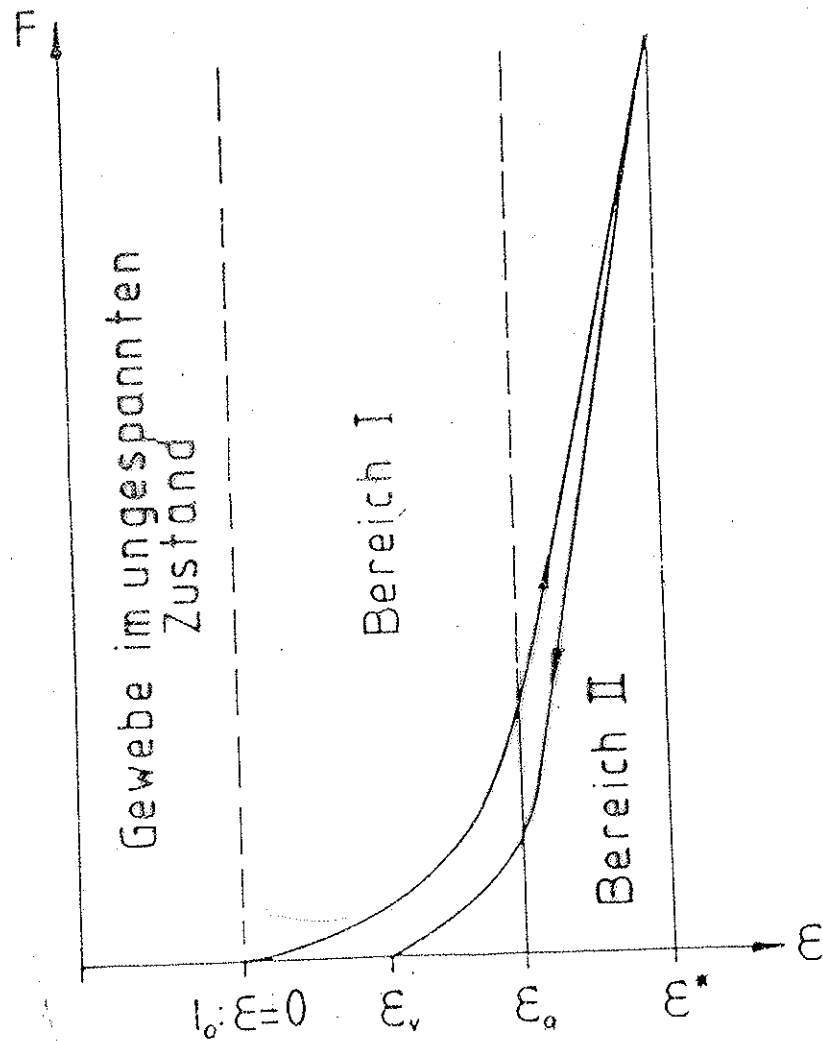


Abb. 4 Typische Arbeitskennlinie eines weichen Gewebes (ein Belastungszyklus)

BESTIMMUNG DER DEHNUNG

- Lagrange: $\frac{\Delta l}{l_0} = \frac{l_1 - l_0}{l_0}$

nicht additiv: $\frac{l_1 - l_0}{l_0} + \frac{l_2 - l_1}{l_1} \neq \frac{l_2 - l_0}{l_0}$

- Euler: $\frac{\Delta l}{l_1} = \frac{l_1 - l_0}{l_1}$

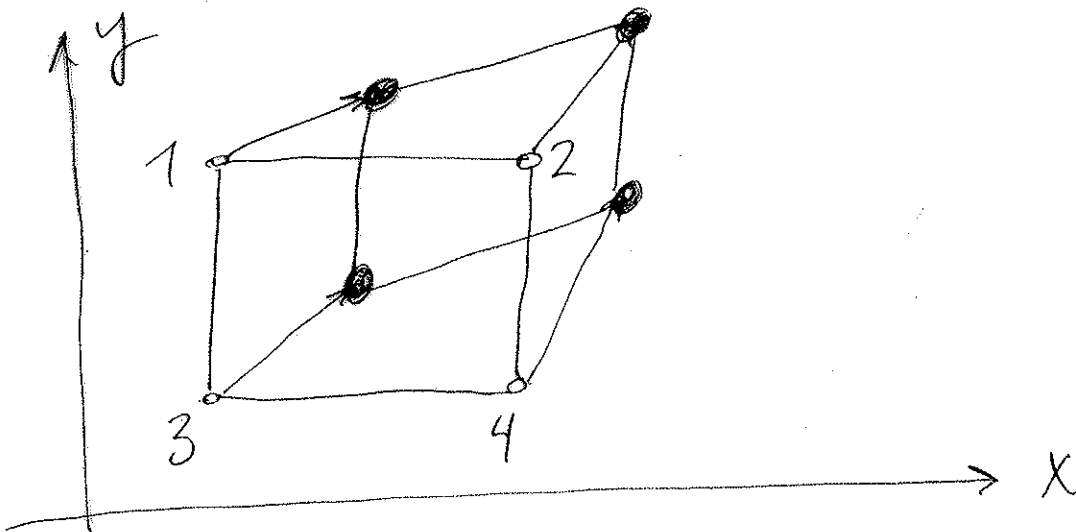
nicht additiv: $\frac{l_1 - l_0}{l_1} + \frac{l_2 - l_1}{l_2} \neq \frac{l_2 - l_0}{l_2}$

- Henley: $\int \frac{dl}{l}$

additiv, da Integrale ~~st~~ additiv

hier: $\int_1^2 dx f(x) + \int_2^3 dx f(x) = \int_1^3 dx f(x)$

im zweiadrisigen Fall bei großer Deformation



○ unverformt

● verformt

Verschiebungen als Funktion von (x, y)

$$v_x = a_x + a_{11}x + a_{12}y + \dots$$

$$v_y = a_y + a_{21}x + a_{22}y + \dots$$

Starrkörperverschiebung: $\begin{bmatrix} a_x \\ a_y \end{bmatrix}$

~~Starrkörper~~ Starrkörperrotation + Dehnung:

$$A = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} \\ a_{21} & a_{22} \end{bmatrix}$$

R-U-Zerlegung von A

R orthogonale Matrix: $R^T = R^{-1}$

U symmetrische Matrix: $U^T = U$

$$A = RU$$

$$A^T A = U^T R^T R U = U^T U = U^2$$

→ Dehnung (symmetrischer Anteil)

→ Rotation (Drehung: antisymmetrischer Anteil)

BESTIMMUNG DER SPANNUNG

- Kraftmessung kein Problem
- Querschnittsdefinition nicht so klar
 - Gewicht der Probe pro Einheitslänge
(feucht Gewicht)
 - Volumen der Probe pro Einheitslänge
(Pyknometer, klar: feucht)
 - Trockengewicht pro Einheitslänge
(wahrscheinlich beste Methode)
 - Trocken volumen pro Einheitslänge
 - Planimeter histolog. Schnitte
 - Schieblehre (elektrisch)
→ Abb.
 - Abbildung aus mehreren Perspektiven

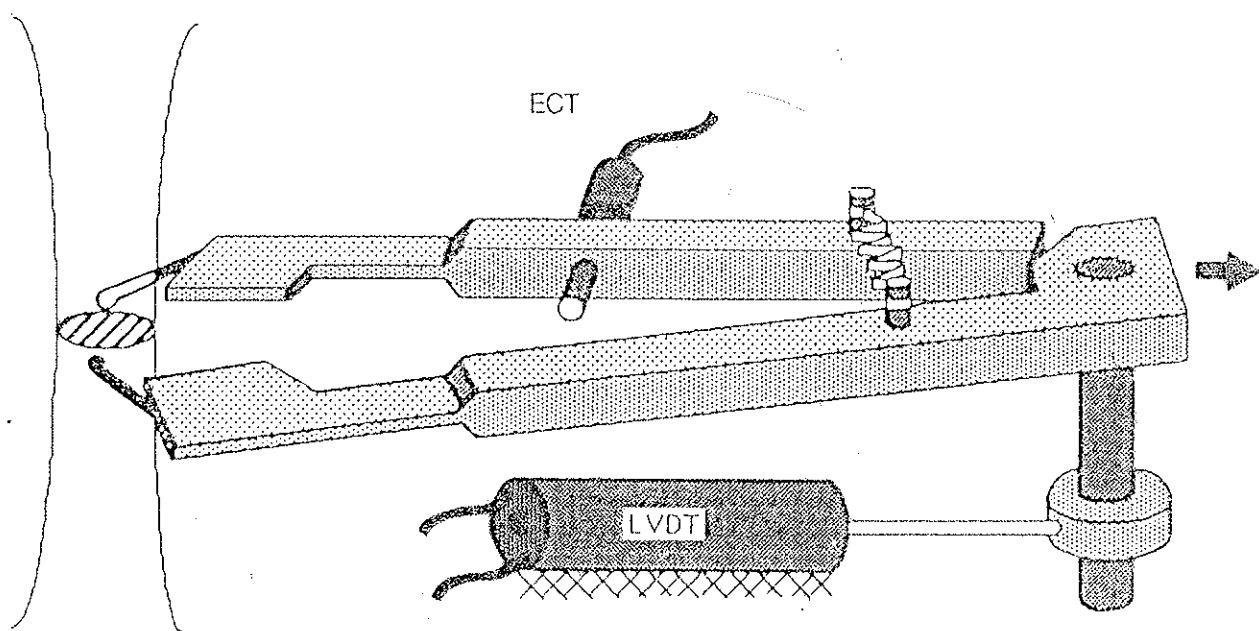
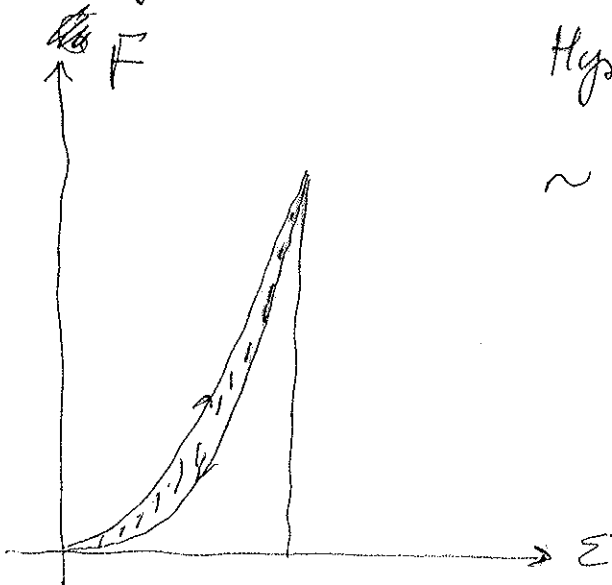


Fig. 1. Schematic representation of TRAC. Caliper is pulled transversely (arrow) with tips tracing the perimeter of a soft tissue specimen. The ECT senses the caliper opening (i.e., thickness). The LVDT senses width with its body stationary and its core moving with the calipers.

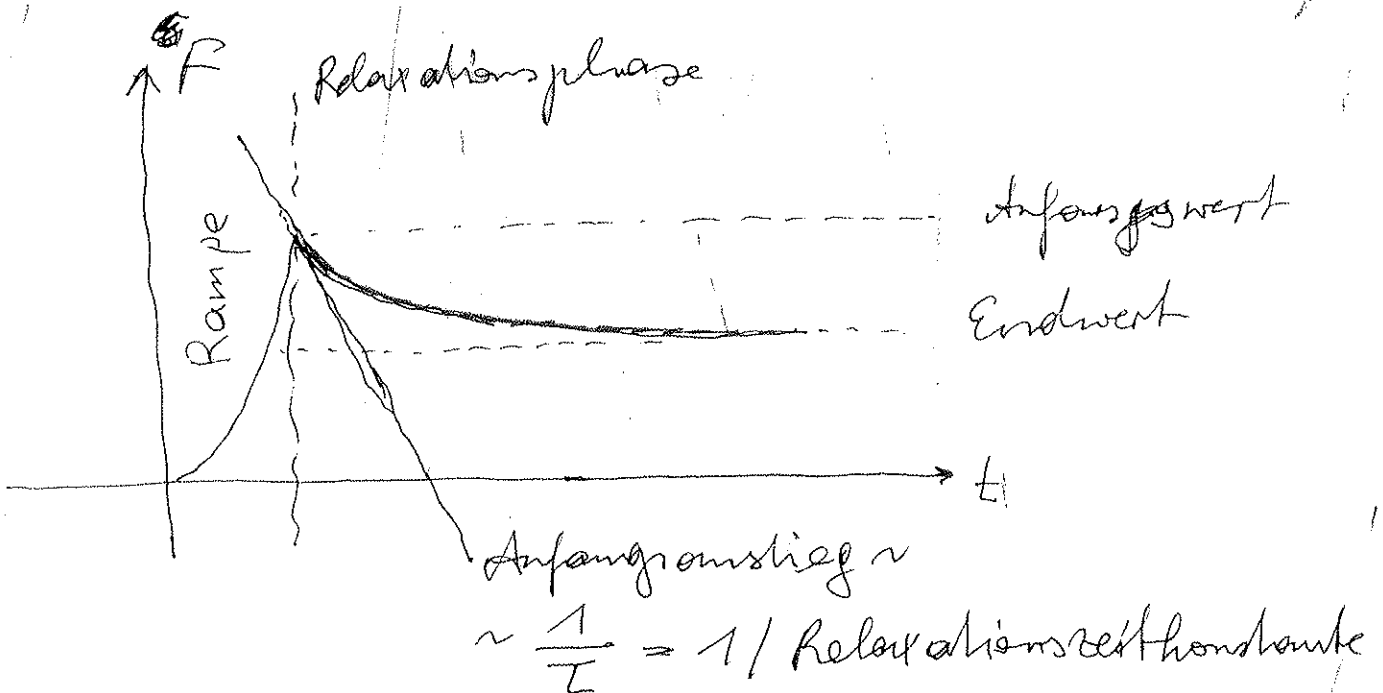
QUERSCHNITTS UNABHÄNGIGE GRÖßEN

- Hysteresis



Hysteresefläche / Gesamtfläche
 \sim dissipierte Energie /
Energie-input

- Relaxationsversuch



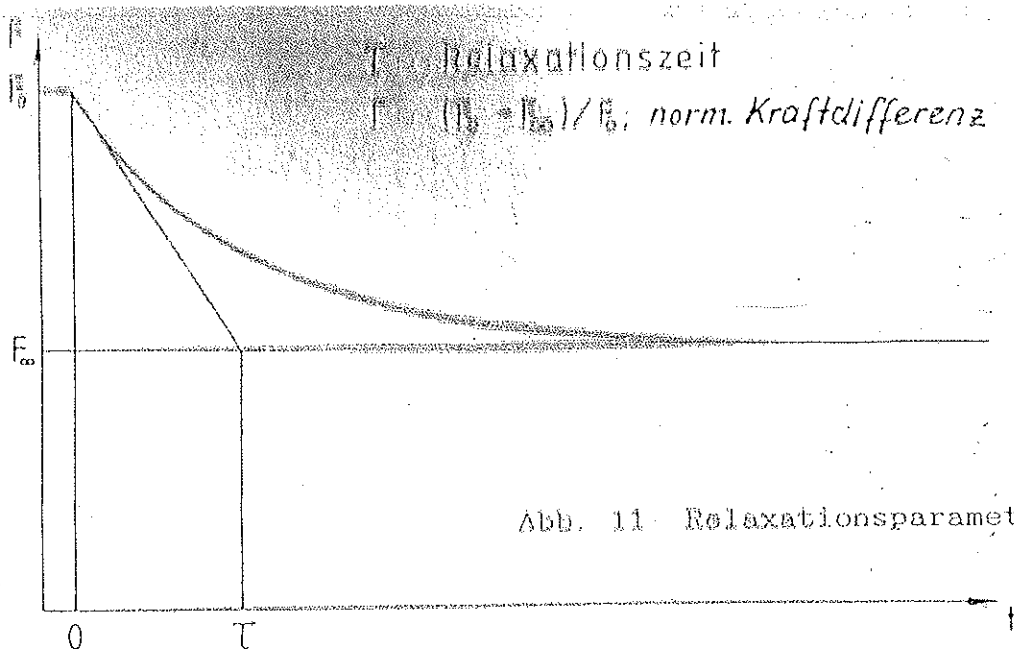


Abb. 11 Relaxationsparameter

- das Ausmaß der Spannungsrelaxation (normiert)

$$\frac{F_0 - F_\infty}{F_0} \quad \left. \begin{array}{l} F_0 \dots \text{Beginn} \\ F_\infty \dots \text{Ende} \end{array} \right\} \text{ der Relaxationsphase}$$

- die Zeitkonstante: τ aus Exponentialgesetz $e^{-\frac{t}{\tau}}$

- das Ausmaß $\frac{F_0 - F_\infty}{F_0}$ ist von der Belastungsrate r der Rampe abhängig

- Zeitkonstante unabhängig von r

Als Beispiel für querschnittsunabhängige Größen:

$$\frac{F_0 - F_\infty}{F_\infty} = \frac{\sigma_0 - \sigma_\infty}{\sigma_0}$$

→ Diagramm: Dupuytren's Kontraktur
~~stark~~ - normales Faserbündel
 - stark betroffenes Faserbündel

Zeitkonstante im Kontrakturstrang
 deutlich erhöht.

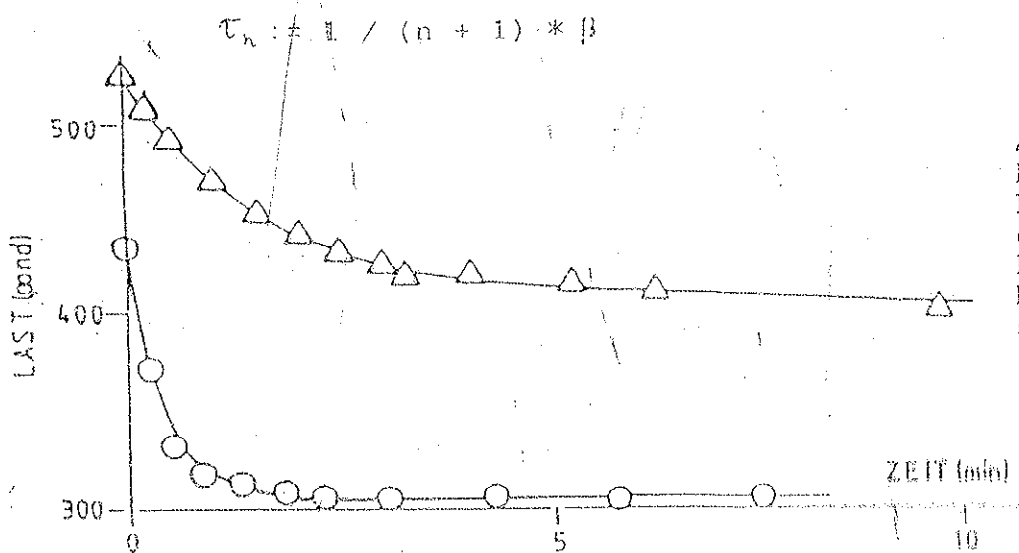


Abb. 12
 Relaxationskurven für eine normale PA und einen Kontrakturstrang