

Aus dem Pathologischen Institut der Westfälischen Landes-Universität Münster  
(Direktor: Prof. Dr. Dr. h. c. H. SIEGMUND).

## Untersuchungen einiger mechanischer Eigenschaften der Haut, insbesondere der Striae cutis distensae.

Von

HANS-GERD WENZEL,  
Assistent am Institut.

Mit 15 Textabbildungen.

(Eingegangen am 18. Mai 1949.)

### Inhalt.

A. Einleitung. — B. Zur Mechanik der nichtstarren Körper. — C. Dermoelastometrie am Lebenden. — I. Untersuchungsmethoden. — II. Ergebnisse. — D. Das mechanische Verhalten der isolierten Haut. — I. Untersuchungsmethoden. — II. Ergebnisse. — E. Eigene Untersuchungen. — I. Methodik. — II. Ergebnisse. — a) Festigkeit, Dehnbarkeit und Elastizitätsmodul. — 1. Allgemeine Beurteilung der Dehnungskurven. — 2. Einfluß der Formalinfixation. — 3. Beziehungen zur Hautstruktur. — 4. Das Verhalten der Haut verschiedener Körperregionen beim Zugversuch. — 5. Das Verhalten der Haut verschiedenen Alters und Geschlechts beim Zugversuch. — 6. Das Verhalten von Stria- und Narbengewebe beim Zugversuch. — b) Elastizitätsuntersuchungen. — c) Das Verhalten bei pulsierender Dauerbelastung. — d) Der Einfluß der Versuchsgeschwindigkeit. — e) Das Verhalten der Nachdehnung beim Zugversuch. — Zusammenfassung. — Literatur.

### A. Einleitung.

In einem Überblick über das Forschungsgebiet, das sich die Erprobung mechanischer Eigenschaften von Körpergeweben zum Ziel setzt, bemerkt RÖSSLE<sup>77</sup> 1930, daß sich dieser Forschungszweig noch in seinen Anfängen befinde. Die Haut betreffend, stellt auch 1938 RUPPELT<sup>78</sup> noch fest, daß „über ihre mechanischen Eigenschaften verhältnismäßig wenig bekannt“ sei. Bis heute sind noch viele Fragen auf diesem Gebiet offen. Die Ursache ist darin zu suchen, daß der Aufbau und die Funktionen aller lebenden Organe, so auch der Haut, gerade durch diese physikalischen Untersuchungsmethoden fast immer mehr oder weniger gestört werden und daher meist entweder die Exaktheit der Untersuchungen oder die Integrität des Objektes zu leiden hat. Von diesen beiden Faktoren hat durchweg nur der eine auf Kosten des andern seine Berücksichtigung finden können. So ist es zu erklären, daß man an das Problem der Hautmechanik von zwei Seiten herantrat: Man versuchte einerseits ohne Zerstörung des natürlichen Organaufbaus — am Lebenden in der Hauptsache — durch wenig eingreifende Methoden etwas über das physikalische Verhalten der Haut auszusagen, ohne zu vergessen, daß „Materialkonstanten im physikalischen Sinne

zu gewinnen, für die Elastometrie am Lebenden völlig ausgeschlossen ist“ — wie SCHADE<sup>81</sup> sagt. Innerhalb bestimmter Grenzen kam man dabei zu durchaus brauchbaren Ergebnissen (SCHMIDT-LA BAUME<sup>89</sup>). Demgegenüber unterwarfen andere Untersucher die aus ihrem physiologischen Zusammenhang herausgelösten Objekte einem physikalisch wesentlich besser erfaßbaren Prüfungsgang und waren in der Lage, physikalisch allgemeingültige Daten zu ermitteln, wobei allerdings „das Verhalten in vivo dahingestellt werden muß“ (TRIEPEL<sup>103</sup>). Beide Methoden haben also ihre Vor- und Nachteile.

Eine kurze Darstellung der physikalischen Grundbegriffe sei dem Überblick über die bisherigen Untersuchungen vorausgeschickt, besonders weil — wie auch TRIEPEL<sup>103</sup> und REDENZ<sup>75</sup> betonen — in sprachgebräuchlicher und wissenschaftlicher Hinsicht bezüglich der Begriffe der Elastizitätslehre erhebliche Unterschiede bestehen, die zum Teil zu Unklarheiten und Mißverständnissen geführt haben (KYRLE<sup>51</sup>, RIEHL<sup>76</sup> RÖSSLE<sup>77</sup>, STERNBERG<sup>94</sup>).

### B. Zur Mechanik der nichtstarren Körper.

(MÜLLER-POUILLET<sup>60</sup>, STEINHAUSEN<sup>93</sup>, WESTPHAL<sup>109</sup>, WÖHLISCH<sup>111</sup>.)

Von den typischen Grundformen der Beanspruchung — Kompression, Zug bzw. Druck (auch Biegung) und Schub — ist für die Haut die auf Zug die wichtigste (SCHMIDT-LA BAUME<sup>89</sup>). Bei der Beanspruchung eines stabförmigen Körpers auf Zug wird die Ausgangslänge  $l$  auf die neue Länge  $l_a$  gebracht und dabei um die Verlängerung  $\lambda$  gedehnt. Die auf die Einheit der Länge bezogene Längenänderung nennt man Dehnung  $\varepsilon = \frac{l_a - l}{l} = \frac{\lambda}{l}$ , wobei  $\varepsilon$  eine unbenannte Zahl ist, deren 100facher Wert die Dehnung in Prozent angibt. Gleichzeitig erfolgt eine Querverkürzung  $\vartheta$ , definiert als das Verhältnis der Differenz  $\delta$  zwischen dem Querdurchmesser nach aufgebrachter Belastung ( $d_a$ ) und dessen Anfangswert ( $d$ ) in Teilen von  $d$ :  $\vartheta = \frac{d_a - d}{d} = \frac{\delta}{d}$ . Das Verhältnis der absoluten Beträge  $\frac{\vartheta}{\varepsilon} = \frac{\text{Querverkürzung}}{\text{Dehnung in Längsrichtung}} = \mu$  kann (innerhalb gewisser Grenzen) als eine Materialkonstante angesehen werden, d. h. es hängt nur von der Beschaffenheit der Stoffe, nicht aber von der Länge, dem Querschnitt oder der Belastung ab. Man nennt  $\mu$  Poissonsche Zahl.

Um die Längenänderung in eine Beziehung zu der einwirkenden Kraft zu bringen, ist der Spannungsbegriff einzuführen. Im natürlichen Zustand sind die die Gestalt des Körpers bestimmenden Kräfte im Gleichgewicht. Jede Änderung der gegenseitigen Lagen der Bausteine durch eine deformierende Kraft, die außen angreift und sich auch im Innern auswirkt, läßt Zwangskräfte auftreten, die den von außen wirkenden Kräften entgegenwirken und ein neues Gleichgewicht herstellen.

Diese Zwangskräfte werden als Spannung bezeichnet und sind wegen des herrschenden Gleichgewichtes gegeben durch die von außen wirkende Kraft. Die Normalspannung ist gleich der Kraft auf die Flächeneinheit, also beim Querschnitt  $q$  und einer Kraft  $K$ :  $\sigma = \frac{K}{q}$ . Zum Vergleich von Spannung und dazugehöriger Dehnung werden die Werte in Diagrammen dargestellt und sog. Dehnungskurven gewonnen, die für verschiedene Körper einen verschiedenen Verlauf haben, wenn auch gewisse allgemeine Züge ihrem Verhalten gemeinsam sind. Steigt die Spannung im gleichen Verhältnis wie die Dehnung, d. h. verläuft die Kurve gerade, so spricht man von Proportionalität. Sie gilt nur bei einzelnen Stoffen und in begrenzten Bereichen. Bilden sich bei Fortnahme der Belastung die Formveränderungen fast vollständig zurück, so spricht man von vollkommener Elastizität. Die für beide Begriffe geltenden Grenzwerte nennt man Proportionalitäts- bzw. Elastizitätsgrenze, die nicht zusammenzufallen brauchen. Die Elastizitätsgrenze ist erreicht, wenn eine bleibende Dehnung den Betrag von 0,001% (Internationale Vorschriften, Brüssel 1906) oder 0,03% (nach Krupp) oder 0,003% (nach Festsetzungen des Materialprüfungsamtes Berlin-Dahlem) überschreitet (MÜLLER-POUILLET<sup>60</sup>). — An diesen ersten Bereich der Dehnungskurven schließt sich ein zweiter mit stark abweichendem Verhalten an, in dem die Dehnung rasch ansteigt — man spricht von Fließen — bei schwächer zunehmender, manchmal sogar abnehmender Spannung. Der Kurvenverlauf ist dementsprechend nicht mehr gerade wie innerhalb der Proportionalitätsgrenze, sondern gekrümmt. In diesem Bereich, von der sog. Streckgrenze an, beginnen bleibende Formveränderungen aufzutreten, die nach Wegnahme der Belastung nicht mehr verschwinden. Fehlt dieser Bereich, nennt man die Stoffe spröde. Bei noch stärkerer Belastung kommt es an einer der stets vorhandenen „Lockerstellen“ zum Zerreißen. Die größte Spannung  $\sigma_B$  nennt man Zerreißspannung,  $\varepsilon_Z$  die Bruchdehnung. Bei einer ganzen Reihe von Stoffen kann von einer Proportionalität zwischen Spannung und Dehnung auch bei kleinen Spannungen nicht mehr gesprochen werden. Diese Stoffe zeigen auch schon bei kleinen Belastungen merklich bleibende Formveränderungen. — Für den Bereich der Proportionalität gilt das Hookesche Gesetz:  $\sigma = \frac{K}{q} = E \cdot \varepsilon = E \cdot \frac{\lambda}{l}$ , in dem  $E$  einen Proportionalitätsfaktor bedeutet, der Hookesche Konstante oder Elastizitätsmodul genannt wird. Der Kehrwert  $1/E$  ist von v. BACH<sup>3</sup> als Dehnungszahl eingeführt worden. Je größer also  $E$  ist, um so geringer ist unter sonst gleichen Bedingungen die Verlängerung, d. h. um so größer ist der elastische Widerstand des Materials. Gummi ist danach weniger elastisch als Stahl (REDENZ<sup>75</sup>). Im Sprachgebrauch wird die Elastizität oft (TRIEPEL<sup>103</sup>) auf die Dehnungszahl bezogen;

danach wäre die Elastizität um so größer, je größer die ausgleichbaren Formveränderungen sind. — Für den ganzen Verlauf der Kurve hat diese Beziehung keine Gültigkeit. Man hat vielmehr nur unendlich kleine Verlängerungen in Rechnung zu setzen, so daß das HOOKESCHE Gesetz in Differentialschreibung lautet:  $E = \frac{l}{\lambda} \cdot \frac{K}{q} = \frac{\sigma}{\varepsilon} \rightarrow E = \frac{d\sigma}{d\varepsilon}$ . In der graphischen Darstellung ist  $E$  durch den Steilheitsgrad der Kurve gegeben und ist gleich dem Tangens des Winkels, den die Tangente an die Kurve mit der Dehnungsachse bildet.

Die Größe der Widerstandsfähigkeit gegen das Zerreißen wird außer durch die Zerreißfestigkeit, d. h. die zum Zerreißen je Quadratzentimeter notwendige Kraft auch durch das Arbeitsvermögen gekennzeichnet. Man versteht darunter die zum Zerreißen für 1 cm Länge und 1 cm<sup>2</sup> Querschnitt notwendige Arbeit. In Diagrammen wird es dargestellt durch die Fläche, welche die Dehnungskurve mit der Dehnungsachse und der von dem Endpunkt auf die Dehnungsachse (Abszisse) gefällte Ordinate einschließt. Für bekannte Kurven ist es gegeben als  $A = \int_0^z \sigma d\varepsilon \text{ kg} \cdot \text{cm}$ . Es wurde von WÖHLISCH<sup>111</sup> auch in die Biologie eingeführt. Das Verhältnis Arbeitsvermögensfläche: Rechteck aus den maximalen Ordinaten (Rißpunkt) wird als Völligkeitsgrad bezeichnet (WÖHLISCH<sup>111</sup>).

Ein hinreichend einfaches, für alle Körper und den ganzen Belastungsbereich von Null bis zur Bruchlast gültiges Gesetz zu finden, muß als ausgeschlossen betrachtet werden (MÜLLER-POUILLET<sup>60</sup>). Die Beziehungen zwischen Spannung und Dehnung sind nämlich in Wirklichkeit noch komplizierter als es bisher dargestellt wurde, und zwar wegen einer Reihe von Erscheinungen, für die eine ausreichende Theorie bisher noch nicht gegeben wurde, die deshalb hier nur eine einfache Beschreibung finden sollen. Sie treten zum Teil infolge innerer Reibung auf (MÜLLER-POUILLET<sup>60</sup>) und werden als elastische Nachwirkung, Hysteresis, Ermüdung und Zeitabhängigkeit der Formveränderungen bezeichnet.

Elastische Nachwirkung: Genaue Beobachtungen zeigen, daß sich im Augenblick der Belastung nicht eine volle dazugehörige Dehnung ausbildet, sondern daß die Formveränderung mit der Zeit stets noch eine mehr oder weniger große Nachdehnung erfährt. Bei der Entlastung ist es ganz entsprechend. Auch bei verhältnismäßig kleinen Formveränderungen ist immer nur ein Teil von diesen momentan elastisch, verschwindet also mit der Belastung, der Rest verliert sich erst nach einer gewissen Zeit.

Unter Hysteresis faßt man die mit dem Auftreten bleibender Formveränderungen verbundenen Erscheinungen zusammen. Belastet man einen nicht vollkommen elastischen Körper bis zu irgendeinem Punkt und entlastet dann wieder, so verläuft die Entlastungskurve nicht entsprechend der Belastungskurve zum Nullpunkt zurück, sondern erreicht die Dehnungsachse in einem vom Nullpunkt mehr oder weniger weit entfernten Punkt, der unmittelbar die bleibende Dehnung angibt (vgl. später Abb. 9, S. 689). Die von beiden Kurven und der Dehnungsachse eingeschlossene Fläche stellt den Arbeitsverlust dar; die Arbeit ist zum Teil durch innere Reibung in Wärme überführt worden. Belastet man jetzt

wieder bis zu der zuerst erreichten Spannung, so nimmt die Dehnungskurve nochmal einen anderen Verlauf, so daß „Hysteresisschleifen“ entstehen, die den bei der magnetischen Hysteresis bekannten ähnlich sind.

**Ermüdung:** Bei wiederholten Be- und Entlastungen ist festzustellen, daß die Festigkeit auf die Dauer geringer ist, daß aber immer nur eine teilweise Ermüdung eintritt, also eine hinreichend kleine Last, wenn sie beliebig oft aufgebracht wird, nicht zum Bruch führt. Der Einfluß auf die Proportionalitätsgrenze und Streckgrenze ist der, daß, wenn ein Körper einer Belastung unterworfen wird, die größer als die ursprüngliche Proportionalitätsgrenze ist und darauf entlastet wird, bei neuerlicher Belastung diese Grenze höher liegen kann als zuvor. Durch Wiederholung kann diese Grenze bis über die ursprüngliche Streckgrenze gesteigert werden. Bei noch höherer Belastung sinkt die Proportionalitätsgrenze jedoch erheblich, oft bis auf Null, und hebt sich in der darauf folgenden Ruhe auf den ursprünglichen Wert. Bei vorsichtiger Steigerung kann auch die Streckgrenze gehoben werden. Hieraus ergibt sich, daß den Begriffen Festigkeit, Streckgrenze usw. keineswegs eine absolute Bedeutung zukommt, sondern daß diese Werte von den Belastungszuständen abhängen, denen der Stoff vorher ausgesetzt war.

Die Zeitabhängigkeit der Formveränderungen kommt dadurch zum Ausdruck, daß sich für verschiedene Geschwindigkeiten der Be- und Entlastung jeweils verschiedene Dehnungskurven ergeben. Die Dehnung für eine bestimmte Spannung ist um so kleiner, mit je größerer Geschwindigkeit die betreffende Formveränderung hervorgerufen wurde.

Als letzter Begriff muß noch die Härte besprochen werden, unter der man allgemein den Widerstand versteht, den ein Körper dem Eindringen eines andern entgegensetzt. Auf diesem Begriff basieren fast alle klinischen dermoelastometrischen Methoden. Zur Bestimmung verwendet man heute — wie früher schon die mineralische Härteskala — Vergleichsverfahren, in erster Linie die BRINELLsche Kugeldruckprobe, da eine allgemeine, absolute Bestimmung auf manche Schwierigkeiten stößt (MÜLLER-POUILLET<sup>60</sup>). Gesetze der Eindringungserscheinungen sind bis jetzt nur für besonders einfache Formen des Testkörpers und des zu untersuchenden Materials abgeleitet worden. Die notwendigen Voraussetzungen sind bei Untersuchungen menschlicher Gewebe nicht erfüllbar. Außerdem hängt der Widerstand nicht nur von den elastischen Kräften, sondern auch von der Spannung ab, unter der das Material steht. Bei der Prüfung auf Dehnungselastizität ist es leicht, beide Faktoren getrennt zu betrachten, da die Spannung sich unmittelbar aus der Belastung ergibt. Durch die Spannung ist aber das elastische Verhalten noch nicht hinreichend charakterisiert, sondern erst durch den Elastizitätsmodul, der der Differentialquotient der Spannung nach der relativen Dehnung ist. Bei der Eindringungselastizität fällt diese Ableitungsmöglichkeit fort, da die Spannung im allgemeinen unbekannt ist (STEINHAUSEN<sup>93</sup>). Außer diesen physikalischen Einschränkungen kommt als erschwerendes Moment hinzu, daß das organische Material weder homogen noch isotrop ist, die Haut z. B. zur Berücksichtigung ihrer einzelnen Bestandteile und deren Verteilung zwingt.

Die mechanischen Eigenschaften sind temperaturabhängig, wie auch für menschliche Gewebe mehrfach nachgewiesen wurde (MEYER und FERRI<sup>59</sup>, WÖHLISCH<sup>112, 114</sup>). Für die molekulare Deutung der elastischen Eigenschaften ist die Thermoelastik von großer Wichtigkeit, wie noch darzustellen sein wird.

## C. Dermoelastometrie am Lebenden.

### I. Untersuchungsmethoden.

Bei elastometrischen Untersuchungen am Lebenden wurde fast ausschließlich versucht, etwas über die Eindringungselastizität oder „Resistenz“ (GILDEMEISTER<sup>25</sup>) auszusagen. Für den Wert dieser Untersuchungen im physikalischen Sinne gilt das oben (S. 658) Gesagte, in klinischer Hinsicht sind jedoch ohne Frage manche Erfolge zu verzeichnen.

Die ersten Messungen der „Hautelastizität“ gehen auf SCHADE<sup>81</sup> 1912 zurück, der ein von ihm selbst erfundenes und 1926 (SCHADE<sup>82</sup>) verbessertes Elastometer verwandte. Das Prinzip ist eine instrumentelle Reproduktion der Palpation, indem ein Taster mit der Grundfläche von 25 mm<sup>2</sup> durch ein konstantes Gewicht von 50 g (in besonderen Fällen mehr oder weniger) gegen die Haut gedrückt wird. Man liest nach 15 sec, 1 und 2 min an einer Skala die jeweilige Eindrucktiefe ab. Nach genau 2 min wird das Gewicht entfernt und wieder nach den bestimmten Zeiten der Tasterstand bestimmt, so daß die gesamte Messung 4 min dauert. Um den Taster ist ein ringförmiger zweiter Kontrolltaster angebracht, der Mitverschiebungen des Hautniveaus in der Umgebung der Prüfstelle angibt. Bei der Auswertung spricht SCHADE von vollkommener Elastizität, wenn 2 min nach Entlastung der Ausgangsstand wieder erreicht ist. Eine Restdeformation wird mit der Gesamtdeformation verglichen und das Verhältnis als Elastizitätsverlust (EV) bezeichnet. In der Nähe des Nullpunktes sind die Messungen ungenau; SCHADE spricht von einem „Unsicherheitsbereich der Messungen“ und läßt als tatsächliche Elastizitätsverluste nur Werte über 10% gelten. Wenn sich nach Be- bzw. Entlastung nicht sofort der Endwert einstellt, also nach 15 sec noch nicht die Werte von 1 und 2 min abzulesen sind, nennt SCHADE das „Fließen“, und erkennt dieser Erscheinung eine wesentliche diagnostische Bedeutung, besonders bei starkem Flüssigkeitsgehalt der Haut, zu. SCHADE schließt aus den Ergebnissen schlechthin auf den „Kolloidzustand der Gewebe“ und betont, nur bei „Eukolloidität“ sei ein normales Funktionieren gewährleistet; Abweichungen des Kolloidzustandes von der Norm bedingten auch Änderungen des physikalischen Verhaltens, das in flüssigen Systemen durch die Viskosität, in festen durch die Elastizität, Härte und Festigkeit gegeben sei. „Hiermit gibt SCHADE in der Erkenntnis der

Schwierigkeit der Normierung des Begriffes „Eindringungselastizität“ einen Weg an, der vor allem an der Haut . . . zu vergleichenden Messungen herangezogen werden kann“ (SCHMIDT-LA BAUME<sup>89</sup>). Seine Versuche, außer der „Restitutionselelastizität“ — wie er es nannte — auch die Festigkeit und Härte zu bestimmen, haben natürlich keinen Erfolg gehabt, wie auch SCHMIDT-LA BAUME feststellte.

Es ist eine ganze Anzahl prinzipiell gleich arbeitender Geräte zur Prüfung der Eindringungselastizität, besonders von Muskeln, angegeben worden, die zum großen Teil auch an der Haut verwandt wurden, so von EXNER und TANDLER ein Federsklerometer, ebenso von WERTHEIM-SALOMONSON, NOYONS und v. UEXKÜLL; NOYONS konstruierte daneben, wie auch MANGOLD, ein Gewichtssklerometer (STEINHAUSEN<sup>93</sup>), SCHULTE<sup>90</sup> einen Hautspannungsprüfer. KOJIMA<sup>46</sup> arbeitete an der Haut mit einem modifizierten SCHIÖTZschen Tonometer. KANE-SAKU<sup>39</sup> gebrauchte als Taster einen Metallstab, der elektromagnetisch gegen die Haut bewegt wird. Auch BERLINER<sup>6</sup> verwandte einen im Prinzip ähnlichen „Gewebsdruckprüfer“, ebenso zieht KÜLS<sup>49</sup> Rückschlüsse aus der Fähigkeit der Haut, eine Delle auszugleichen. — Bei einer anderen Gruppe von Prüfgeräten, die auf das ballistische Sklerometer von NOYONS zurückgehen (s. STEINHAUSEN<sup>93</sup>), wird die Stoßzeit eines Hammers, der kurzdauernd gegen das Objekt schlägt, als Kriterium benutzt. Vorteilhaft ist dabei, daß die Nachdehnung ausgeschaltet ist (GILDEMEISTER und HOFFMANN<sup>25</sup>). Eine nähere Beschreibung geben DITTLER<sup>21</sup> und STEINHAUSEN<sup>93</sup>. SCHMIDT-LA BAUME bemerkt hierzu, die Versuchsanordnungen seien sehr kompliziert, die Ergebnisse nicht einheitlich. Bei der Untersuchung der Eindringungselastizität haben sie keine weitere Klärung gebracht.

PAFFRATH und RIECKE<sup>67</sup> machten ihre Beobachtungen mit Hilfe eines „Hautturgormessers“, der die Druckkraft, die zur Bildung einer Hautfalte nötig ist, mißt. Physikalisch sind die Vorgänge dabei schwer zu übersehen, so daß auch hier darauf hingewiesen wird, daß man „die einzelnen physikalischen Eigenschaften der Haut, wie Elastizität, Festigkeit und Härte, nicht getrennt erfassen kann, sondern nur den Turgor als ganzen bestimmt“. JOCHIMS<sup>37</sup> Hautwiderstandsmesser beruht auf dem gleichen Prinzip.

## II. Ergebnisse.

Ausgedehnte Untersuchungen führte SCHMIDT-LA BAUME<sup>87, 88, 89</sup> mit dem Elastometer nach SCHADE und dem Hautspannungsprüfer nach SCHULTE durch. Der Einfluß der Hautspannung wurde durch Messungen an der intakten und chirurgisch durch Zirkulärsehnitt entspannten Haut am Kaninchen untersucht und festgestellt, daß, wenn die normale Haut keinen Elastizitätsverlust zeigt, auch an der entspannten die von SCHADE gesetzte Grenze von 10% nicht überschritten wird. Der Hautwiderstand (gegeben durch die Einsinktiefen) nahm dabei ab, wie auch GILDEMEISTER und HOFFMANN<sup>25</sup> fanden. — Exstirpierte menschliche Haut, die bei 37° in Ringerlösung aufbewahrt wurde, zeigte zwei größere Steigerungen des Elastizitätsverlustes, 3 Std und 56 Std nach der Operation. Die Elastizitätsverluste erreichten Werte, die niemals am Lebenden beobachtet wurden. SCHMIDT-LA BAUME zieht den Schluß, daß elastische Reaktionen an den Zustand des Lebens gebunden sind. — Die Unterlage der Prüfstelle soll

auf den Elastizitätsverlust fast keinen Einfluß haben: Man untersuchte bei verschiedener Muskelspannung und verglich außerdem die Elastizitätswerte der Haut über der Tibiakante mit denen der Wadenhaut. MANGOLD<sup>55</sup> kam zu demselben Ergebnis. Die Einsinktiefe war allerdings verschieden: Der Hautwiderstand wurde bei Muskelkontraktionen größer als bei Totenstarre, bei dieser größer als unter gewöhnlichen Bedingungen gefunden.

Von größter Bedeutung scheinen Änderungen des Flüssigkeitsgehaltes der Haut, die durch die verschiedensten Umstände bedingt sein können, für das elastische Verhalten zu sein. Nach Angaben von SCHMIDT-LA BAUME ist der Füllungszustand der terminalen Strombahn direkt nicht so wichtig wie der davon abhängige hydrostatische Druck des zugehörigen Gewebes. Untersuchungen mit dem ballistischen Elastometer nach GILDEMEISTER (DITTLER<sup>21</sup>), die GILDEMEISTER und HOFFMANN<sup>25</sup> durchführten, zeigten bei venöser Stauung einen Anstieg der „Resistenz“ auf das Doppelte. Bei Blutleere sank sie — in kleinerem Ausmaß — ab. Eine in beiden Fällen zu beobachtende Latenzzeit soll beweisen, daß es sich nicht um eine Messung des Capillarblutdrucks handelte. GILDEMEISTER und HOFFMANN sind der Meinung, daß die Resistenz „in erster Linie von dem hydrostatischen Druck der Zwischenzellflüssigkeit, in zweiter von der Beschaffenheit, insbesondere der Steifheit und Spannung der obersten Schicht abhängt“. Entsprechende Versuche von SCHMIDT-LA BAUME ergaben ebenfalls — wenn auch geringere — Änderungen der Einsinktiefe; die Elastizitätsänderungen lagen im „Unsicherheitsbereich der Messungen“. SCHMIDT-LA BAUME führt das darauf zurück, daß die Versuchszeiten zu kurz waren und sich deshalb keine Änderung des Gewebsflüssigkeitsspiegels einstellen konnte. — Bei Erythemen soll ein vorhandener Elastizitätsverlust oft geringer werden, wie auch VUORI und SALMI<sup>106</sup> feststellten. Diese Autoren halten außer der Schwellung der Bindegewebsfasern bei zunehmender Acidität des Gewebes auch die Blutfülle selbst für verantwortlich.

Bei kalten Bädern von 5–8° C zeigte sich eine Abnahme der Elastizität bis zum Eintritt der reaktiven Hyperämie, in der der ursprüngliche elastische Zustand wieder erreicht wurde, wie auch von THIELE<sup>101</sup> angegeben worden ist. THIELE glaubt dieses Verhalten dadurch erklären zu können, daß die Kolloide durch Abkühlung dem Ausfällungszustand genähert werden, daß diese „Kältegelosen“ aber reversibel sind. — Heiße Bäder ließen umgekehrt Elastizitätsverluste die vorhanden waren, geringer werden, bis die reaktive Hyperämie eintrat. 25 min nach dem Bad war die Elastizität deutlich gehoben (SCHMIDT-LA BAUME<sup>88</sup>). Die Einsinktiefe des Tasters war dabei kleiner. Bezirke, die in der Nähe des gebadeten Körperteils lagen — die distalen Teile der Extremitäten wurden gebadet —, ließen eine leichte Erhöhung des Elastizitätsverlustes erkennen, die sich später wieder allmählich ausglich, eine Tatsache, die auf Flüssigkeitsverschiebungen zurückgeführt wurde. Auch bei plötzlichem Fieber, bei dem es noch nicht zu einem Flüssigkeitsverlust durch die Schweißsekretion gekommen war, sah SCHMIDT-LA BAUME eine starke Verringerung des Elastizitätsverlustes. STOPCZANSKI<sup>95</sup> bestätigt auf Grund eigener Versuche dieses Verhalten der Haut bei Temperaturänderungen. KELLER<sup>42</sup> stellte nach längerer (halbstündiger) Erwärmung im Heizkasten eine Elastizitätsminderung um das 3–5fache fest, die er durch die starke Transsudation erklärt. — Gleichzeitige histologische und elastometrische Untersuchungen führte MEMMESHEIMER<sup>58</sup> an mit Amorskin, einem parasympathicomimetischen (BICKEL<sup>11</sup>) Kosmetikum, massierter Haut durch. Er fand histologisch eine Gefäßerweiterung, Quellung des Bindegewebes und leichte Durchfeuchtung der Epidermis, elastometrisch eine Abnahme vorhandener Elastizitätsverluste, die 3 Wochen nach 6wöchiger Behandlung ihre alte Höhe wieder erreichten. — Für ödematöse Haut werden übereinstimmend hohe Elastizitätsverluste angegeben: KELLER<sup>42</sup> stellte sie an



kollateralen Ödemen bei Arthritis fest, SCHMIDT-LA BAUME<sup>89</sup> an renalen Ödemen, KELLER auch an makroskopisch ödemfreier Haut, an der früher renale oder kardiale Ödeme sichtbar gewesen waren. SODEMAN und BURCH<sup>92</sup> fanden, daß sich in diesen Fällen die Elastizität im Laufe der Zeit wieder heben kann. — Der Einfluß der Flüssigkeitsaufnahme ließ sich bei Kindern, die relativ mehr Flüssigkeit aufnehmen als Erwachsene, deutlich verfolgen: SCHMIDT-LA BAUME sah regelmäßig nach dem Essen eine geringe Elastizitätsabnahme. Die nach eintägigem Hungern bei Kindern auftretenden Verluste der Elastizität erklären VUORI und SALMI<sup>106</sup> auch durch Flüssigkeitsansammlung in der Haut.

Über das Verhalten der Haut während der Schwangerschaft sagt ANSELM<sup>1</sup>, daß sich die Nahrungsaufnahme deutlich im Sinne einer Elastizitätsabnahme auswirke. — In den ersten Monaten traten elastometrisch kontrollierbare Ödeme auf, deren Maximum im 3. Monat lag (GUTHMANN<sup>28</sup>), die regionär nicht verschieden waren (ANSELM), im 3. Monat nach GUTHMANN ihre stärkste Ausprägung am Handgelenk, an der Schulter und am Oberschenkel hatten. Bis zum 6. Monat hob sich die Elastizität wieder, um bis zum Ende der Schwangerschaft erneut geringer zu werden. Die Autoren führen das erste Auftreten auf die Umstellung des innersekretorischen Systems und die Belastung des Kalium-Calcium-Haushaltes zurück, das zweite auf die fetale Ossifikation. DECTO<sup>20</sup> sah nur in  $\frac{1}{3}$  der Fälle einen Elastizitätsverlust am Arm, fast immer an den Beinen, bei pathologischen Schwangerschaften auch an den Armen häufiger, bei Albuminurie fast konstant.

Die für verschiedene Lebensalter typischen Besonderheiten bezieht SCHMIDT-LA BAUME<sup>88</sup> auch auf den jeweils verschiedenen Flüssigkeitsspiegel: Er fand, daß die flüssigkeitsreiche Haut des Säuglings normalerweise stets vollkommen elastisch war und ein deutliches „Fließen“ zeigte. Bei Kindern traten geringe, unter der „Norm“ von 10% der Erwachsenen liegende Elastizitätsverluste auf. Im Alter war das auf größeren Flüssigkeitsgehalt zurückgeführte Fließen nicht mehr erkennbar, da die Altershaut trockener geworden war. Der Elastizitätsverlust alter Häute betrug nach seinen Angaben nur 10%. Ähnliche Werte werden auch von MURTFELD<sup>61</sup>, STOPCZANSKI<sup>95</sup> und HÄBLER und POTT<sup>30</sup> angegeben. Die beiden letzteren Autoren fanden wie auch SCHMIDT-LA BAUME den Hautwiderstand erhöht. RÜSSEL<sup>77</sup> hält diese damals (1930) zum Teil schon vorliegenden Ergebnisse der Elastizitätsmessung für überraschend und beweisend dafür, daß „eben nicht die Elastizität, sondern etwas anderes gemessen wird“ und meint, alle klinische und pathologische Erfahrung spräche dagegen, daß die Elastizität im Alter nicht vermindert sei. — Von anderer Seite werden auch für die Altershaut höhere Elastizitätsverluste angegeben, so unter anderem von BETTMANN<sup>7</sup> im Durchschnitt 47%, und von KOJIMA<sup>46</sup>, der gleichzeitig feststellte, daß die Haut in verschiedenen Lebensaltern unter einer verschiedenen Spannung steht, deren Maximum im 20.—30. Jahr zu suchen sei. — Eine Erklärung für diese unterschiedlichen Beobachtungen ist nicht gegeben worden.

Über die Wirkung verschiedener Medikamente auf die Elastizität der Haut berichtet SCHMIDT-LA BAUME eingehend. Hier sei nur erwähnt, daß quellungsfördernde Substanzen bei Applikation in Form von Umschlägen im allgemeinen die Elastizität herabsetzten, entquellende sie dagegen steigern konnten. Im Modellversuch an mit entsprechenden Lösungen überschichteten Gelatineplatten war diese Wirkung ebenfalls erkennbar. — Bei Urticaria erwies sich Calcium als ein Mittel, das vorhandene Elastizitätsverluste auszugleichen in der Lage ist.

Die Untersuchungsergebnisse bei asthenischen Individuen sind nicht einheitlich: Während KELLER<sup>42</sup> angibt, er habe bei andern Symptomen des STILLERschen Komplexes an der Haut stets vollkommene Elastizität gefunden, beschreiben KLUGE<sup>44</sup> bei Frauen mit Descensus vaginae, DECTO<sup>20</sup> regelmäßig bei Prolaps

und BETTMANN<sup>7</sup> bei Haltungsverfall hohe Elastizitätsverluste. Bei orthopädischen Erkrankungen fand BETTMANN hohe Verluste bei älteren Patienten mit Plattfüßen, während jüngere, bei denen einwandfrei Überlastungsmomente mitspielten, nur Verluste an der oberen Grenze der Norm hatten. Bei progredienten Skoliosen lag der Elastizitätsverlust im Durchschnitt bei 41%, bei nicht progredienten bei 9,5%. Eine Bindegewebsschwäche scheint danach doch elastometrisch faßbar zu sein.

Von Allgemeinerkrankungen, die das mechanische Verhalten der Haut beeinflussen, werden von GUTHMANN und ERB<sup>29</sup> Carcinome des weiblichen Genitale, von BETTMANN<sup>7</sup> ein Magencarcinom, das mit schwerer Kachexie einherging, und von PAFFRATH und RIECKE<sup>68</sup> die akuten und chronischen Ernährungsstörungen der Säuglinge genannt. Den Einfluß von Abkühlungen, psychischer Anspannung, Ermüdung, Hunger oder auch einer durchwachten Nacht beschreibt SCHADE. TRENDTEL<sup>102</sup> stellte bei Kindern nach längerem Ferienaufenthalt an der See eine stärkere „Gewebsfüllung“ und günstige Wirkung auf die Elastizität fest. — Im normalen und Medinalschlaf soll nach VUORI und SALMI<sup>106</sup> die Elastizität abnehmen.

Spezielle Hautaffektionen wurden von SCHMIDT-LA BAUME<sup>89</sup> und MURTFELD<sup>61</sup> untersucht. Atrophische Narben, deren Verhalten im Hinblick auf eigene, später dargestellte Versuche besonders interessiert, ergaben bei Hydroa vaccini-forme einen großen Elastizitätsverlust und einen im Vergleich mit der umgebenden gesunden Haut vergrößerten Widerstand. Auch bei Striae distensae nach Typhus war ein erheblicher Elastizitätsverlust festzustellen, der Hautwiderstand war in diesem Fall deutlich geringer als der der Umgebung.

Zum Schluß seien noch die Untersuchungen von SODEMAN und BURCH<sup>92</sup> erwähnt, über die — leider ohne nähere Angaben der Methodik — ein Referat berichtet: Sie haben danach am Lebenden die Haut verschiedener Körperteile in der Längsrichtung mit konstanter Belastung gedehnt und eine unterschiedliche Dehnbarkeit gefunden, die in der Reihenfolge Bauch—Handrücken—Volarfläche des Unterarms—Fußrücken—Schienbeingegend abnahm.

Bemerkenswerte Versuche zur Feststellung des Reibungswiderstandes der Haut führte RUPPELT<sup>78</sup> durch. In diesem Zusammenhang soll nicht weiter auf sie eingegangen werden.

Die hier dargestellten Ergebnisse zeigen, daß die Elastometrie am Lebenden ohne Frage in der Lage ist, etwas über den elastischen Zustand der Haut auszusagen. In manchen Fällen scheinen sogar Rückschlüsse auf den Funktionszustand des Gesamtorganismus möglich zu sein, wie auch CROSTI<sup>19</sup> glaubt. Mit vollem Recht stellt aber schon RÖSSLE<sup>77</sup> die Frage, „was nun da eigentlich gemessen wird“, und meint, man solle für die Befunde lieber rein beschreibende als physikalische Ausdrücke gebrauchen. SCHMIDT-LA BAUME bemerkt in seiner ersten Mitteilung: „Der klinisch bisher verwendete Gesamtbegriff der Elastizität stellt nicht den exakt physikalischen Begriff dar, . . . sondern einen Komplex verschiedenster Faktoren, die zum Teil auch physikalisch noch nicht ganz geklärt sind im Gegensatz zu dem völlig festgelegten Elastizitätsmodul und seinem reziproken Gegenwert, dem Elastizitätskoeffizienten“. Eine physikalisch einwandfreie Erfassung aller Momente ist von dieser Methodik niemals zu erwarten. Außerdem kommt noch hinzu, daß — wie SCHMIDT-LA BAUME sagt — die

verschiedenen Komponenten des „Turgor“ nicht zu übersehen sind, daß der elastische Widerstand der Haut und des Unterhautzellgewebes auf einer Summe von Resistenzen beruht (RÖSSLER<sup>77</sup>), zu deren Analyse die Elastometrie am Lebenden bisher nur mit allgemeinen Feststellungen wie der, daß ein Zuviel oder Zuwenig an Flüssigkeit im Gewebe, oder eine „Bindegewebsschwäche“ allein, oder eine Spannungs- oder Temperaturänderung für die „Elastizität“ von Bedeutung sei, beitragen konnte. Über die wirklichen Beziehungen zwischen bestimmten mechanischen Verhaltensweisen und ebenso bestimmten chemisch-physikalischen Zustandsformen und -änderungen der einzelnen Bauelemente der Haut und Unterhaut, die allein grundlegend für eine exakte Mechanik der Gesamthaut sein können, haben Untersuchungen dieser Art keine Auskunft gegeben.

#### D. Das mechanische Verhalten der isolierten Haut.

Dem Nachteil, Objekte, die ihres natürlichen Zusammenhanges beraubt sind, vor sich zu haben, stehen zwei Vorteile gegenüber: Einmal ist es möglich, alle Organbestandteile für sich zu untersuchen und so ihre Beiträge zu der Festigkeit, Elastizität usw. des Gesamtorgans zu bestimmen, zum andern kann man unter Anwendung der allgemein in der Physik üblichen Methoden die genannten festumrissenen Materialkonstanten ermitteln.

#### I. Untersuchungsmethoden.

Die einfachste Methode zur Untersuchung des Verhaltens bei Zugbeanspruchung besteht darin, daß man an Gewebestreifen mit überall gleichem, bekannten Querschnitt und bekannter Länge Gewichte verschiedener Größe hängt und die jeweiligen Dimensionsänderungen bestimmt, wie es zuerst von LANGER<sup>52</sup> u. a. durchgeführt wurde. Genauer arbeiten Prüfgeräte, die den in der Technik gebräuchlichen Zerreißmaschinen nachgebildet sind. Man kann mit ihrer Hilfe das Probestück einer kontinuierlich wachsenden Belastung aussetzen, die, ebenso wie die zugehörige Verlängerung, direkt auf Skalen abgelesen oder durch eine Schreibvorrichtung in Form von Dehnungskurven graphisch dargestellt wird. Über die in der Biologie gebräuchlichen Apparate berichten DITTLER<sup>21</sup> und STEINHAUSEN<sup>93</sup>. Die spezielle Methodik richtet sich nach dem Zweck der Untersuchung. Aus der bei fortlaufend wachsender Belastung bis zur Bruchgrenze gewonnenen Dehnungskurve ergibt sich z. B. die Festigkeit, Dehnbarkeit und der Elastizitätsmodul. Das Verhalten bei Belastung bis zu einer bestimmten Höhe und nachfolgender Entlastung gibt Auskunft über vollkommene bzw. unvollkommene Elastizität, bleibende Dehnung, Arbeitsverlust usw. Um die immer auftretende elastische Nachwirkung mit in Rechnung setzen zu

können, ist es notwendig, genaue Angaben über die Beanspruchungszeit oder die Belastungsgeschwindigkeit zu machen, wie WÖHLISCH<sup>111</sup> schon betonte. Untersuchungen, die diesen Forderungen nicht entsprechen, sind nur begrenzt zu verwerten. Der Vorschlag DITTLERS<sup>21</sup>, in bestimmten Fällen abzuwarten, bis die Nachdehnung unmerklich geworden ist, kann auf Grund eigener Untersuchungsergebnisse (vgl. später S. 696) nicht mehr als annehmbar bezeichnet werden.

## II. Ergebnisse.

Eine Übersicht über die Untersuchungen der mechanischen Eigenschaften einer Reihe im Zusammenhang mit der Haut wichtiger Objekte und der Haut selbst zeigt folgendes:

Die nicht geformten Gewebsanteile scheinen in mechanischer Hinsicht mindestens eine zweifache Bedeutung zu haben, einmal für die Elastizität (v. THANHOFFER<sup>100</sup>), zum andern als Substanzlieferanten für die die Festigkeit bedingenden, vorwiegend faserig-strukturierten Elemente (SCHMIDT<sup>86</sup>, PFEIFFER<sup>71</sup>). Nach mikromanipulatorischen Untersuchungen von v. THANHOFFER<sup>100</sup> sind die Zellen des Stratum spinosum der Haut in Richtung der Tonofibrillen resistent, nicht dehnbar. Senkrecht dazu fehlt die Resistenz fast ganz, die Dehnbarkeit ist sehr groß. SCHMIDT<sup>86</sup> gibt für die Tonofibrillen der Wirbeltierepidermis ein entsprechendes Verhalten an: Er fand ebenfalls eine Zugfestigkeit, nicht aber eine Knickfestigkeit, die für eine große Dehnbarkeit in Längsrichtung gesprochen hätte. — Die Epidermis als ganze hat nach Untersuchungen, die WÖHLISCH, DU MESNIL DE ROCHEMONT und GERSCHLER<sup>111</sup> mit einer dem BLIXschen Muskel-indicator (DITTLER<sup>21</sup>) nachgebildeten Apparatur durchführten, eine Reißfestigkeit von 810 kg/cm<sup>2</sup>, die im Vergleich mit anderem Material des menschlichen Körpers als groß bezeichnet werden muß. Die Dehnbarkeit wird mit 29%, der Elastizitätsmodul mit 40 kg/mm<sup>2</sup> (maximal) angegeben. Nach einer Beanspruchung von  $\frac{3}{4}$  der mittleren Reißspannung erwies sich die Epidermis als unvollkommen elastisch, die bleibende Dehnung betrug 55% der Gesamtverlängerung (= 11% der Ausgangslänge).

An isolierten elastischen Fasern des Lig. nuchae bestimmte REDENZ<sup>75</sup> die Dehnbarkeit und fand maximale Dehnungen von 100—140%, wobei die Dehnung bis 50% vollkommen, die bis 100% fast vollkommen elastisch war. Bei Biegung war der Widerstand entsprechend gering, die Fasern knickten ein, platteten sich ab und schnellten wieder zurück, — ein Verhalten, das nur mit dem von Gummi zu vergleichen war. Die für die Formveränderungen nötigen Belastungen konnten bei diesen Arbeiten mit dem Mikromanipulator nicht bestimmt werden. REDENZ schließt aber mit Recht, daß der Elastizitätsmodul bei der Größe der Dehnungszahl klein sein muß. — Diese Ergebnisse sprechen gegen die früheren Ansichten, daß die Dehnbarkeit der elastischen Fasern gering (RÖSSLE<sup>77</sup>, RIEHL<sup>76</sup>, STERNBERG<sup>94</sup>, KYRLE<sup>51</sup>, PINKUS<sup>72</sup>), der Modul dagegen groß (RANKE<sup>73</sup>) sei und daß sie eine wesentliche Festigkeitsfunktion hätten (KUNDRAT<sup>50</sup>). — Für das ganze elastische Band wird eine Dehnbarkeit von etwa 130% (TRIEPEL<sup>103</sup>) bzw. 150% (WÖHLISCH und Mitarbeiter<sup>111</sup>) angegeben. Die Reißfestigkeit erwies sich als verhältnismäßig gering und soll nach TRIEPEL 13,2 kg/cm<sup>2</sup>, nach WÖHLISCH 25 (12—42) kg/cm<sup>2</sup> betragen. Der Elastizitätsmodul hat wegen des besonders anfangs gegen die Spannungsachse konkaven Verlaufs der Dehnungskurve keinen konstanten Wert, sondern steigt mit der Verlängerung von durchschnittlich 0,04 auf 0,64 kg/mm<sup>2</sup> (WÖHLISCH und Mitarbeiter). Eine

vollkommene Elastizität wurde nach einer Belastung von  $\frac{3}{4}$  der mittleren Reißspannung nicht festgestellt. Es blieb eine Dehnung von 19,4% der Gesamtverlängerung (= 39% der Ausgangslänge) zurück.

Nach v. FREY und REIN<sup>24</sup> sollen Formveränderungen der kollagenen Faserbündel der Haut durch gleitende, gegenseitige Verschiebungen und Änderungen der Gitterwinkel ihres Bausystems, im allgemeinen aber nicht durch Dehnung zustande kommen. Der Elastizitätsmodul soll größer als der der elastischen Fasern sein. Für die Sehne berechnete TRIEPEL nach Untersuchungsergebnissen von WERTHEIM<sup>108</sup> die Reißdehnung auf 5%, seine eigenen Untersuchungen ergaben 4,2%, die von WÖHLISCH und Mitarbeiter 8%. Die Reißfestigkeit betrug 500 kg/cm<sup>2</sup> (TRIEPEL) bzw. 668 kg/cm<sup>2</sup> (WERTHEIM) bzw. 450 kg/cm<sup>2</sup> (WÖHLISCH). Den Elastizitätsmodul gibt WÖHLISCH mit durchschnittlich 28 kg/mm<sup>2</sup> zu Beginn der Dehnung, mit 69 kg/mm<sup>2</sup> maximal an. Eine elastische Vollkommenheit wurde auch hier nach einer Belastung von  $\frac{3}{4}$  der mittleren Reißspannung nicht beobachtet; die Restdeformation betrug 67% der Gesamtverlängerung (= 8,4% der Ausgangslänge).

Auf andere für die genannten Gewebe von WÖHLISCH und Mitarbeitern bestimmte Konstanten soll im Rahmen dieser Arbeit nicht weiter eingegangen werden.

Über das Verhalten der Gesamthaut bei Zugbeanspruchungen berichtet LANGER<sup>52</sup>, daß Dehnungen bis 125% unterhalb der Reißgrenze liegen können. Die Dehnbarkeit soll eine deutliche Abhängigkeit vom Verlauf der Spaltlinien zeigen und nicht an allen Körperteilen gleich sein (vgl. später S. 674). Die Haut war bei seinen Versuchen im Augenblick der Entlastung nicht vollkommen elastisch, erreichte aber über Nacht die Ausgangslänge wieder. (Die Belastungen des Einheitsquerschnitts sind nicht angegeben.) — Genauere Untersuchungen (WÖHLISCH und Mitarbeiter<sup>111</sup>) ergaben bei 16 Versuchen eine durchschnittliche Reißdehnung von 29 (25–45%), eine Reißspannung von 180 (30–220) kg/cm<sup>2</sup>. Der Elastizitätsmodul stieg von 2,5 (0,6–4,5) kg/mm<sup>2</sup> zu Beginn der Beanspruchung auf 8,8 (0,8–8,8) kg/mm<sup>2</sup> maximal. Das Corium allein hatte einen kleineren maximalen Modul von 4,3 kg/mm<sup>2</sup> und eine geringere Festigkeit von 100 (30–100) kg/cm<sup>2</sup>. Die Dehnbarkeit war mit 29% genau so groß wie die der Gesamthaut und der Epidermis allein. Nach einer Belastung in Höhe von  $\frac{3}{4}$  der mittleren Reißspannung blieb eine Restdeformation von 60% der Gesamtverlängerung (= 33% der Ausgangslänge) zurück. Der Arbeitsverlust, die Dehnbarkeit und die Restdeformation waren bei einer zweiten Dehnung geringer als bei der ersten, eine Tatsache, die auch an der isolierten Epidermis festgestellt wurde.

Zur Frage der Ursachen des Verlaufs der Dehnungskurven, die eine anfangs gegen die Dehnungsachse konvexe Krümmung aufweisen, die der Ausdruck des Ansteigens des Modul ist, und später — bei größeren Belastungen — einen etwa gradlinigen Verlauf zeigen (vgl. später die eigenen Dehnungskurven), sei hier nur erwähnt, daß der während des Versuchs sich ändernde Quellsdruck und Flüssigkeitsgehalt des Materials wahrscheinlich eine erhebliche Rolle spielt (WÖHLISCH und DU MESNIL DE ROCHEMONT<sup>115</sup>, WÖHLISCH, DU MESNIL DE ROCHEMONT und GERSCHLER<sup>112, 113</sup>). Auch die bei allen wasserreichen Geweben unter den genannten Bedingungen beobachtete elastische Unvollkommenheit soll Flüssigkeitsverschiebungen zur Ursache haben (WÖHLISCH und Mitarbeiter).

Hinsichtlich der molekularen Deutung der elastischen Vorgänge wird auf die Darstellung von WÖHLISCH<sup>117</sup> verwiesen, in der er eingehend die Unterschiede zwischen der sog. „kautschukartigen Hochelastizität“ und der gewöhnlichen Normelastizität darlegt. Die erstere besitzen — außer Kautschuk unter bestimmten Bedingungen — eine Reihe anorganischer (z. B. elastischer Schwefel) und

organischer (z. B. Buna) Substanzen; besonders rein wurde sie am elastischen Gewebe beobachtet. Auch die Muskulatur und das Kollagen II (thermisch geschrumpft Kollagen) sind hochelastisch. Diese Materialien zeichnen sich durch thermoelastische Anomalie aus, d. h. sie verkürzen sich bei Erwärmung in der Faserrichtung und dehnen sich senkrecht dazu aus. Hier wird der elastische Widerstand — ähnlich wie bei Gasen — auf molekulare Bewegungen, und zwar auf ein thermisches Desorientierungsbestreben der durch die Dehnung in der Dehnungsrichtung orientierten Moleküle bezogen. WÖHLISCH weist auf den Gültigkeitsbereich der atomdynamischen Auffassung der kautschukartigen Elastizität hin und legt die Grundlagen seiner schon 1926 erstmalig kurz formulierten statistisch-kinetischen Theorie dar, nach der der elastische Widerstand „ein Ausdruck der Tendenz des Systems, aus dem weniger wahrscheinlichen, geordneten in den wahrscheinlicheren, ungeordneten Zustand überzugehen“ ist. Diese Theorie wurde später von K. H. MEYER, v. SUSICH und VALKO (vgl. WÖHLISCH<sup>117</sup>) übernommen und durch Einführung der modernen Vorstellung in sich beweglicher HALLERScher Faden- oder Kettenmoleküle ausgebaut. — Bei der normalen Elastizität soll der elastische Widerstand auf intermolekularen Anziehungskräften beruhen. Sie ist — wie bei den gewöhnlichen Festkörpern — bei der Sehne anzunehmen.

### E. Eigene Untersuchungen.

Es wird über Untersuchungen des mechanischen Verhaltens der isolierten *Striae cutis distensae* berichtet, jener Hauterscheinung, die unter verschiedenen Bedingungen, meist an der Bauchhaut Schwangerer als *Striae gravidarum*, bei vielen Infektionserkrankungen als *Striae infectiosae*, in bestimmten Fällen von Fettsucht, in besonders deutlicher Ausbildung bei der CUSHINGSchen Krankheit beobachtet werden, deren mikroskopisches Bild als Hauptveränderung eine Verminderung oder ein völliges Fehlen der elastischen Fasern zeigt (OPPENHEIM<sup>65</sup>) und für deren Entstehen man heute in erster Linie „toxische“, endokrine Momente verantwortlich macht (MUSGER<sup>62</sup>, NIETHAMMER<sup>64</sup>, HORNECK<sup>35, 36</sup>, E. KEHRER<sup>41</sup>, SCHILLING<sup>85</sup> u. a.), wenn auch die anfängliche Ansicht der rein oder vorwiegend mechanischen Genese („Dehnungs“-Streifen!) daneben noch ihre Vertreter hat (BRAUS<sup>13</sup>, STRAKOSCH<sup>96</sup>, ZIELER<sup>118</sup>).

Zum Vergleich wurde Gewebe von Operationsnarben und die normale Haut von 30 Menschen verschiedenen Alters und Geschlechts herangezogen, da die oben angeführten Untersuchungen nur über die Größenordnung der Materialkonstanten Auskunft geben und die festgestellten starken Schwankungen der Werte einer Erklärung bedürfen.

Außer der Bestimmung einiger Materialkonstanten dieser Gewebe wurden die S. 657 beschriebenen Erscheinungen der Hysteresis, Ermüdung, Nachdehnung und Zeitabhängigkeit der Formveränderungen einer genaueren Betrachtung unterzogen.

### I. Methodik.

Die Haut wurde nach Abpräparation der Tela subcutanea in durchschnittlich 4 mm breiten und 25 mm langen Streifen untersucht. Die Dicke der Haut war

in den einzelnen Fällen verschieden und wurde jeweils berücksichtigt. Zur Messung der Belastungen und Verlängerungen wurde ein Materialprüfgerät der Firma Louis Schopper, Leipzig (Nr. 5302) benutzt, das mir die Versuchsanstalt der Vereinigten Stahlwerke, Dortmund, liebenswürdigerweise zur Verfügung stellte. Das zu untersuchende Material wird dabei (vgl. Abb. 1) in zwei Haltebacken  $B_1$  und  $B_2$  eingespannt, von denen die eine ( $B_1$ ) durch den Antrieb  $A$  nach unten bewegt wird, während die zweite ( $B_2$ ) nach Übertragung dieser Zugkraft durch das Probestück  $P$  das Gewicht  $G$  mittels eines Hebels mit dem Drehpunkt  $D$  hebt, wobei ein an dem Hebelarm des Gewichtes befindlicher

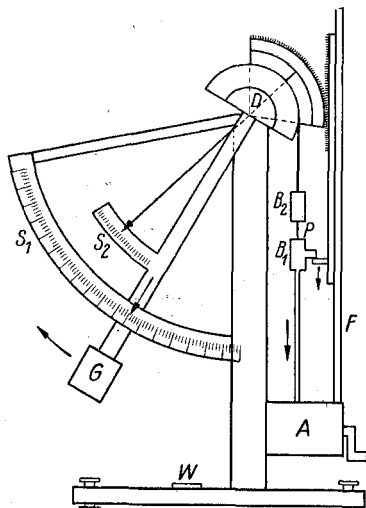


Abb. 1. Prüfgerät nach SCHOPPER.  
 $A$  Antrieb;  $B_1$ ,  $B_2$  Einspannbacken;  
 $D$  Drehpunkt;  $F$  Führungsschiene;  
 $G$  Gewicht;  $S_1$  Skala zur Belastungs-  
 bestimmung;  $S_2$  Skala zur Dehnungs-  
 bestimmung;  $W$  Wasserwaage;  
 $P$  Probestück.

Zeiger auf der Skala  $S_1$  die jeweilige Belastung von 0—30 kg angibt. Die Verlängerungen werden auf der an dem (beweglichen!) Gewichtshebelarm befestigten Skala  $S_2$  angegeben, und zwar durch einen Zeiger, der durch eine Zahnradübertragung von einer an der Backe  $B_1$  befindlichen Nase mitbewegt wird. — Die Ausgangslänge (Abstand  $B_1 B_2$  bei der Spannung 0) wurde mit einer Schieblehre, der Querschnitt des Probestückes mit einer Mikrometerschraube bestimmt.

Wie schon frühere Untersucher (TRIEPEL<sup>103</sup>, WÖHLISCH und Mitarbeiter<sup>111</sup>) betonten, liegen die Hauptfehlerquellen in der nicht genau möglichen Bestimmung der Dimensionen des Probestücks. Als mittlerer Fehler der Querschnittsmessung wurde hier ein solcher von  $\pm 4,92\%$  festgestellt. Der bei der Messung der Ausgangslänge auftretende Fehler kann rechnerisch nicht erfaßt werden. — Die Ablesefehler betrugen für niedere Dehnungswerte (bis etwa 15%)  $\pm 0,75\%$ , bei etwas höheren (30%)  $\pm 0,375\%$ , bei höchsten 0,1%. Bei der Bestimmung der Belastung mußte im Bereich um 10 kg/cm<sup>2</sup> mit einem

Fehler von  $\pm 1,25\%$ , bei höchsten Spannungen von  $\pm 0,04\%$  gerechnet werden. Der gesamte Fehler (außer dem der Ausgangslängenbestimmung) war für niedere Belastungen mit  $\pm 7\%$ , für höhere mit  $\pm 5\%$  anzunehmen. — Zur Vermeidung größerer Temperaturschwankungen und Flüssigkeitsverluste durch Austrocknung wurden die Präparate während der Versuche mit Flüssigkeit (s. unten) von etwa 25° C berieselt. — Die Belastungsgeschwindigkeit betrug — wenn nicht anders angegeben — durchschnittlich 0,4 kg/cm<sup>2</sup> in der Sekunde. — Die Spannungs- und Dehnungswerte wurden bis zur Spannung von 12 kg/cm<sup>2</sup> alle 5 sec, bis 32 kg/cm<sup>2</sup> alle 10 sec, weiter alle 20 sec bis zum Riß abgelesen und in Diagrammen dargestellt.

Die hier geltenden Definitionen für Spannung, Dehnung und Elastizitätsmodul sind von WÖHLISCH und CLAMANN<sup>116</sup> übernommen worden. Danach ist die Spannung definiert als der Quotient aus der in Kilogramm gemessenen dehrenden Kraft  $K$  und dem senkrecht zur Krafrichtung in Quadratzentimetern gemessenen Anfangsquerschnitt  $q_0$  des ungedehnten Hautstreifens  $\sigma = \frac{K}{q_0}$  (in kg/cm<sup>2</sup> = Atm.). Unter der prozentischen Dehnung wird der 100fache Wert

des Quotienten aus der Verlängerung und der Ausgangslänge verstanden. Der mit der Neigung der Kurve variable, für jeden Kurvenpunkt kennzeichnende Elastizitätsmodul ist definiert als Tangens des Winkels, den die Tangente des Punktes mit der Abszisse bildet:  $E = \frac{d\sigma}{d\varepsilon}$  (in kg/mm<sup>2</sup>). Diese Definitionen erlauben vergleichende Untersuchungen verschiedener Objekte. Auf andere Definitionen des Elastizitätsmoduls soll hier nicht eingegangen werden (FRANK<sup>23</sup>, STEINHAUSEN<sup>23</sup>).

Für eine brauchbare Auswertung der Ergebnisse ergab sich wegen der zu erwartenden Streuungen der Einzelwerte die Notwendigkeit, mit jeder Haut mehrere Versuche zu machen. Die Zahl der Einzelversuche war nun dadurch beschränkt, daß für die Herstellung vieler Einzelpräparate, deren Enden zum Einspannen in den Prüfapparat besonders geformt (verbreitert) sein mußten, ein Hautstück nötig gewesen wäre, das wegen seiner Größe nicht die Gewähr eines gleichmäßigen Aufbaus geben konnte. Zusammenpassende Ergebnisse lieferten im allgemeinen nur 5 Einzelproben, die in situ parallel lagen und einem etwa 5 cm breiten Hautstück entnommen waren. Von mehr als 10 Proben derselben Haut zeigte die erste stärkere Differenzen von der letzten. Eine Verkleinerung der Einzelstreifen hätte einen erheblich größeren Meßfehler bei der Bestimmung der Dimensionen mit sich gebracht und kam deshalb nicht in Betracht. Diese Einschränkungen machten es unmöglich, genügend Einzelversuche für eine statistische Sicherung der Ergebnisse durchzuführen. Die dargestellten Vergleichsuntersuchungen können infolgedessen nur mehr oder weniger deutliche Hinweise auf Differenzen der einzelnen Objekte geben.

Das untersuchte Striamaterial stammte von einem am 10. 12. 47 in der Medizinischen Universitätsklinik Münster, verstorbenen und am 11. 12. 47 im hiesigen Pathologischen Institut seziierten 36jährigen Mann (Sekt.-Nr. 224/47) mit CUSHINGScher Krankheit. Die excidierte Bauchhaut, die mehrere bis etwa 10 cm lange und 2 cm breite, etwas dunkler als die umgebende Haut gefärbte, leicht gefälte Striae aufwies, war in 10%iger Formalinlösung fixiert und kam nach 7monatiger Fixierung zur Untersuchung. Dieser Zustand machte es natürlich unmöglich, aus dem Verhalten im Experiment direkte Rückschlüsse auf das Verhalten in vivo zu ziehen. Auf Grund der Ergebnisse von Voruntersuchungen, die sich mit dem Einfluß der Formalinfixierung und der Fixationszeit auf die mechanischen Eigenschaften der Haut beschäftigten, konnte das Material aber außer mit der erscheinungsfreien Bauchhaut desselben Falles auch mit der ebenfalls fixierten Haut anderer Leichen verglichen werden. Obwohl weitere Voruntersuchungen ergaben, daß die Festigkeit, die Dehnbarkeit und der Elastizitätsmodul der Haut eines wegen Unterschenkelthrombose im Gesunden amputierten Oberschenkels sich in der Zeit von 45 min bis 55 Std nach der



Operation nicht meßbar veränderte (wobei die Haut 8 Std bei Zimmer-temperatur, die restliche Zeit im Kühlschrank aufbewahrt worden war), wurde zum Vergleich mit den Striae nur Haut von Leichen verwandt, die 24—40 Std nach dem Tode zur Sektion kamen. — In einem zweiten Fall wurden unfixierte Striae graviditatis einer 66jährigen Frau untersucht und mit der normalen Bauchhaut der Umgebung verglichen, in einem dritten fixierte Striae graviditatis einer 46jährigen Frau.

## II. Ergebnisse.

### a) Festigkeit, Dehnbarkeit und Elastizitätsmodul.

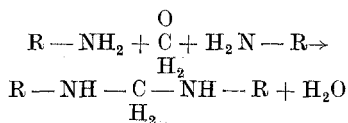
1. *Allgemeine Beurteilung der Dehnungskurven.* Jede der in Abb. 2 und folgenden dargestellten Kurven weist das schon früher (WÖHLISCH u. a.) beschriebene Aussehen auf: Die Steigung — die den Elastizitätsmodul angibt — nimmt mit dem Fortgang des Versuchs zu und erreicht bald einen konstanten Wert. Die Kurve verläuft von einem bestimmten Punkt an gerade, die Spannung wächst hier, soweit meßbar, proportional mit der Dehnung, bis kurz vor dem Reiß der Modul wieder kleiner wird, d. h. an der Kurve ein Knick sichtbar wird, der auf Fließvorgänge — allmähliches Auseinanderweichen der Bestandteile — zurückgeführt werden kann. Das Material erfährt eine durch das Anwachsen des Moduls charakterisierte Verfestigung, die aus dem Verhältnis  $E_{\max} : E_{\min}$  hervorgeht. Die Kurvenscharen von Abb. 2 geben gleichzeitig ein Bild der bei den Versuchen auftretenden Streuungen, die bei unfixierter Haut wegen der erheblich schwierigeren Bestimmung der Dimensionen größer als bei fixierter war. Bei allen späteren Versuchen, bei denen es nur auf das prinzipielle Verhalten der Haut ankam, wurde deshalb an fixiertem Material gearbeitet.

Über die Ursachen des Kurvenverlaufes wird später eingehend zu sprechen sein.

2. *Einfluß der Formalinfixation.* In Abb. 2 sind Dehnungskurven von parallelen Bauchhautstreifen, die in situ wenige Zentimeter auseinanderlagen, wiedergegeben: 5 Kurven von frischen, d. h. sofort nach der Sektion unter Berieselung mit Ringerlösung untersuchte Proben (A) und 4 Kurven von Proben derselben Haut nach 6tägiger Fixation in 10%iger Formalinlösung (B). Es zeigt sich, daß die Dehnung (bei gleicher Spannung) der fixierten Haut kleiner als die der frischen war. Die Reißdehnung war bei unfixierter Haut mit durchschnittlich 64% vielleicht etwas größer als bei der fixierten (53%), die Festigkeit umgekehrt bei fixierter größer (Reißspannung 309 Atm.) als bei frischer, die bei 281 Atm.-Spannung riß. Der mittlere maximale Elastizitätsmodul vergrößerte sich durch die Fixation von 7,2 auf 8,4 kg/mm<sup>2</sup>. Der minimale Modul kann nicht annähernd genau angegeben werden. Zwei entsprechende weitere Versuchsreihen hatten — qualitativ —

dieselben Ergebnisse. Quantitative Aussagen darüber, um wieviel die Fixation die Werte ändert, können bei der Unsicherheit der qualitativen natürlich nicht gemacht werden.

Diese Ergebnisse entsprechen den von MEYER und FERRI<sup>59</sup> für die frische und formalinfixierte Sehne ermittelten. Nach ihrer Ansicht sind die bei der Fixation ablaufenden Vorgänge mit der Kautschukvulkanisation zu vergleichen: Der „dreidimensionalen Vernetzung“ der Kautschukketten durch Schwefelbindungen entspricht eine CH<sub>2</sub>-Brückenbildung zwischen den Eiweißketten des kollagenen Gewebes, wobei als chemischer Vorgang



anzunehmen ist. Hierdurch soll ein Doppelsystem in molekularen Dimensionen entstehen, wie es im elastischen Band in Form der longitudinalen elastischen und transversalen kollagenen Elemente in mikroskopischer Größenordnung vorliegt. MEYER und FERRI berichten über hierdurch bedingte Besonderheiten der thermoelastischen Eigenschaften der fixierten Sehne, die denen des elastischen Bandes nahe kommen. Nach Formoleinwirkung soll das „Fließen“ — Abgleiten der Eiweißketten — stark vermindert und die Spannung bei gleicher Dehnung größer sein.

Daß Spannung und Widerstand gegen das Fließen sich mit der Dauer der Fixation erhöhen (MEYER und FERRI), konnte in den auf eine 5tägige Fixation folgenden Wochen nicht festgestellt werden. Die bei der Untersuchung einer anderen Haut gewonnenen Kurven C der Abb. 2 zeigen, daß die Dehnungskurven von Hautstücken, die 15 bzw. 34 Tage fixiert waren, innerhalb der Streubreite der am 5. Fixationstag gewonnenen Kurven liegen. Entsprechende Kontrollen nach

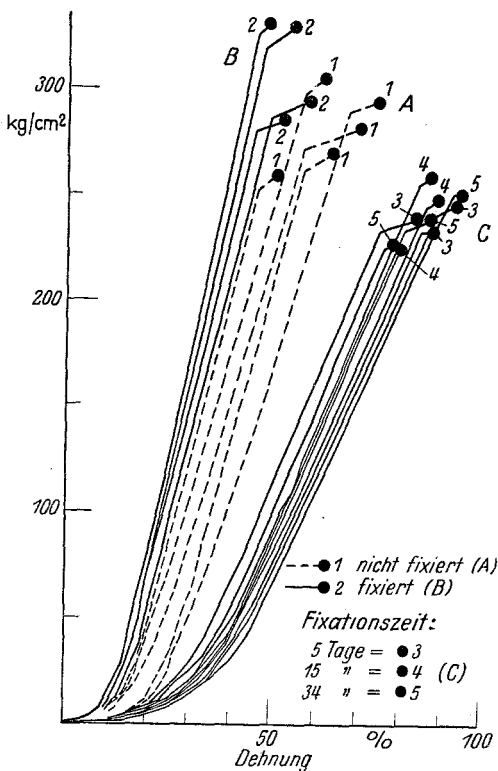


Abb. 2. Einfluß der Formalinfixation auf Dehnbarkeit, Festigkeit und Elastizitätsmodul der Haut (A, B). Einfluß der Fixationszeit (C), untersucht an einer zweiten (!) Haut.

längerer Zeit (bis zu 70 Tagen) ergaben ebenfalls keine über die Streuungsbreite hinausgehenden Veränderungen. Die chemischen Vorgänge scheinen danach im wesentlichen in den ersten Tagen abgeschlossen zu sein.

Diese Ergebnisse lassen es möglich erscheinen, das mechanische Verhalten von Häuten zu vergleichen, deren Fixationszeit nicht ganz gleich ist, da man doch keinen Anspruch auf absolute Genauigkeit der Ergebnisse erheben kann.

3. *Beziehungen zwischen Kurvenverlauf und Hautstruktur.* Es wurde Bauchhaut der Regio epigastrica eines 19jährigen Mannes untersucht, deren Spaltlinien, die nach KYRLE<sup>51</sup> den Hauptfaserrichtungen der Cutis entsprechen, einen vorwiegend horizontalen Verlauf hatten (LANGER<sup>53</sup>). Bei Zugbeanspruchung in Richtung der Linien ergab sich das durch die Kurven *A*, bei Dehnung senkrecht dazu das durch die Kurven *B* in Abb. 3 dargestellte Verhalten. Die Haut war danach im ersten Falle weniger dehnbar (71%), aber fester (255 Atm. mittlere Reißspannung) und hatte einen größeren maximalen Elastizitätsmodul (6,2 kg/mm<sup>2</sup>) als im zweiten (107% Dehnung beim Reiß, 145 Atm. Reißspannung, Elastizitätsmodul 3,3 kg/mm<sup>2</sup>). Die Kurven *C* und *D* wurden bei entsprechenden Versuchen mit der Brusthaut eines 46jährigen Mannes gewonnen, deren Ergebnisse von den eben genannten kaum abweichen und nur in beiden Fällen etwa gleiche Reißdehnungen zeigen. Die Angaben LANGERS<sup>52</sup>, der bezüglich der Dehnbarkeit bei gleicher Kraftwirkung entsprechende Beobachtungen machen konnte, erfahren hierdurch eine Bestätigung und Ergänzung.

Einen Hinweis auf die Beziehungen dieses Verhaltens zu den physiologischen Beanspruchungen in situ gibt folgende Beobachtung: Rechteckige Bauchhautstücke der Regio epigastrica, die an der Leiche eine bestimmte Größe hatten, retrahierten sich nach der Excision in allen von 12 untersuchten Fällen in der Querrichtung mehr als in der Längsrichtung. Die Haut steht also hier unter einer vorwiegend horizontalen — gürtelförmigen — Spannung. Bei männlichen Leichen war diese Spannungsdifferenz deutlicher (Retraktion im Mittel: 14% in Quer-, 6,3% in Längsrichtung) als bei Frauen und Säuglingen (10,7% bzw. 8,2%).

Nach Abpräparation der Subcutisreste nahm die Verkürzung der Ausmaße übrigens in beiden Richtungen im gleichen Sinne noch etwas zu, das subcutane Fettgewebe allein verhielt sich plastisch, zeigte keine eigene Zusammenziehung oder Elastizität, hatte aber eine gewisse Festigkeit, die ihre morphologische Grundlage in dem besonders von BLECHSCHMIDT<sup>12</sup> näher beschriebenen bindegewebigen Grundgerüst haben wird.

Es erscheint nicht sehr überraschend, daß die Bauchhaut eines Säuglings, deren Retraktionswerte 6,7 bzw. 6,25% betrugen, also nur sehr wenig differierten, und bei der — gemäß den histologischen Befunden STRÖBELS<sup>97</sup> — keine bevorzugte Spaltlinienrichtung auszumachen

war, bei den Dehnungsversuchen in den beiden Richtungen sich so gut wie gleich verhielt. — Diese Befunde legen es nahe, wie CORNING<sup>18</sup> und PASQUALINO<sup>69</sup> anzunehmen, daß die Coriumfaserbündel sich in enger Beziehung zu der mechanischen Beanspruchung anordnen.

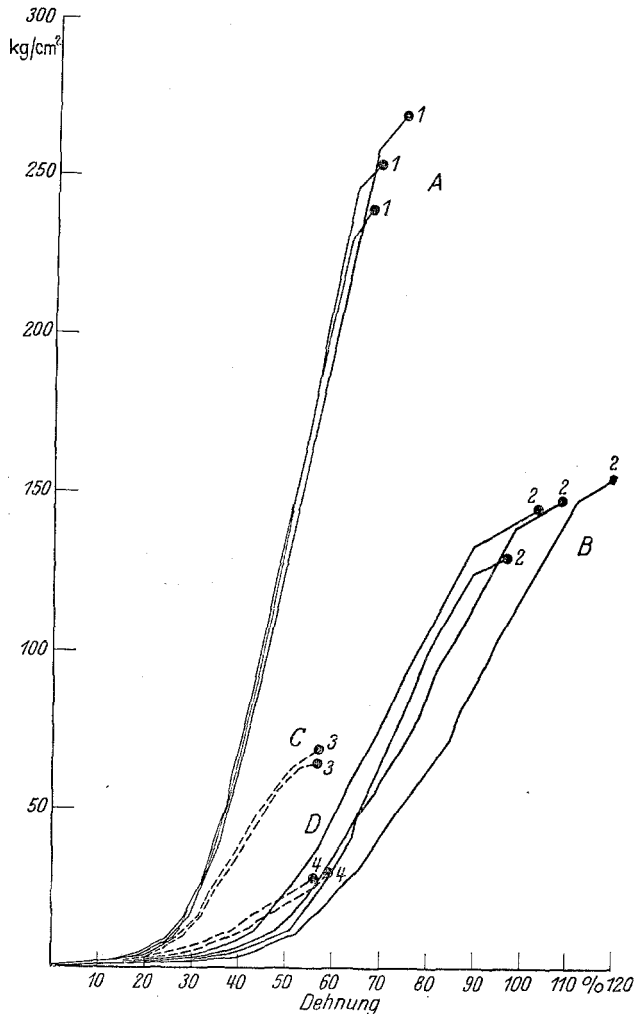


Abb. 3. Verhalten zweier Häute beim Zugversuch in Richtung der Spaltlinien ( $A_1$  bzw.  $C_3$ ) und senkrecht zu ihnen ( $B_2$  bzw.  $D_4$ ).

Die Epidermisoberflächenfalterung kann ebenfalls mit der bestehenden Spannung zusammenhängen (BETTMANN<sup>9, 8</sup>, PÄTZOLD<sup>66</sup>), hat aber noch andere Ursachen (BETTMANN<sup>10</sup>, SCHADER<sup>83</sup>), worauf schon die allgemeine Einteilung in Bildungs- und Bewegungsfurchen hinweist (BRAUS<sup>13</sup>). In den untersuchten Fällen war bei Männern eine Quer-

fältelung, bei Frauen und Säuglingen ein ziemlich ausgesprochenes „Indifferenzbild“ (BETTMANN), bei dem keine besondere Richtung bevorzugt wird, zu erkennen, wie es BETTMANN auch bei seinen dermatographischen Untersuchungen gefunden hat.

4. *Das Verhalten der Haut verschiedener Körperregionen beim Zugversuch.* Die fixierte Haut einer 65jährigen Frau ergab bei Beanspruchung in Faserrichtung die in Abb. 4 dargestellten Ergebnisse: Danach

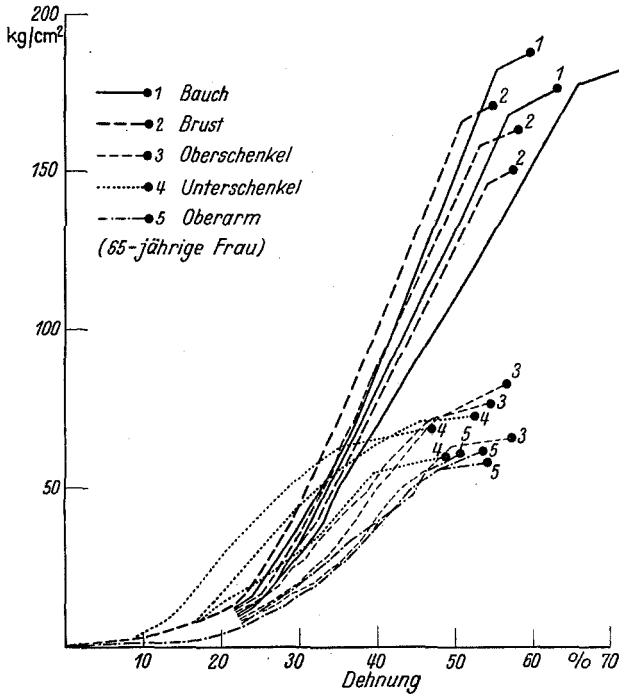


Abb. 4. Verhalten der Haut verschiedener Körperregionen beim Zugversuch.

war die Festigkeit der Bauchhaut mit durchschnittlich 184 Atm. größer als die der Brust (162 Atm.). Wesentlich weniger fest war die Oberschenkelhaut (76 Atm.), die Unterschenkelhaut (67 Atm.) und die des Oberarms (61 Atm.). Die größte Reißdehnung wies auch die Bauchhaut auf (66%), während die Haut der Brust (57%), des Oberschenkels (56%), des Oberarms (53%) und des Unterschenkels (50%) weniger dehnbar waren. Der maximale Elastizitätsmodul zeigte an Bauch und Brust mittlere Werte von 5,2 kg/mm<sup>2</sup>, an Ober- und Unterschenkel 2,9 kg/mm<sup>2</sup> und 2,3 kg/mm<sup>2</sup> am Oberarm. — Bei einem 46jährigen Mann ergaben sich außer allgemeinen quantitativen geringe qualitative Abweichungen: Die Festigkeit der Bauchhaut war auch hier am größten, die Rückenhaut (makroskopisch hypostasefreie Stelle) etwas weniger fest. Die Oberschenkelhaut war in diesem Fall fester als die der

Brust, deren Reißspannungswerte etwa denen der Oberarmhaut entsprachen. Die Dehnbarkeit der Bauchhaut übertraf dabei die aller übrigen Abschnitte deutlich, die beim Reiß ungefähr gleich weit gedehnt waren. Der Modul der Bauch- und Rückenhaut erwies sich auch hier als ungefähr doppelt so groß als der der andern Proben.

Bei Berücksichtigung der an den einzelnen Regionen verschiedenen Dicke der Haut erscheint die Rumpfhaut, besonders die des Rückens, noch beanspruchungsfähiger als die der Extremitäten, da letztere in beiden Fällen den Angaben VIERORDTS<sup>105</sup> entsprechend, wesentlich dünner war. Umgekehrt verhält es sich mit der Dehnung bei gleicher Krafteinwirkung: Eine dünne Haut wird mehr gedehnt als eine dicke. Nach dieser Überlegung werden die Ergebnisse mit den von LANGER<sup>52</sup> angegebenen vergleichbar, der beim Anhängen gleicher Gewichte an Hautstreifen fand, daß die Haut von Rücken und Brust (auch in Spaltlinienrichtung) weniger dehnbar als die der Extremitäten war. Aber auch unabhängig davon entsprechen sich die Ergebnisse: Die zu den Dehnungen von LANGER gehörigen Spannungen sind zwar nicht angegeben. Da die angewandten Gewichte nicht zum Reiß geführt haben, können — auf die eigenen Werte übertragen — Spannungswerte bis vielleicht 50 Atm., bei denen hier keine Hautprobe gerissen war, angenommen werden. In diesem Bereich waren die Extremitätenhäute im allgemeinen mehr gedehnt als die des Stammes (s. Abb. 4).

Daß SODEMAN und BURCH<sup>92</sup> am Lebenden die Bauchhaut mehr dehnen konnten als die der distalen Extremitätenteile (bei gleicher Kraft von 100 g), erklärt sich wohl dadurch, daß in situ die Verbindung der Haut mit der Unterhaut ihren Einfluß ausübt, die bekanntlich an den verschiedenen Körperstellen ganz verschieden ausgebildet ist. Die Lappchen des Unterhautfettgewebes, die ihre stärkste Ausprägung am Bauch haben, sollen (JOCHIMS<sup>87</sup>) ähnlich wie Kugellager wirken. Die genannten Ergebnisse werden hierdurch leicht verständlich.

5. *Das Verhalten der Haut verschiedenen Alters und Geschlechts beim Zugversuch.* Es wurden je 3—6 Einzelversuche mit der fixierten Haut der Regio epigastrica von 30 verschiedenen Leichen durchgeführt. Für jede Haut ergaben sich Kurvenscharen, wie sie in Abb. 2 und folgenden gezeichnet sind. Der Übersicht halber ist in Abb. 5 bzw. 5a von jeder Schar nur eine Kurve (die am meisten in der Mitte liegende) dargestellt.

Die Kurven zeigen, daß zunächst eine gewisse Beziehung der Konstanten zu Alter und Geschlecht anzunehmen ist. Allein hierauf können die Unterschiede des Verhaltens der einzelnen Häute jedoch nicht immer bezogen werden. Bei der Zusammenstellung der Durchschnittswerte der Dehnungen und Spannungen beim Reiß und der Elastizitätsmoduln nach Alter und Geschlecht ergab sich die Tabelle 1. In der oberen Hälfte der Tabelle sind nur die Ergebnisse der Häute zusammengestellt,

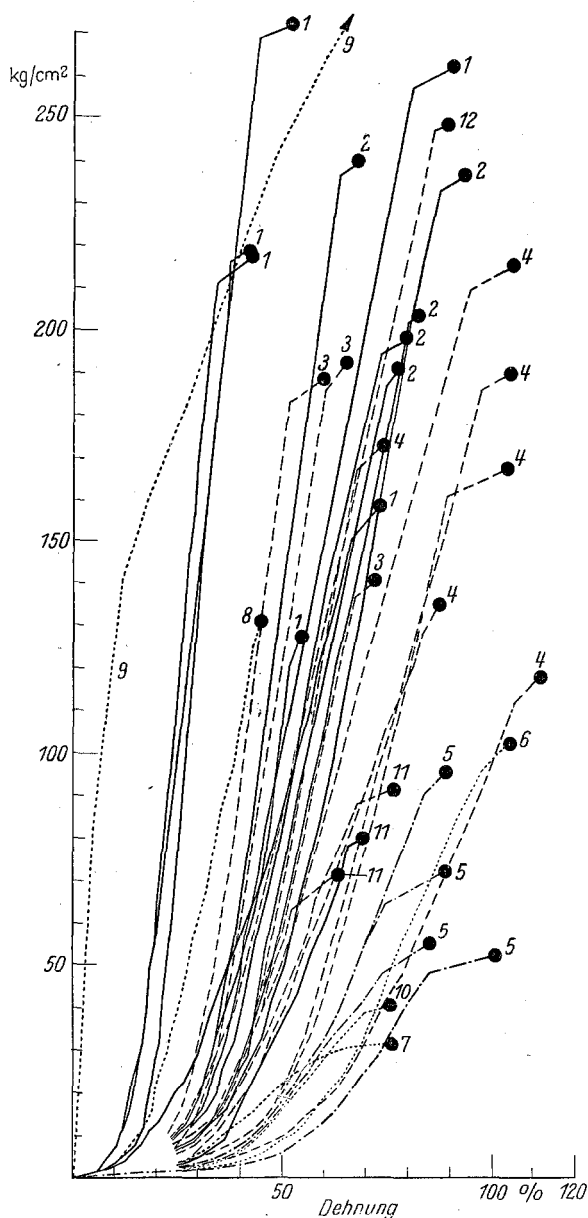


Abb. 5. Dehnungskurven verschiedener Bauchhäute.

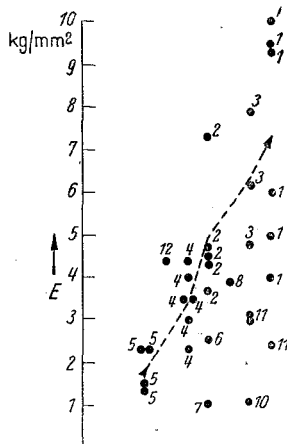


Abb. 5a. Verteilung der maximalen E-Moduln der in Abb. 5 dargestellten Kurven.

(- - - Mittelwerte der einzelnen Gruppen.)

Abb. 5 u. 5a. Zeichenerklärung. 1 Männliche Haut (42—73 Jahre alt); 2 männliche Haut (19—41 Jahre alt); 3 weibliche Haut (42—70 Jahre alt); 4 weibliche Haut (9—38 Jahre alt); 5 Säuglingshaut; 6 Striafreie Haut eines 36jährigen Mannes bei Morbus Cushing; 7 Stria bei Morbus Cushing; 8 Narbe; 9 getrocknete Haut; 10 normale Haut einer 42jährigen Graviden; 11 und 12 vgl. Text.

bei denen weder die klinische Diagnose noch der autoptische Befund ein besonderes Verhalten der Haut erwarten ließ. Insbesondere wurden drei Häute von Leichen, die eine stärkere Kachexie zeigten, ferner die einer Graviden und des früher erwähnten Mannes mit CUSHINGScher Krankheit ausgeschlossen und später gesondert aufgeführt.

Nach Tabelle 1 fanden sich die durchschnittlich festesten Häute anscheinend bei älteren Menschen; im mittleren Lebensalter war vielleicht die Festigkeit etwas geringer, bei Säuglingen recht deutlich. Ältere Häute (über 46 Jahre) dehnten sich bei gleichen Spannungen und beim Riß im allgemeinen nicht so weit wie jüngere. Der Elastizitätsmodul scheint im Laufe des Lebens anzusteigen (Abb. 5a). Von der Haut der Männer kann vermutet werden, daß sie sowohl im höheren als auch im mittleren Alter fester als die von Frauen im entsprechenden Alter war. Der Elastizitätsmodul der männlichen Haut erwies sich allgemein größer als der der weiblichen Haut. Die Dehnbarkeit der letzteren übertraf im mittleren Alter die der Männer anscheinend deutlich, während im höheren Alter ein entsprechender Unterschied kaum feststellbar war.

Weitere Untersuchungen an größerem Material werden zu zeigen haben, wie weit diese Deutungen allgemein gültig sind. Es soll hier nur darauf ankommen, Vergleichsmaterial den Striae gegenüber zu haben. — (Die Ergebnisse der Untersuchungen der Striae und Narben werden später — Kapitel 6 — besprochen.)

Aus dem Gesamtbild fällt das Verhalten einzelner Häute (11) heraus: Drei Häute von Erwachsenen waren ziemlich wenig fest. In allen Fällen war dem Tod ein monatelanger Krankheitsverlauf vorausgegangen, die Erkrankungen (Magencarcinom, Lungentuberkulose bzw. Wirbelsäulenosteomyelitis) hatten zu erheblicher Kachexie geführt. Es liegt nahe, die geringe Festigkeit der Haut als Symptom des allgemeinen Verfalls aufzufassen. — Weiter zeigte die Haut (12) eines 2jährigen Mädchens einen überraschend hohen Festigkeitswert und einen großen Elastizitätsmodul. Das Kind war an den Folgen einer subduralen Blutung von 120 cm<sup>3</sup> innerhalb einer Stunde gestorben. Über die Möglichkeit, diese Todeskrankheit mit dem eigenartigen mechanischen Verhalten der Haut in Verbindung zu bringen, wird noch zu sprechen sein. — Ein stark abweichendes Verhalten ließ sich an der Haut einer in der ersten Schwangerschaftshälfte verstorbenen 42jährigen Frau feststellen: Alle Proben rissen schon bei recht kleinen Spannungen, für die sie verhältnismäßig stark dehnbar waren. Der Elastizitätsmodul hatte dabei einen sehr kleinen Wert. Die Haut steht damit den Säuglingshäuten nahe. Ähnlich war es mit der Haut des oben genannten Falles von CUSHINGScher Krankheit: Die Werte aller drei Konstanten erscheinen — verglichen mit den sonst bei Männern im



Tabelle 1. *Festigkeit, Dehnbarkeit und Elastizitätsmodul verschiedener formalinfixierter Häute\**. (Belastungsgeschwindigkeit 0,4 kg/cm<sup>2</sup> je Sekunde.)

	Anzahl (je 3—6 Einzelversuche)	Festigkeit, Spannung beim Riß in Atm. (kg/cm <sup>2</sup> )	Dehnbarkeit, Verlängerung beim Riß in Prozent der Ausgangslänge	Elastizitäts- modul (maximal) kg/mm <sup>2</sup>
<i>Alter:</i>				
1 Tag bis 8 Monate . .	4	71	89	1,8
2—41 Jahre . . . . .	12	192	91	4,1
42—73 Jahre . . . . .	9	201**	63	7,0
<i>Geschlecht und Alter:</i>				
Männer 19—41 Jahre	5	208	81	4,9
Frauen 9—38 Jahre .	6	169	100	3,4
Männer 42—73 Jahre	6	214	62	7,3
Frauen 42—70 Jahre	3	174	66	6,3
<i>Geschlecht:</i>				
Männlich . . . . .	13	188	74	5,5
Weiblich . . . . .	12	162	88	3,8
<i>Gesamt:</i> . . . . .	25	176	81	4,8
<i>Durchschnittswerte nach</i> WÖHLISCH <sup>111</sup> . . . .	16 Einzel- versuche	180 (30—220)	29 (25—45)	8,8 (0,8—8,8)

*Striae* (in Klammern: Normale Haut derselben Fälle):

Mann, 36 Jahre (Morbus Cushing) .	in Faser- richtung	29 (112)	75 (100)	1,0 (2,5)
Mann, 36 Jahre (Osteomyelitis) . .		(196)	(89)	(3,7)
Morbus Cushing .	senkrecht zur F.R.	2,1	56	0,04
	zur Stria- längsrich- tung	8,4	50	0,4
Frau, 46 Jahre . . .	in Faser- richtung	70 (192)	—	—
Frau, 66 Jahre (unfixiert!) . . . .	desgl.	63 (141)	70 (74)	2,3 (4,8)
<i>Narben:</i>				
Anzahl 3 . . . . .	in Längs- richtung	118 (194)	51 (74)	3,9 (5,1)
<i>Schwangere</i> . . . . .	normale Haut	42	74	1,1

\* Besprechung der Werte der Striae und Narben s. Kapitel 6.

\*\* Der früher (Verh. Dtsch. Ges. Path. 1948) von mir mitgeteilte geringere durchschnittliche Festigkeitswert der alten Haut ist dadurch zu erklären, daß in ihm auch die niederen Werte der von den drei kachektischen alten Leuten stammenden Häute einbezogen sind, die ich hier (s. oben) gesondert aufführe.

mittleren Lebensalter vorkommenden — in derselben Richtung verschoben. Mit einer verkleinerten Festigkeit, einem verkleinerten Modul

und einer vergrößerten Dehnbarkeit entsprach ihr Verhalten am ehesten dem sonst nur bei Säuglingen, der Schwangeren und jüngeren Mädchen gefundenen.

Die Gesamtdurchschnittswerte der Festigkeit und des Elastizitätsmoduls liegen ganz in der von WÖHLISCH und Mitarbeitern<sup>111</sup> angegebenen Größenordnung. Ein wesentlicher Einfluß durch die verschiedenen Versuchsbedingungen ist nicht feststellbar. Hauptsächlich handelt es sich dabei darum, daß hier mit fixierter Haut und einer Belastungsgeschwindigkeit von 0,4 Atm./sec gearbeitet wurde, während WÖHLISCH von einer Fixation nichts erwähnt und in der Sekunde die Spannung um durchschnittlich 6 Atm. vergrößerte. Sowohl durch die Fixation (Kapitel a 2) als auch durch eine Steigerung der Geschwindigkeit (vgl. später Kapitel d) werden aber die Werte beider Konstanten etwas erhöht, so daß die Endresultate — hinsichtlich des Einflusses der Versuchsbedingungen — nicht sehr differieren durften, wie es auch tatsächlich der Fall ist. — Die hier angegebenen Dehnungswerte sind im allgemeinen deutlich größer als die von WÖHLISCH, entsprechen aber ganz den von LANGER<sup>52</sup> mitgeteilten. Es kann vermutet werden, daß WÖHLISCH als Ausgangslänge nicht die der völlig entspannten Haut gewählt hat, sondern die Länge, die in situ unter der immer vorhandenen Spannung gemessen war. Bei einer entsprechenden Umrechnung der eigenen Dehnungswerte nähert man sich denen von WÖHLISCH.

Es fragt sich nun, wie das unterschiedliche Verhalten der verschiedenen Häute zu erklären ist. Die umfassenden histologischen Untersuchungen der Haut verschiedener Lebensalter, die STRÖBEL<sup>97</sup> durchführte, geben die ersten Aufklärungen. Danach hat die Epidermis der Säuglinge und kleinen Kinder einen feingefalteten Verlauf, nimmt bis zum 30. Jahr wellenartigen Charakter an und zeigt in späteren Lebensabschnitten einen absolut geraden und gestreckten Verlauf. Das Corium des Säuglings soll sich dadurch auszeichnen, daß in den obersten Cutislagen keine Bündelung des Kollagens nachweisbar ist, sondern Einzel-fibrillen vorherrschen und nur in den tieferen Schichten verflochtene Bündel kollagenen Gewebes zu sehen sind. Im Gegensatz dazu läßt nach STRÖBEL das Corium der älteren Haut keine einzelnen Fibrillen und keine Durchflechtung der kollagenen Bündel erkennen. Charakteristisch soll vielmehr eine zunehmende Parallelisierung sein. Bei dieser Struktur der Haut ist für die der Jugend eine größere Dehnbarkeit zu erwarten, da sich die Verlängerung nicht nur aus den Dehnungen der Fasern, sondern auch aus den Streckungen zusammensetzen wird, während das letzte Moment bei der älteren Haut fortfällt. Die Befunde LINDHOLMS<sup>54</sup>, daß die Säuglingshaut mehr elastische Fasern enthält als die älterer Menschen, ließen ebenfalls wegen der damit verbundenen Verminderung des Dehnungswiderstandes des Gesamthautquerschnitts

bei gleichen Spannungen größere Dehnungen erwarten, ähnlich wie bei der Frauenhaut, die nach SCHALLWEG<sup>84</sup> mehr elastische Fasern als die männliche enthalten soll. (Der Dehnungswiderstand der elastischen Fasern ist bekanntlich relativ gering!) Weiter liegt es nahe, die Festigkeitsunterschiede zum Teil dadurch zu erklären, daß — entsprechend den in Kapitel a 3 dargestellten Zugversuchen der Haut in verschiedener Richtung bezüglich des Faserverlaufs — nur an der alten Haut die Fasern voll ausgelastet werden können. Ferner kann vielleicht die im verschiedenen Alter verschiedene Zahl der auf den Querschnitt entfallenden Capillaren von einer gewissen Bedeutung sein, die in der Jugend von STRÖBEL als reichlich, im Alter als spärlich bezeichnet wird und deren Größersein notwendig eine Verminderung der Zahl der mechanisch funktionstüchtigen faserigen Elemente im Querschnitt bedeutet.

Diese strukturellen Unterschiede dürfen nun nicht allein für die verschiedenen mechanischen Verhaltensweisen verantwortlich gemacht werden, da außer den mikroskopisch erkennbaren Differenzen mit andern dieser Untersuchungsmethode unzugänglichen gerechnet werden muß. Auf die Beziehungen der mechanischen Eigenschaften zu dem micellaren Aufbau der Formelemente soll an dieser Stelle nur hinsichtlich des Flüssigkeitsgehaltes eingegangen werden, der eine besondere Rolle zu spielen scheint: Häute, die aus verschiedenen Gründen weniger Flüssigkeit enthalten als andere, zeichnen sich durch einen größeren Elastizitätsmodul und eine geringere Dehnbarkeit aus, wobei die Festigkeit gesteigert sein kann. Es ist bekannt (TRIEPEL<sup>103</sup>, WÖHLISCH<sup>111</sup>), daß wasserhaltige Gewebe sich durch Trocknen in diesem Sinne verändern. Eigene Versuche mit getrockneter Haut zeigten dasselbe. Ein an der Luft getrockneter Hautstreifen hatte (Abb. 5, Nr. 9) zu Beginn der Dehnung einen stark vergrößerten Modul — in diesem Fall von  $18 \text{ kg/mm}^2$  — und war bei Spannungen bis über 150 Atm. sehr wenig dehnbar. Die zum Riß benötigten Spannungen übertrafen mit 450 Atm. alle bei ungetrockneten Häuten möglichen erheblich. Weiter steigt bei jedem Einzelversuch — wie alle dargestellten Kurven zeigen — mit der Dehnung der Elastizitätsmodul, während die Dehnbarkeit an jedem späteren Punkt der Kurve, auf die momentane (!) Länge bezogen, geringer wird, wobei — wie WÖHLISCH<sup>113</sup> bereits mitteilte — Flüssigkeit sichtbar in Tropfen abgepreßt wird. WÖHLISCH hält folgende Erklärung für möglich: Da bei Trocknung die Länge des Probestücks in Faserrichtung fast konstant bleibt, quer dazu die Dimensionen aber abnehmen, muß eine entsprechend verschiedene Affinität zu Wasser angenommen werden (vgl. auch v. EBNER<sup>22</sup>). Der Quellungsvektor ist danach in Faserrichtung kleiner als quer zu ihr. Eine Vergrößerung der Dimensionen in Richtung eines Vektors fördert die Quellbarkeit.

eine Verkleinerung setzt sie herab. Wenn während der Dehnung in Faserichtung die Quellbarkeit eine Zunahme, quer dazu wegen der Querkontraktion eine Abnahme erfährt, wird eine Tendenz zur Wasser- verlagerung aus der Richtung der transversalen Dimensionen in die longitudinale bestehen, die aber wegen der verschiedenen großen Affinität zu einer Auspressung von Quellungswasser führt, das sich entweder interfibrillär ablagert oder nach außen abgeht. Der durch die Dehnung zu überwindende, sich mit abnehmender Quellung erst langsam, später schnell vergrößernde Quellungsdruck kann nach WÖHLISCH für die Gestaltung der Dehnungskurve maßgebend sein. — Als zweite Möglichkeit zieht WÖHLISCH in Betracht, den Kurvenverlauf durch die Austrocknung selbst zu erklären. — Für die Haut im höheren Lebensalter, die sich durch einen großen Modul und eine geringe Dehnbarkeit auszuzeichnen scheint, ist bekannt, daß sie relativ flüssigkeitsarm ist, während in der stärker dehnbaren Säuglingshaut, deren Modul klein ist, ein höherer Flüssigkeitsgehalt nachgewiesen wurde (BÜRGER und SCHLOMKA<sup>16</sup>, PERUTZ<sup>79</sup>). Ebenso steht fest, daß die sich ähnlich verhaltende Schwangerenhaut flüssigkeitsreich ist und sogar dazu neigt, ödematös zu werden (vgl. S. 662). Diese Ödembereitschaft wird für die Haut bei der CUSHINGSchen Krankheit auch von E. KEHRER<sup>41</sup> beschrieben.

Vielleicht läßt sich der oben erwähnte überraschend große Elastizitätsmodul der Haut des 2jährigen, an den Folgen eines subduralen Hämatoms verstorbenen Mädchens, durch die Annahme eines Flüssigkeitsverlustes der Haut erklären: KÖNIGSTEIN<sup>48</sup> stellte bei Tierversuchen fest, daß nach größeren Blutentnahmen die Haut bis zu 72% ihres Wassers abgeben kann. Bei dem relativ großen Blutverlust von 120 cm<sup>3</sup> in dem erwähnten Fall kann möglicherweise eine ähnliche Entwässerung angenommen werden, die sich — bei der oben vermuteten Bedeutung des Quellungsgrades — durch dieselbe Veränderung der Dehnungskurve zeigen müßte, die im Versuch auch feststellbar war.

Auf die nächste Frage, welche Faktoren während des Lebens den verschiedenen Wassergehalt und die verschiedene Struktur der Haut bedingen können, wird später noch zurückzukommen sein.

6. *Das Verhalten von Striae und Narbengewebe beim Zugversuch.* Bei der Untersuchung der Striae des erwähnten Cushingfalles ergaben sich je nach der Faserichtung verschiedene Ergebnisse, wie es nach den Untersuchungen der normalen Haut (Kapitel 3) zu erwarten gewesen war. Die Fasern zeigten in dem gesamten Bauchhautstück eine Hauptrichtung, die nach Entfernung des subcutanen Fettgewebes im Bereich der Striae an der Coriumunterfläche besonders deutlich zu sehen war, zum Verlauf der Striae aber keine besondere Beziehung hatte

(Abb. 6). Die Dehnungen wurden in drei Richtungen vorgenommen, in Richtung der Fasern (Abb. 6, A), senkrecht dazu (C) und senkrecht zu der von den Fasern unter verschiedenen Winkeln geschnittenen Längsrichtung der Striae (B). Die Ergebnisse zeigt Abb. 7 und Tabelle 1, S. 678. Danach war die Festigkeit in Faserichtung (A) am größten, senkrecht dazu sehr viel kleiner (C), während die dritte Versuchsreihe (B) Zwischenwerte lieferte. Wichtiger als die verschiedenen Maximaldehnungen ist der Elastizitätsmodul, der ebenfalls in Faserichtung am größten, quer zu dieser am kleinsten war. Verglichen mit den bei normalen Häuten gefundenen Werten (Abb. 5 und 5a, S. 676, Tabelle 1, S. 678) waren sowohl Festigkeit als auch Elastizitätsmodul kleiner als die kleinsten Werte der Säuglingshäute. — Die Striae gravidarum einer 66jährigen Frau zeigten ein qualitativ ähnliches Verhalten. Die etwas größeren Festigkeits- und Modulwerte sind vielleicht dadurch zu erklären, daß diese Streifen jahrelang bestanden hatten, während die oben genannten erst einige Monate alt waren. — In einem dritten Fall wurde die mit vielen kleinen Schwangerschaftsstreifen durchsetzte Haut einer 46jährigen Frau gedehnt. Auch hier genügten zum Zerreißen ähnlich kleine Spannungen.

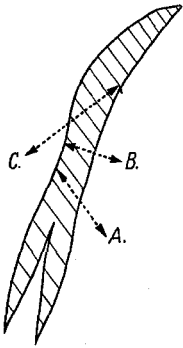


Abb. 6. Stria mit Faserverlauf. Dehnungsrichtungen: A In Längsrichtung der Fasern; B quer zum Strialängsverlauf; C quer zum Faserverlauf.

Einige Jahre altes Narbengewebe (von Operationen am Unterbauch) verhielt sich bei entsprechenden Versuchen ganz anders. Es wurde in Narbenlängsrichtung gedehnt; das Überwiegen einer Faserichtung konnte in der Narbe und in dem umgebenden Hautbezirk nicht festgestellt werden. Verglichen mit den Werten normaler Häute ist die Festigkeit und der Elastizitätsmodul als mittelgroß, die Dehnbarkeit als ausgesprochen klein zu bezeichnen. — Der normalen Haut des Narbenträgers selbst gegenüber, die parallel zur Narbe beansprucht worden war, zeigte sowohl Festigkeit als auch Dehnbarkeit und Elastizitätsmodul in allen Fällen deutlich kleinere Werte (vgl. Abb. 5 und 5a, Tabelle 1 S. 678, Abb. 7). Die Narben erwiesen sich in diesen Fällen also als Ersatzgewebe, die die mechanischen Funktionen der normalen Haut auch nach langem Bestehen — eine Narbe war 17 Jahre alt! — nicht voll erfüllen können. — Beim Nachgehen der bekannten Tatsache, daß bei Zugbeanspruchungen eines narbenhaltigen Gewebes (Uterusnarben, narbiger Damm) die Narbe in der Regel nicht reißt, ergab sich bei entsprechenden Versuchsanordnungen, daß in allen von 3 Fällen die Lockerstellen, an denen das Präparat riß, in der Übergangszone vom normalen zum narbigen Gewebe lagen.

Beim Vergleich mit der striösen Haut waren die untersuchten Narben deutlich fester, weniger dehnbar und hatten einen größeren Elasti-

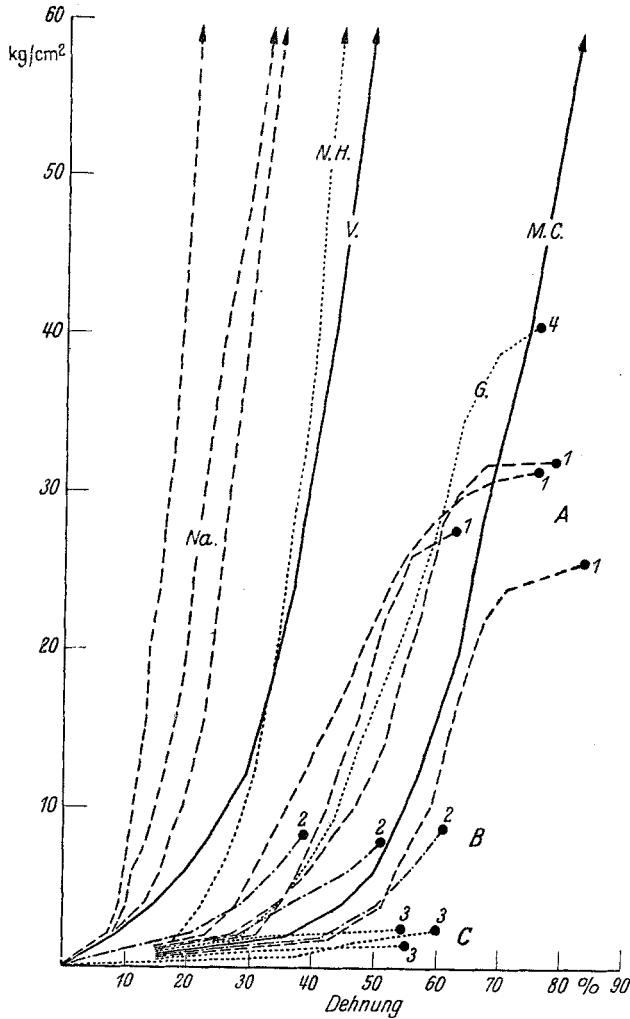


Abb. 7. Verhalten von Stria, Narbe und normaler Haut beim Zugversuch. Zeichen-  
erklärung: *A*<sub>1</sub> Stria bei Dehnung in Faserrichtung; *B*<sub>2</sub> Stria bei Dehnung quer zur Stria-  
längsrichtung; *C*<sub>3</sub> Stria bei Dehnung quer zur Faserrichtung (Fall Morbus Cushing);  
*M.C.* normale Haut des 36jährigen Mannes mit CUSHINGScher Krankheit; *V* Vergleichs-  
haut eines 36jährigen Mannes mit Osteomyelitis; *Na*. Operationsnarbe bei Dehnung  
in Längsrichtung; *N.H.* normale Haut desselben Falles (41jähriger Mann); *G*<sub>4</sub> normale  
Haut einer 42jährigen Schwangeren.

zitätsmodul. In einem Fall konnte dieser Unterschied an ein und demselben Menschen festgestellt werden: Der Festigkeit der oben zuletzt genannten Striae, die bei Schwangerschaften vor 19, 24 und

25 Jahren entstanden waren, deren Reißspannung 70 Atm. (Einzelwerte: 78, 63, 69 Atm.) betrug, steht die Festigkeit einer 2 Jahre alten Laparotomienarbe mit 141 Atm. (Einzelwerte: 131, 150, 142 Atm.) gegenüber.

Diese Differenzen lassen es nicht sehr wahrscheinlich erscheinen, daß außer der Narbe auch die Stria als Reparationsgewebe nach einer rein mechanisch entstandenen Kontinuitätstrennung der Haut aufzufassen ist. Auch wegen des Fehlens direkter Beziehungen zwischen Faser- bzw. Spannungsrichtung und Striaverlauf ist wohl nicht anzunehmen, daß die Spannung das auslösende Moment bei der Entstehung der Striae ist (vgl. auch GRÜTZ<sup>27</sup> und KOGOJ<sup>45</sup>). Auf die zahlreichen Mitteilungen, die noch deutlicher gegen die mechanische Genese dieser Hauterscheinung sprechen, soll hier nicht näher eingegangen werden. Zur Frage, ob der Hautspannung eine Teilbedeutung für die Pathogenese zukommt, ist zu sagen, daß, da sich der — heute im allgemeinen „toxisch“ (HORNECK<sup>36</sup>, KEHRER<sup>41</sup>) erklärte — Vorgang der Striaentstehung in einem ständig unter Spannung stehenden Gewebe abspielt, die Spannung sich an der Haut, deren Materialkonstanten durch das Toxin beeinflusst sind, ohne Frage anders auswirken wird, daß aber dieses Moment ebenso bei allen anderen, insbesondere den mit Einschmelzung des Gewebes einhergehenden Hautprozessen mit Sicherheit anzunehmen ist, — eine Tatsache, die aber kaum jemals eine Erwähnung findet. Dem Argument, daß man es während der Striaentstehung mit höheren Spannungen zu tun hat, ist entgegenzuhalten, daß HÖRMANN<sup>33, 34</sup> den intraabdominalen Druck in der Schwangerschaft nicht erhöht fand, daß bei starker Spannung der Bauchhaut durch Tumoren oder Ascites Striae so gut wie nie beobachtet werden (HORNECK<sup>35</sup>, KERMAUNER<sup>43</sup>, MARTIUS<sup>57</sup>), daß in zahlreichen Fällen Striae bei starker Abmagerung auftreten (HORNECK<sup>35</sup>, WIETH-PEDERSEN<sup>110</sup>), daß sie oft bei gesunden Menschen, bei denen nichts auf eine Zunahme der Hautspannung hinweist, gefunden werden können (SATKE und WINKLER<sup>80</sup>), nach SCHULTZE<sup>91</sup> bei nulliparen Frauen in über 30%.

Über die Ursachen der veränderten mechanischen Eigenschaften der Striae werden Untersuchungen der Bauelemente molekularer Größenordnung Auskunft geben müssen. Im Hinblick auf die fast allgemeine Annahme einer toxischen Genese, die nach der unter bestimmten Bedingungen gelungenen experimentellen Erzeugung der Streifen (HORNECK<sup>36</sup> u. a.) als ziemlich sicher bezeichnet werden muß, sei nur die für manche Proteine bereits bekannte Tatsache erwähnt, daß unter anderem mannigfache chemische Einwirkungen, zum Teil bloße pH-Änderung ihre Moleküle irreversibel spalten können (JORDAN<sup>38</sup>). Daß derartige Veränderungen für das mechanische Verhalten von größter Bedeutung sein werden, steht außer Frage (vgl. MEYER und FERRI<sup>59</sup>).

### b) Elastizitätsuntersuchungen.

Die Methodik bestand darin, daß in der üblichen Weise Hautstreifen bis zu bestimmten Höhen belastet, dann mit derselben Geschwindigkeit entlastet wurden und bei der Spannung 0 die Länge bzw. bleibende Verlängerung bestimmt wurde. — Das untersuchte Material war formalinfiziert; über die oben genannte Streuungsbreite hinausgehende Veränderungen der Elastizität durch die Fixationszeit konnten bei Kontrollen (entsprechend Kapitel a 2) nicht ermittelt werden. Versuche mit frischer Haut ergaben — wie bei den Dehnungsversuchen — so starke Streuungen, daß die Ergebnisse nicht verwertbar erschienen. — Die Bestimmung einer Elastizitätsgrenze war nicht möglich, wie auch WÖHLISCH<sup>111</sup> angibt, da bei den kleinsten Belastungen (bis etwa 4 Atm.) die Ablesfehler zu groß waren und bei etwas größeren bereits bleibende Dehnungen auftraten. Als Kriterium für die Elastizität mußte deshalb die bei den einzelnen Objekten verschieden große Restdeformation gewählt werden.

In einer ersten Versuchsreihe wurde die Abhängigkeit der Restdeformation von der Belastungshöhe untersucht. Mehrere parallele Streifen derselben Haut wurden dazu nach verschieden großer Beanspruchung ausgemessen und ihre im Augenblick der vollständigen Entlastung zurückbleibenden Dehnungen in Abb. 8 dargestellt. Die Kurve zeigt, daß die Restdeformation um so größer war, je größer die vorhergehende Belastung war. Ihre Größe änderte sich nicht proportional mit der Anzahl der angewandten Atmosphären, sondern wuchs bei höheren Belastungen relativ weniger.

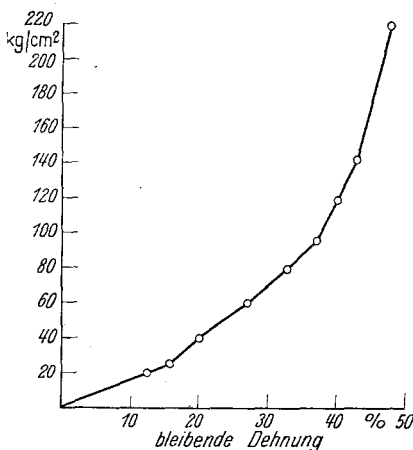


Abb. 8. Bleibende Dehnungen nach verschieden hoher Belastung einer Haut (in Prozent der Ausgangslänge).

Um das Verhalten verschiedener Häute vergleichen zu können, wurden je 3 Proben der Haut von 10 verschiedenen Leichen einer Beanspruchung von 12 Atm. ausgesetzt. Die nach der Entlastung gemessenen zurückgebliebenen Durchschnittsdehnungen von 6,2 bis 15,2% verteilten sich so, wie Tabelle 2 es zeigt. Tabelle 3 zeigt die Ergebnisse einer weiteren Versuchsreihe, in der verschiedene Häute, eine Narbe und eine Stria des CUSHING-Falles in Faserrichtung bis  $\frac{3}{4}$  der bei den Zugversuchen ermittelten Reißspannung — entsprechend den Versuchen von WÖHLISCH<sup>111</sup> — belastet worden waren. Die Werte der bleibenden Dehnungen mußten hier notwendig auf die Gesamtdeformationen bezogen werden.

Die Einzelergebnisse zeigten für die kleinen Zahlenwerte verhältnismäßig große Streuungen. Die Durchschnittswerte sollen aber doch — mit dem zu Beginn der Ausführungen geäußerten Vorbehalt — versuchsweise gedeutet werden.



Tabelle 2.

Alter und Geschlecht		Maximaler Elastizitätsmodul der Dehnungskurve	Restdeformation in Prozent der Ausgangslänge	
42 Jahre (Gravide)	+O +O <sub>1</sub> +O <sub>2</sub> +O <sub>3</sub>	1,1	14,2	Beispiel der Streuung: 10,7 (= 11,7) 13,6
1 Tag		1,5	14,8	
36 Jahre (M. Cushing)		2,5	12,0	
50 Jahre		3,0	10,5	
33 „		3,5	12,0	
18 „	O <sub>1</sub> +O <sub>2</sub> +O <sub>3</sub> +O	4,0	15,2	
41 „		4,3	6,4	
60 „		5,0	6,2	
65 „		7,9	7,0	
62 „		9,3	8,3	

Die Restdeformationen scheinen mit wachsendem Elastizitätsmodul kleiner zu werden. Bei der früher (Kapitel a 5) beschriebenen Verteilung der Moduln auf die verschiedenen Häute wäre dann die Elastizität der älteren bzw. männlichen Haut größer als die der jüngeren bzw. weiblichen. Die untersuchte Narbe scheint weniger elastisch als die umgebende normale Haut gewesen zu sein, während die Stria vielleicht eine größere Elastizität als die erscheinungsfreie, verhältnismäßig wenig elastische Haut bei CUSHINGScher Krankheit hatte.

Die Werte der bleibenden Dehnungen in Tabelle 3 zeigen dieselbe Größenordnung wie die von WÖHLISCH und Mitarbeitern<sup>111</sup> für Epidermis und Corium allein ermittelten Werte.

Tabelle 3.

Alter und Geschlecht		Maximaler Elastizitätsmodul der Dehnungskurve	Restdeformation in Prozent der Gesamtverlängerung
67 Jahre	O <sub>1</sub> O <sub>2</sub> O <sub>3</sub> +O	9,5	38,0
65 „		7,9	45,8
60 „		5,0	44,0
41 „		4,5	44,0
41 „		4,3	46,8
Narbe desselben Falles:	O <sub>1</sub> +O <sub>2</sub> +O <sub>3</sub> +O	3,9	54,0
18 Jahre		4,0	69,0
33 „		3,5	76,0
36 Jahre (Cushing)		2,5	65,5
1 Tag		1,5	54,6
3 Wochen		1,3	60,0
Stria (Cushing)		1,0	56,1
Entsprechende Werte nach WÖHLISCH <sup>111</sup> :			
Epidermis		11 (5—12,5)	55
Corium		4,3 (0,7—4,3)	60

Als Ursache der bei diesen Versuchen immer zu beobachtenden elastischen Unvollkommenheit kann außer den von MEYER und FERRI<sup>59</sup> angegebenen molekularen Veränderungen vor allem mit WÖHLISCH<sup>111</sup> die früher erwähnte, mit der Dehnung verbundene Wasserverschiebung, die bei der Entlastung nicht reversibel war, angenommen werden. Hierin liegt nun ein grundsätzlicher Unterschied gegenüber den elastischen Vorgängen der Haut in situ bei Dehnungen, weil dabei — bei der Annahme gleicher Vorgänge — die verschobene Flüssigkeit nicht verloren geht, wenigstens nicht in dieser Form, sondern nur in die Umgebung der beanspruchten Stelle gepreßt wird, um nach Entlastung an die alte Stelle zurückzukehren. Mit dieser Ableitung ist es möglich, sich an GILDEMEISTER und HOFFMANN<sup>25</sup> anzuschließen, die dem hydrostatischen Druck die Hauptrolle für den elastischen Widerstand beim Eindrücken der Haut zusprachen, wenn auch die Mechanismen beider Deformationsarten nicht identifiziert werden dürfen, obwohl fraglos bei jeder Drückbeanspruchung der Haut von außen, d. h. senkrecht zur Richtung der vorwiegend der Oberfläche parallel laufenden Fasern (KYRLE<sup>51</sup>, STRÖBEL<sup>97</sup>) Biegungs- d. h. Zugkomponenten anzunehmen sind. Auch in anderen früher genannten Ergebnissen der Untersuchungen am Lebenden wurde bekanntlich die große Bedeutung der Gewebsflüssigkeit für die Ausgleichung der Formveränderungen immer wieder betont. Die Elastizitätsuntersuchungen am isolierten Material können danach den entscheidenden Teil dieses Formrestitutionsmechanismus, wie er an der Haut in situ vor sich geht, nicht erfassen. Die Elastizität muß unter den hier vorliegenden Beanspruchungsbedingungen bei größerem Flüssigkeitsgehalt des Materials geringer sein, da dann mehr Flüssigkeit für die Wiederherstellung der Form verloren werden kann, während für die elastischen Vorgänge der lebenden Haut gerade eine bestimmte Menge Flüssigkeit nötig zu sein scheint. Andererseits darf offensichtlich dieses Quantum einen gewissen Betrag nicht überschreiten, da sonst — wie die klinischen Untersuchungen zeigten — z. B. bei Ödemen in der Versuchszeit (bei SCHADE von 2 min) der Deformationsausgleich nicht möglich ist und Elastizitätsverluste auftreten. Die Antwort auf die Frage, wie weit bei diesen Vorgängen mehr die micellar gebundene oder intermicellar liegende Flüssigkeit beteiligt ist und wie groß die Bedeutung der Gefäßfüllung und besonders des Flüssigkeitsstroms aus den Capillaren ist, deren Verhalten bei mechanischen Reizen vorerst ganz unberücksichtigt geblieben ist, muß weiteren Untersuchungen vorbehalten bleiben. Wegen der unter anderem von SCHMIDT-LA BAUME<sup>87-89</sup> bei der klinischen Untersuchung von Säuglingen, deren Haut STRÖBEL<sup>97</sup> reichlich vascularisiert fand, beobachteten Abhängigkeit der Elastizität von der mit der Nahrung zugeführten Flüssigkeitsmenge, ist mindestens in diesem Alter eine nicht unbeträchtliche

Mitwirkung dieses Faktors anzunehmen. — Es sei kurz erwähnt, daß neben diesem Mechanismus, aber eng mit ihm zusammenhängend, wegen der vor allem im jugendlichen Alter netzigen Struktur der Haut noch ein zweiter vermutet wird (v. FREY und REIN<sup>24</sup>), der so ablaufen soll, daß, nachdem bei der Dehnung die Gitter der winklig und gekreuzt zueinander stehenden kollagenen Bündel gestreckt worden sind, die alte Netzform durch die Retraktionstendenz der dabei angespannten elastischen Fasern wiederhergestellt wird.

Zu den elastischen Vorgängen der älteren Haut, deren Untersuchung mit dem SCHADESchen Elastometer bekanntlich zu sich widersprechenden Ergebnissen geführt hatte, soll in der vorliegenden Arbeit keine Stellung genommen werden. Zur Beantwortung der Frage, ob sie elastischer oder unelastischer als die Haut jüngerer Menschen ist, muß jede einzelne im Alter feststellbare Veränderung besonders untersucht werden, von denen nur die des Flüssigkeitsgehaltes (PERUTZ<sup>70</sup>, BÜRGER und SCHLOMKA<sup>14-17</sup>, BECHHOLD<sup>4</sup>), des Faserzustandes (BÜRGER und SCHLOMKA<sup>16</sup>, PFEIFFER<sup>71</sup>), des Faserbündelzusammenbaus, der Vascularisation (KYRLE<sup>51</sup>, STRÖBEL<sup>97</sup>) und der Hautspannung (KOJIMA<sup>46</sup>) genannt sei. — Die Hauptschwierigkeit, am Lebenden zu brauchbaren Ergebnissen zu kommen, scheint darin zu liegen, daß wegen der Abnahme der Hautspannung im Alter, die sogar Faltenbildungen erlauben kann, unter Umständen die Voraussetzungen zu elastischen Reaktionen gar nicht gegeben sind und es nur zu plastischen Verschiebungen der Falten kommt. Die am Lebenden (S. 663) festgestellten großen „Elastizitätsverluste“ der Striae, deren Spannung ebenfalls gering war und die meist Fältelungen zeigen (OPPENHEIM<sup>65</sup>), können vielleicht ähnlich gedeutet werden, wobei als weiteres Moment — auch für die hier ermittelten relativ großen Restdeformationen — hinzukommen wird, daß in den Streifen die elastischen Fasern vermindert sind oder völlig fehlen (OPPENHEIM<sup>65</sup>).

*c) Das Verhalten der Haut bei „pulsierender Dauerbelastung“*

(GOERENS und MAILÄNDER<sup>26</sup>).

Während einmalige Zugbeanspruchungen der menschlichen Gewebe bis zum Riß nur in seltenen — und dann immer pathologischen — Fällen vorkommen, stellen Dauerbelastungen, d. h. häufige oder andauernde kleine, mehr oder weniger unterhalb der Reißspannung (bei einmaliger Belastung bis zum Riß) liegende Belastungen, die mit Entlastungen abwechseln, sowohl physiologische Vorkommnisse als auch mindestens Teilursachen für verschiedene krankhafte Prozesse dar. — Es schien daher von besonderem Interesse zu sein, das Verhalten der Haut bei derartiger Beanspruchung zu prüfen.

Die bisherige Versuchsanordnung wurde dazu so abgeändert, daß sich viele Be- und Entlastungsgänge, wie sie einmal bei den Elastizitätsuntersuchungen durchgeführt wurden, aneinander anschlossen.

Abb. 9 stellt das Ergebnis der Dauerbelastung eines fixierten Hautstreifens mit 5000 g dar. Das erste Kurvenpaar (ausgezogene Kurven 1) zeigt die Belastungskurve in der bekannten Form. Die Entlastungskurve nimmt nicht denselben Verlauf, sondern fällt erst steiler ab

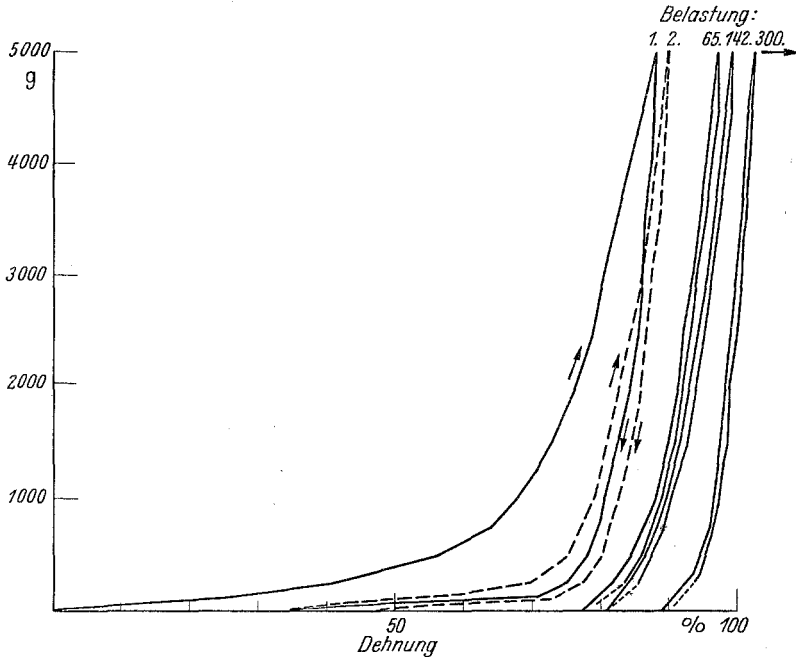


Abb. 9.

und erreicht nach einer stärkeren Krümmung und einen flachen Endabfall die Dehnungsachse in einem die bleibende Dehnung angegebenden Punkt. Es entsteht eine sog. Hysteresisschleife. Die von beiden Kurven und der Dehnungsachse eingeschlossene Fläche stellt den Arbeitsverlust dar. Das Gewebe ist unter diesen Bedingungen nicht vollkommen elastisch (vgl. das vorige Kapitel), die zweite Belastungskurve (2) ist allgemein steiler und hat nach einem Knick im unteren Abschnitt weiter oben einen gradlinigeren Verlauf als die erste. Die auf der Höhe der Belastung erreichte Dehnung ist etwas größer als beim erstenmal, die auf die Ausgangslänge bezogene Restdeformation nach Entlastung ebenfalls. Die Fläche des Arbeitsverlustes ist dagegen deutlich kleiner geworden. Bei den weiteren Belastungen änderte sich das Verhalten in demselben Sinne weiter, der Grad der Änderung nahm aber mit der Zahl der Belastungen ab, so daß deutliche Änderungen nicht von

Mal zu Mal erkennbar waren. Das nächste Kurvenpaar (65) zeigt das Verhalten bei der 65. Belastung. Die Belastungskurve verläuft schon zu Beginn stark ansteigend, der obere Teil hat einen annähernd gradlinigen Verlauf. Die zugehörige Entlastungskurve findet sich in unmittelbarer Nähe, der Arbeitsverlust ist erheblich kleiner als vorher. Die Höchstdehnung und mehr noch die bleibende Dehnung sind angewachsen. (Die Restdeformationswerte konnten nicht genau abgelesen werden.) Bei den folgenden Versuchsgängen war der Grad der Veränderung nur sehr klein, wie das 142. und 300. Kurvenpaar zeigen. Entscheidend ist, daß sich der Höchstdehnungswert zwar langsam aber sicher dem bei früheren Versuchen für diese Haut ermittelten Reißdehnungswert nähert. Nach 458 Einzelbeanspruchungen riß das Präparat. Wird jetzt die Festigkeit auf den Ausgangsquerschnitt bezogen, so beträgt sie  $\frac{5000 \text{ g}}{q} = \frac{5000 \text{ g}}{12,5 \text{ mm}^2} = 40 \text{ kg/cm}^2$ . Sie ist gegenüber  $120 \text{ kg/cm}^2$  bei einmaliger Beanspruchung bis zum Reiß durch die Dauerbelastung in dieser Höhe und Zahl geringer geworden.

Mehrere entsprechende Versuche — auch mit frischer Haut — ergaben prinzipiell dasselbe Verhalten.

Um nun ein Bild der Beziehungen zwischen Spannung und Dehnung gewinnen und das Verhalten der Konstanten ableiten zu können, muß berücksichtigt werden, daß sich das Probestück zu jeder neuen Einzelbelastung mit einer durch die vorhergehende Beanspruchung um die Restdeformation vergrößerten Ausgangslänge und einem verkleinerten Querschnitt bietet. (Die Querschnitte zeigen bei unvollkommen elastischen Körpern ebenfalls von der Querkontraktion zurückbleibende Formveränderungen. Während bei den Elastizitätsuntersuchungen nach einmaliger Belastung auf die Angabe ihres Ausmaßes verzichtet werden mußte, da sie wegen der geringen Größe bei den relativ großen Fehlern der Querschnittsbestimmung nicht gemessen werden konnten, waren sie nach einer größeren Zahl von Dauerbelastungen so erheblich, daß sie eine Berücksichtigung verlangten.)

Die Ergebnisse eines weiteren Versuchs, bei dem mit einer auf den bei jeder Entlastung vorhandenen Querschnitt bezogenen Spannung gearbeitet und als jeweilige Ausgangslänge die Summe von ursprünglicher Länge und allen bisherigen Restdeformationen eingesetzt wurde, sind in Abb. 10 aufgezeichnet. Die Höchstbelastung betrug  $12 \text{ kg/cm}^2$ .

Aus den Kurven geht hervor, daß nach vorhergehender Beanspruchung die Dehnbarkeit stark abgenommen hat, von 53,5% (bei der ersten Belastung) auf 27,1% (bei der zweiten) usw., bis sie bei der 150. nur noch 6,6% der vor der 150. Belastung gemessenen Länge betrug. Die bleibenden Dehnungen fielen ebenfalls ab, von 19% über 7%, 2,5% auf kleinste, mit dieser Methode nicht mehr erfaßbare Werte.

Wie die gegenseitige Annäherung der Be- und Entlastungskurve zeigt, wurde auch der Arbeitsverlust mit der Zahl der Dehnungen geringer. Der maximale Elastizitätsmodul (Steigung des oberen Teiles der Belastungskurven) stieg dabei an, von etwa  $0,7 \text{ kg/mm}^2$  bei der ersten auf etwa  $3,5 \text{ kg/mm}^2$  bei der 150. Belastung. Die Beobachtung dieser Veränderungen läßt schließen, daß das Material unter jener Behandlung elastischer geworden ist. Die Grenze für die Veränderungen ist — nach dem oben beschriebenen Versuch — dann gegeben, wenn die auf die ursprüngliche Länge zu Beginn des Versuchs bezogene Reißdehnung

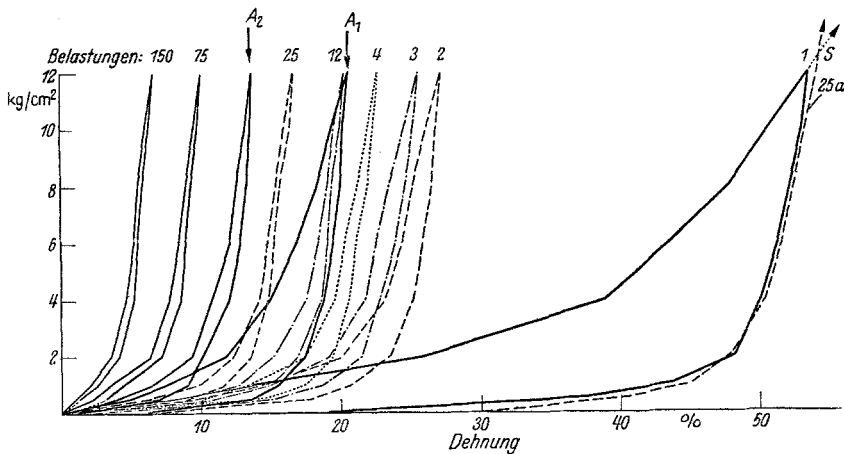


Abb. 10.

der Summe von der Ausgangslänge zu Beginn einer n-ten Belastung und der während der n-ten Belastung der Spannungshöhe von  $12 \text{ kg/cm}^2$  (oder auch weniger) zukommenden Verlängerung entspricht. In dem Augenblick ist der Riß zu erwarten. Die Festigkeit ist dann durch die zur Reißspannung werdende Spannung von höchstens  $12 \text{ Atm.}$  gegeben. — Die Veränderungen von Gesamtdehnung, Restdeformation und Arbeitsverlust sind für zweimalige Belastung von Epidermis und Corium allein ebenso von WÖHLISCH und Mitarbeitern<sup>111</sup> beschrieben worden.

Die eben beschriebene Festigkeitsabnahme nach sehr vielen Einzelbelastungen könnte nun darauf schließen lassen, daß die Festigkeit, die bei einmaliger Belastung bis zum Riß in diesem Fall mit etwa  $170 \text{ Atm.}$  ermittelt wurde, mit der Zahl der Einzelbeanspruchungen allmählich auf etwa  $12 \text{ Atm.}$  abgesunken ist. Aus bestimmten Gründen ist aber im Gegenteil anzunehmen, daß sie zu Beginn der Dauerbelastung ansteigt und erst während der letzten Einzelbelastungen eine starke Minderung erfährt. Versuche mit der Haut eines 9jährigen Mädchens, deren Reißspannung bei einmaliger Beanspruchung im Durchschnitt  $121 \text{ Atm.}$  (Einzelwerte:  $122, 118, 110, 131$  und  $124 \text{ Atm.}$ ) betragen

hatte, ergaben, daß die Reißfestigkeit nach 80maliger Belastung mit 1000 g auf etwa 210 Atm. (Einzelwerte: 213, 223 und 195 Atm.) gesteigert war. Die Dehnung beim Reiß betrug im übrigen etwa 40 %, bezogen auf die Länge vor der 80. Belastung, während die Reißdehnung bei einmaliger Beanspruchung etwa 117 % betragen hatte. — Die Erklärung dieser Festigkeitssteigerung kann am besten an der graphischen Darstellung gegeben werden: Die Festigkeit ist bekanntlich durch den Schnittpunkt der Dehnungskurve mit der Senkrechten gegeben, die auf der Dehnungsachse in dem Punkt errichtet ist, der der jedem Material zukommenden Reißdehnung entspricht. Dieser Schnittpunkt wird um so höher liegen (d. h. die Festigkeit wird um so größer sein), je steiler die Kurve verläuft (d. h. je größer ihr Elastizitätsmodul ist) und je weiter ihr Anfangspunkt von dieser Senkrechten ist (d. h. — vgl. Abb. 9 — je weniger durch Vorbelastungen bedingte bleibende Dehnung in ihrer Ausgangslänge enthalten ist). Während der Dauerbelastung wird die Reißspannung nun von diesen beiden Momenten im entgegengesetzten Sinne beeinflusst: Die auf die ursprüngliche Länge vor Beginn des Versuchs bezogene bleibende Dehnung nimmt mit der Zahl der Einzelbelastungen zu, wie Abb. 9 zeigte; dadurch wird die Höhe des Festigkeitsschnittpunktes herabgesetzt. Andererseits vergrößert sich aber der Elastizitätsmodul, der den Schnittpunkt höher herauf verlegt. Wird die Dauerbelastung — wie bei dem Versuch von Abb. 9 — bis zum Reiß durchgeführt, so überwiegt zum Schluß das erste Moment und die Festigkeit ist herabgesetzt. Wird dagegen nach einer begrenzten Zahl von Einzelbelastungen weiter bis zum Reiß gedehnt, so kann — wie bei den eben beschriebenen Versuchen — der vergrößerte Elastizitätsmodul das Übergewicht behalten und die Festigkeit größer sein. In Abb. 10 zeigt die Kurve 25a, die dadurch gewonnen wurde, daß die Dehnungswerte bei der 25. Belastung — Kurve 25 — auf die ursprüngliche Länge vor der ersten Belastung bezogen wurden, daß sie wegen ihres steilen Verlaufs jede hinter dem Schnittpunkt *S* liegende, auf der Dehnungsachse errichtete Senkrechte, also auch die für diesen Fall in dem Punkt 104 % (Reißdehnung der vorliegenden Haut) zu errichtende, wahrscheinlich höher schneiden wird als die (punktiert fortgesetzte) Dehnungskurve der ersten Belastung. Die Festigkeit dieses 25mal vorbelasteten Streifens wäre bei Weiterbelastung bis zum Reiß größer gewesen als die des unvorbelasteten Streifens (Kurve 1). — Hinsichtlich der den beschriebenen Veränderungen der Konstanten des ursprünglichen Materials zugrunde liegenden Dimensionsänderungen wird auf die Ausführungen des Kapitels b (Elastizitätsuntersuchungen) verwiesen.

Derartigen Dauerbelastungen — in geringerer Höhe, aber größerer Anzahl — ist die Haut ohne Frage während des ganzen Lebens unter

physiologischen Bedingungen ausgesetzt. Es überrascht daher nicht, daß bei einem Vergleich mit der Haut jüngerer Menschen die ältere alle Symptome einer dauerbeanspruchten zeigt: Der Elastizitätsmodul der während des Lebens dauerbeanspruchten Haut alter Menschen ist — nach den in Kapitel a 5 dargestellten Untersuchungen — bei einer einmaligen Belastung bis zum Reiß deutlich größer als der der Säuglingshaut, die Dehnbarkeit kleiner, während — soweit aus den Ergebnissen geschlossen werden kann — die Haut von Menschen im mittleren Alter Zwischenwerte liefert. Ein Bild dieses Vergleichs geben in Abb. 10 die (dick ausgezogenen) Kurvenpaare  $A_1$  und  $A_2$ , die das Verhalten der Haut eines Mannes von 60 Jahren bei einer ersten und zweiten Belastung bis zu 12 Atm. darstellen und die sich — besonders  $A_2$  — ganz in das übrige Kurvensystem der Abb. 10 eingliedern, das während der Dauerbeanspruchung der Haut eines 18jährigen Mädchens gewonnen wurde. Die Haut des alten Mannes lieferte bei der zweiten Belastung ( $A_2$ ) eine Kurve, die sich kaum von der unterscheidet, die nach etwa 50maliger (zwischen 25 und 75) Belastung der Haut des Mädchens zu erwarten gewesen wäre. — Über das Verhalten der Festigkeit wurde eben gesprochen. Der Reißspannungswert von 210 Atm., den die Haut des 9jährigen Mädchens nach 80maliger Dauerbelastung zeigte (S. 692), entspricht ganz den Werten, die die Häute älterer Menschen bei den früher dargestellten Zugversuchen ergaben.

Die bleibenden Dehnungen der Ausgangslänge (im jugendlichen Alter) werden solange nicht in Erscheinung treten, als die Hautfläche der im Laufe des Lebens wachsenden Körperoberfläche entspricht. Die von KOJIMA<sup>46</sup> angegebene Spannungszunahme der Haut in den ersten Lebensjahrzehnten scheint zu bedeuten, daß die Vergrößerung der Hautfläche nicht mit der der Körperoberfläche Schritt halten kann, während später — wenn die Körperoberfläche ihre konstante Größe erreicht hat — die Hautvergrößerung überwiegt, so daß die Spannung der Haut abnehmen muß, wie KOJIMA auch feststellte, und im höheren Alter sogar Faltenbildungen möglich sind. Ähnliche bleibende Verlängerungen erzielte KATZENSTEIN<sup>40</sup> durch gesteigerte Dauerbeanspruchungen an Gelenkkapseln während des Lebens.

In dieser zunächst rein mechanistisch gehaltenen Betrachtungsweise ergänzen die mikroskopischen Befunde das Bild: Die als Ausdruck der Restdeformation der Querkontraktion zu erwartende Verdünnung der Altershaut beschreibt STRÖBEL<sup>97</sup>. Nach seinen Angaben beträgt die Dicke der senilen Cutis nur noch etwa ein Drittel bis die Hälfte der Säuglingshaut, wobei für die einzelnen kollagenen Bündel eine Verdünnung und Parallelisierung charakteristisch und konstant sein soll. Schließlich sei noch daran erinnert, daß der für das mechanische Verhalten bedeutungsvolle Flüssigkeitsgehalt der Haut sowohl durch die



Dauerbelastung der oben erwähnten jugendlichen Häute abgenommen hat als auch an der Altershaut allen jungen Häuten gegenüber vermindert gefunden wurde (BÜRGER und SCHLOMKA<sup>16</sup> u. a.).

Aus diesen Erörterungen — gerade wegen der letzten Feststellungen — kann nun weder gefolgert werden, daß der Alterungsprozeß der Haut nur eine Folge der im Laufe des Lebens vorgekommenen Dauerbeanspruchungen ist, noch, daß diesen eine überragende Bedeutung zukommen muß. Es ist bekannt und wurde mehrfach betont, daß die lebende Haut in situ im allgemeinen in der Lage ist, alle vorkommenden Deformationen, die ja das Entscheidende bei den Veränderungen der Konstanten durch die Dauerbeanspruchung sind, wieder auszugleichen (TRIEPEL<sup>103</sup> u. a.). Von einem Altern in mechanischer Hinsicht kann erst dann gesprochen werden, wenn dieser Ausgleichsmechanismus den Anforderungen gegenüber relativ insuffizient geworden ist. Dabei können alle aus nichtmechanischen Gründen auftretenden Veränderungen des Substrates, an dem sich die mechanischen Vorgänge abspielen, ebenso bedeutungsvoll sein, wobei sowohl an An- und Abbauvorgänge der einzelnen Elemente, als auch an qualitative Veränderungen zu denken ist, insbesondere an die Altersabhängigkeit des Wasserbindungsvermögens der Bindegewebskolloide (HERINGA und WEIDINGER<sup>32</sup>), das mit zunehmendem Alter eine Abnahme zeigt, die von BÜRGER und SCHLOMKA<sup>14-17</sup> auf Grund umfassender Untersuchungen an den verschiedensten Geweben für das Grundphänomen des Alterns gehalten wird und größte Bedeutung für sekundäre Ablagerungen verschiedener Substanzen haben soll. In diesem Zusammenhang ist es wichtig von PFEIFFER<sup>71</sup> zu hören, daß sowohl Dehnung als auch Alterung zu einer Zunahme des Orientierungsgrades leptonischer Fadenmoleküle undifferenzierten Cytoplasmas führt, die als verstärkte Aggregation der Teilchen als Folge dehydrativer Veränderungen oder einer Annäherung an die Zone des isoelektrischen Punktes gedeutet wird. Für den Fall der Keratine ist übrigens (JORDAN<sup>38</sup>) bereits bekannt, welche molekulären Änderungen bei der Dehnung dieser Polypeptidketten auftreten.

Die Untersuchungsergebnisse sollen dahin gedeutet werden, daß eine Haut, bei der alle vitalen Reaktionen fehlen — und wohl nur eine solche — allein unter dem Einfluß mechanischer Dauerbeanspruchungen hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften, zum Teil auch ihres histologischen Bildes und ihres Wassergehaltes altern kann.

Es soll nun über eine weitere Versuchsreihe berichtet werden, in der das Gewebe der Striae im Vergleich zu einigen andern Häuten einer Dauerbelastung bis zu  $\frac{3}{4}$  der auf die Ausgangsdimensionen zu Beginn des Versuchs bezogenen mittleren Reißfestigkeit ausgesetzt wurde. Abb. 11 zeigt 4 Kurvenpaare, von denen die jeweils rechte Kurve die mit der Zahl der Belastungen erst schnell, später sehr langsam

ansteigende Höchstdehnung, die linke die sich ebenso verhaltende bleibende Dehnung nach der Entlastung angibt. (Die Pfeile deuten den Versuchsverlauf im einzelnen an.) Es ist erkennbar, daß die Häute *A* und *B* (von Säuglingen) und *C* (normale Haut bei CUSHINGScher Krankheit) mit der Zahl der Belastungen ihre Höchst- und Restdehnung immer weniger verändern und sich damit einer größeren Elastizität nähern, wie es bei den vorigen Versuchen näher beschrieben worden ist. Alle Häute hielten dabei 30 und mehr Dehnungen aus, ohne zu reißen.

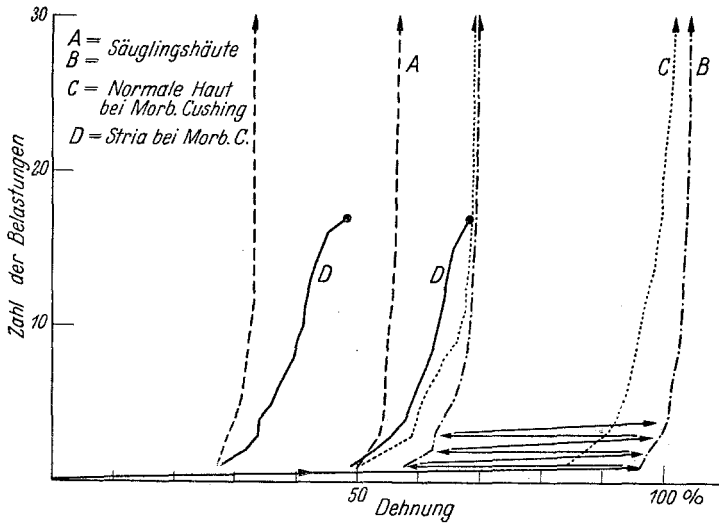


Abb. 11.

Bei der Stria (*D*) nahmen dagegen die Dehnungswerte mit jeder Belastung deutlich zu, so daß das Präparat in diesem Fall nach 17, in einem zweiten nach 21 Einzelbeanspruchungen riß. Dieses Verhalten ist als Ermüdungserscheinung aufzufassen. Es wurde bei keiner andern Haut, insbesondere nicht bei den hier zum Vergleich gebrachten, ebenfalls nicht sehr festen Säuglingshäuten nach so kurzer Versuchsdauer beobachtet. Auch Narbengewebe ertrug unter denselben Bedingungen über 40 Belastungen. — Damit erwies sich die Stria auch bei Dauerbelastungen als weniger fest als die andern untersuchten Objekte. Hierbei ist noch zu berücksichtigen, daß mit Spannungen in der Höhe von  $\frac{3}{4}$  der bei einmaliger Belastung bis zum Riß gefundenen mittleren Reißspannung gearbeitet wurde. Wegen der an sich schon geringen Festigkeit der Stria wurde sie hier nur mit etwa 22 Atm. belastet, während die Säuglingshäute mit 43 bzw. 45 Atm., die Haut bei CUSHINGScher Krankheit mit 85 Atm. belastet wurde (bezogen auf die Ausgangsdimensionen).

d) *Einfluß der Versuchsgeschwindigkeit beim Zugversuch.*

Wie früher erwähnt, wurde versucht, durch Einhalten einer konstanten Versuchsgeschwindigkeit von  $0,4 \text{ kg/cm}^2$  in der Sekunde die Versuchsbedingungen für alle beschriebenen Versuche gleich zu halten. Es interessiert nun, wie sich eine Änderung der Geschwindigkeit auf das Verhalten der Haut auswirkt. Während sich ein Einfluß in der Technik bei Zerreißversuchen von Metallen nicht immer deutlich zeigt

(GOERENS und MAILÄNDER<sup>26</sup>), soll er bei allen Untersuchungen menschlicher Gewebe von großer Bedeutung sein (WÖHLISCH<sup>111</sup>).

Es wurden 10 parallele Streifen einer umschriebenen Hautstelle derselben Leiche mit verschiedenen Geschwindigkeiten bis zum Reiß belastet. Die Ergebnisse zeigt Abb. 12. Die Punkte stellen Reißdehnung und Reißspannung dar.

Es ist eindeutig zu erkennen, daß bei höherer Geschwindigkeit zum Zerreißen höhere Spannungen notwendig waren. Die Werte bei etwa  $20 \text{ Atm./sec}$  lagen in diesem Fall ungefähr doppelt so hoch wie bei  $v = 0,055 \text{ Atm./sec}$ . Die Reißdehnung war in allen Fällen so gut wie gleich groß (Streuungen zwischen 52 und 59%), wie nicht anders zu erwarten war.

Ursache dieser Erscheinung der Geschwindigkeitsabhängigkeit ist einerseits die innere Reibung (GOERENS und MAILÄNDER<sup>26</sup>, MÜLLER-POUILLET<sup>60</sup>), die beim Recken überwunden werden muß und die bei höherer Geschwindigkeit größer ist. Andererseits erreicht bei kleinerer Geschwindigkeit,

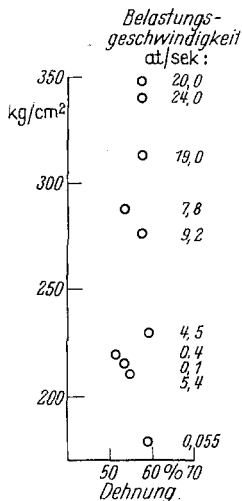


Abb. 12. Einfluß der Belastungsgeschwindigkeit beim Zugversuch. (Darstellung der Reißpunkte verschiedener Proben derselben Haut.)

d. h. längerer Versuchsdauer die mit der Zeit wachsende Nachdehnung, deren Bedeutung im nächsten Kapitel noch eingehender zu besprechen sein wird, größere Werte, so daß die Reißdehnung schon bei kleinerer Spannung erreicht wird.

Die Ergebnisse beweisen, daß bei größerer Belastungsgeschwindigkeit die Festigkeit und — wegen der unveränderten Reißdehnung — auch der Elastizitätsmodul höhere Werte annimmt als bei kleinerer Geschwindigkeit. Das Verhalten der Haut entspricht damit ganz dem in der Technik allgemein bekannten anorganischer Stoffe.

e) *Das Verhalten der Nachdehnung beim Zugversuch der Haut.*

Unter Nachdehnung versteht man die Erscheinung, daß im Augenblick einer Belastung die Dehnung noch nicht abgeschlossen ist, sondern sich bei konstanter Belastung mit der Zeit noch vergrößert. In

einer Reihe von Mitteilungen wird angenommen, daß sie bei Zugversuchen mit menschlichen Geweben mit der Zeit mehr und mehr abnimmt und schließlich auf unendlich kleine Werte absinkt. Nach TRIEPEL<sup>103</sup> soll sie am elastischen Band sehr schnell — innerhalb von 30 sec — ablaufen, bei höheren Spannungen länger andauern. DITTLER<sup>21</sup> hält es für möglich, bei Dehnungsuntersuchungen des Muskels abzuwarten, bis die noch folgenden Veränderungen unmerklich bleiben. Die Nachdehnungskurve des Muskels nach MARCEAU und LIMON<sup>56</sup> ist

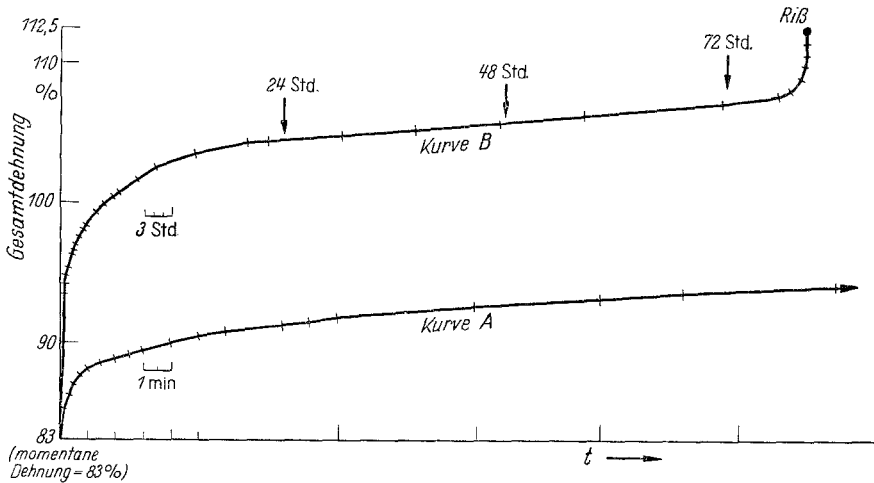


Abb. 13. Verhalten der Nachdehnung.

in demselben Sinne zu deuten. STEINHAUSEN<sup>93</sup> schreibt, daß die Nachdehnungskurve des Muskels sich „offenbar einem Endwert asymptotisch nähert“. Ebenso äußern sich WÖHLISCH und CLAMANN<sup>116</sup>.

Abb. 13 stellt das Ergebnis eines Versuches dar, bei dem eine Haut, deren Reißspannung früher mit etwa 120 Atm. und deren Reißdehnung mit etwa 115% ermittelt wurde, einer Belastung von 3,2 kg ausgesetzt war und die Veränderung der momentanen Verlängerung (von 83%) bei dauernder Einwirkung der gleichen Kraft beobachtet wurde. Kurve A hat große Ähnlichkeit mit der von MARCEAU und LIMON gefundenen Muskelnachdehnungskurve. Man erkennt, daß die Zunahme der Dehnung mit der Zeit offenbar geringer wird. Ein Endwert ist nach einer halben Stunde noch nicht erreicht. In den nächsten Stunden war das Verhalten noch genau so, die Kurve (B) hat eine immer schwächer werdende Krümmung, bis sie nach etwa 24 Std in eine Gerade übergeht. Die Nachdehnung war von diesem Zeitpunkt an also proportional der Zeit angewachsen. — 80 Std nach Beginn des Versuches änderte sich das Verhalten: Der Dehnungszuwachs wurde — wie die Kurvenkrümmung nach oben zeigt — wieder größer. Nach etwa 81 Std riß

das Präparat spontan. — Die Ursache für den Verlauf des Endteils der Kurve ist darin zu suchen, daß die Nachdehnung den Fließbereich und bald darauf die für dieses Material mögliche Maximaldehnung von etwa 115% erreicht hatte. — Zwei weitere Versuche, von denen einer mit frischer, unfixierter Haut durchgeführt wurde, hatten prinzipiell dasselbe Ergebnis. Die Spannung war in diesen Fällen geringer gewählt worden, die momentane Dehnung war entsprechend geringer und der Nachdehnungskurvenverlauf im ganzen flacher.

Das Ergebnis dieser Versuche ist völlig anders, als es nach den oben zitierten Angaben zu erwarten war. Die Nachdehnung näherte sich nicht asymptotisch einem Endwert, sondern nahm nur anfangs mit der Zeit immer weniger zu, um später linear mit der Zeit anzuwachsen und so die Dehnungsgrenze zu erreichen. Das Verhalten stimmt aber ganz mit dem überein, das TAYLOR und DEAR<sup>98</sup> bei entsprechenden Untersuchungen an Glas gefunden haben. Es wurde deshalb die von TAYLOR, McNAMARA und SHERMAN<sup>99</sup> empirisch gefundene Formel, die der von BENNEWITZ und RÖTGER<sup>5</sup> theoretisch abgeleiteten allgemeinen Nachdehnungsformel entspricht, auf das vorliegende Versuchsergebnis angewandt. Die Inhomogenität der Stoffe, die heute allgemein für das Auftreten der Nachdehnung verantwortlich gemacht wird (SACHS<sup>79</sup>), ist in ihr durch einen mit der Zeit linearen und einen exponentiellen Anteil charakterisiert. Die Formel

$$y = y_0 + s(1 - e^{-qt}) + rt \quad (1)$$

gilt dabei für ein aus 2 Sorten von Bausteinen bestehendes elastisches Material. Für jede weitere Sorte kommt ein exponentieller Anteil hinzu, so daß für ein Material aus 4 Sorten von Bausteinen eine Formel von der Form

$$y = y_0 + s_1(1 - e^{-q_1 t}) + s_2(1 - e^{-q_2 t}) + s_3(1 - e^{-q_3 t}) + rt \quad (2)$$

gelten soll. Die Zahlenwerte von  $s$  und  $r$  sowie für den Kehrwert  $q$  der Relaxationszeit lassen sich für die einfache Formel (1) unmittelbar aus der Steigung der Kurve entnehmen (BENNEWITZ und RÖTGER<sup>5</sup>);  $y_0$  ist der momentane Dehnungswert zur Zeit  $t = 0$ .

Ein Versuch, die für die Haut gefundene Nachdehnungskurve durch die einfache Formel darzustellen, zeigte, daß man mit der Annahme von nur zwei elastischen Komponenten nicht auskommt. Ihre Zahl und Eigenschaften ergaben sich aus folgender Berechnung: ( $t$  = Zeit in Minuten).

Aus (1) und (2) ergibt sich nach Fortlassen des bekannten Gliedes  $y_0 = 83\%$  unter Annahme mehrerer elastischer Komponenten  $s_1, s_2, s_3$  usw.

$$y = s_1(1 - e^{-q_1 t}) + s_2(1 - e^{-q_2 t}) + s_3(1 - e^{-q_3 t}) + \dots + rt \quad (3)$$

$r$  ist durch die Steigung des geraden Kurventeils gegeben und beträgt 0,000926, so daß für die Bestimmung der unbekannten Koeffizienten verbleibt

$$y' = \bar{y} - rt = s_1 + s_2 + s_3 + \dots - (s_1 e^{-q_1 t} + s_2 e^{-q_2 t} + s_3 e^{-q_3 t} + \dots) \quad (4)$$

und nach Abspaltung der Summe aller  $s$ , die sich ohne weiteres aus der Nachdehnungskurve selbst bestimmen läßt (vgl. Abb. 14):

$$y'' = s_1 + s_2 + s_3 + \dots - y' = s_1 e^{-q_1 t} + s_2 e^{-q_2 t} + s_3 e^{-q_3 t} + \dots \quad (5)$$

Die Formel (5) kann graphisch dargestellt werden. Abb. 15 zeigt die Kurve  $y''$  des vorliegenden Falles. Ihr Verlauf ist nach (5) durch verschiedene  $e$ -Funktionen bestimmt. Es kann jetzt angenommen werden, daß die Einzelkomponenten verschieden lange auf den Verlauf der Kurve  $y''$  einwirken, also verschiedene Relaxationszeiten (in denen ihr Wert auf den  $1/e$ -ten Teil =  $1/2, 7183\dots$  absinkt) besitzen, d. h. daß für kleine  $t$  alle, von einem bestimmten  $t$  ab praktisch nur die Komponente, die die größte Relaxationszeit hat (im folgenden:  $s_1, q_1$ ) die Kurve gestaltet. Die Gleichung

$$z = \log y'' = \log s_1 - q_1 t \cdot \log e + \dots \quad (6)$$

wird danach für genügend große  $t$  durch eine Gerade dargestellt und für kleinere  $t$  wegen der da noch einwirkenden Komponenten mit kleinerer Relaxationszeit

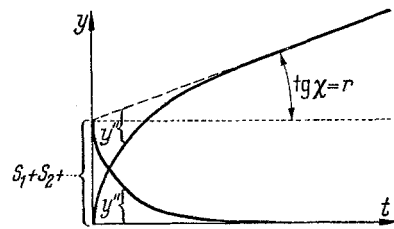


Abb. 14.

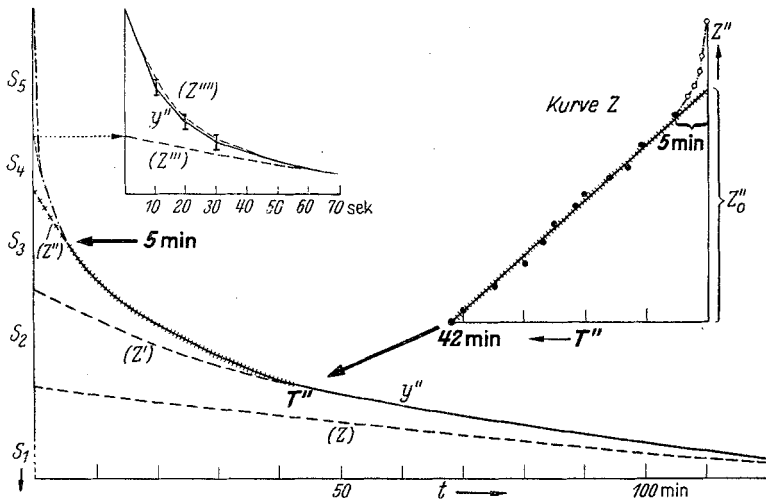


Abb. 15.

eine Abweichung von der Geraden zeigen (Abb. 15 Kurve Z). Die Kurve Z liefert  $Z_0$  und  $T$ , aus denen sich wegen  $Z_0 = \log s_1$  und  $Z_0/T \cdot \log e = q_1$  ohne weiteres  $s_1$  und  $q_1$  ergeben. Nach Einsetzen dieser Werte in (5) kann  $y''$  für alle Werte von  $t$  errechnet werden. Die errechnete Kurve (Z) ist in Abb. 15 gezeichnet. Ihre Werte decken sich von  $t = 150$  bis  $t = 1430$  praktisch mit denen der Kurve  $y''$  für dieselben Zeiten, d. h. von der 150. Minute an bestimmt diese Komponente so gut wie allein den Verlauf der Kurve  $y''$ . In der Zeit bis  $t = 150$  sind weitere  $s$  zu suchen. Sie wurden in entsprechender Weise ermittelt; die berechneten

Kurven ( $Z'$ ), ( $Z''$ ), ( $Z'''$ ) und ( $Z''''$ ) sind in Abb. 15 gezeichnet. Bis auf kleine, durch Meßfehler erklärable Differenzen ist hierdurch die Kurve  $y''$  vollständig darstellbar.

Durch Einsetzen der gefundenen Zahlenwerte ergab sich als Nachdehnungsformel des Versuchs:

$$y = 83\% + 8,1 (1 - e^{-0,00307 t}) \% + 2,95 (1 - e^{-0,0219 t}) \% + \\ 3,15 (1 - e^{-0,0807 t}) \% + 1,9 (1 - e^{-0,514 t}) \% + 4,1 (1 - e^{-4,13 t}) \% \\ + 0,000926 t \%.$$

Die Relaxationszeiten der Komponenten  $s_1$  bis  $s_5$  sind durch  $1/q$  bestimmt:  $1/q_1 = 326 \text{ min} = 5 \text{ Std } 26 \text{ min}$ ,  $1/q_2 = 45,7 \text{ min}$ ,  $1/q_3 = 12,4 \text{ min}$ ,  $1/q_4 = 1,95 \text{ min}$ ,  $1/q_5 = 0,24 \text{ min}$ .

In diesen Zeiten ist der Wert der einzelnen  $s$  auf  $1/2$ , 718 abgesunken. Aus den Kurven kann entnommen werden, daß 24 Std nach Beginn des oben beschriebenen Versuchs die Nachdehnung nur noch durch die lineare Komponente  $r$  bedingt war, daß bis zur 24. Std außerdem  $s_1$ , bis zur 150. min auch  $s_2$ , bis zur 42. min  $s_3$ , bis zur 5. min  $s_4$  und in der ersten Versuchsminute ebenfalls  $s_5$  wirksam war.

Die Feststellung dieses Verhaltens der Nachdehnung führt zu der Frage, warum derartige Spontanrisse im lebenden Organismus nicht normalerweise vorkommen, in dem es kaum einen Teil gibt, von dem nicht angenommen werden kann, daß er während des ganzen Lebens unter irgendeiner Spannung steht. Ob die Nachdehnung bei gewissen krankhaften Zuständen anderer Organe, etwa Knochendeformationen, pathologischen Frakturen, Gefäßrupturen, Hernien usw. eine Rolle spielt, kann vorerst nur vermutet werden.

Der Nachweis mehrerer an der Nachdehnung beteiligter Einzelkomponenten überrascht bei dem Aufbau der Haut aus den verschiedensten Bestandteilen nicht. Er verlangt, daß bei Untersuchungen des mechanischen Verhaltens der immer mehr oder weniger inhomogenen menschlichen Gewebe die einzelnen Bauelemente möglichst für sich einer Betrachtung unterzogen werden. Es kann nur möglich sein, ein aus physiologischen oder pathologischen Gründen unterschiedliches Verhalten des Gesamtorgans vollständig zu erfassen, wenn man es auf Veränderungen seiner einzelnen Bestandteile zurückführt. Morphologische Veränderungen der vorwiegend für mechanische Funktionen verantwortlichen Gewebsteile, besonders der verschiedenen Faserarten, sind in großer Zahl beschrieben worden (AWOKI<sup>2</sup>, KOJIMA<sup>47</sup>, TOURAINE<sup>104</sup>, WEPLER<sup>107</sup> u. v. a.). Aussagen über veränderte funktionelle Fähigkeiten sind damit kaum verbunden. Wenn auch gewisse Besonderheiten der histologischen Darstellung mit physikalisch-chemischen Zustandsänderungen in Verbindung gebracht werden können (HEIM und CSEH<sup>31</sup>, NAGEOTTE und GUYON<sup>63</sup>), so wird man doch niemals darauf verzichten können — wie RÖSSLE<sup>77</sup> betont — „jedes Ding in seiner eigenen Sprache zu befragen“, um zu wirklichen Ergebnissen zu kommen.

*Zusammenfassung.*

Anschließend an eine kurze Darstellung der wichtigsten physikalischen Grundbegriffe der Mechanik der nichtstarren Körper wurde ein Überblick über die Methoden und Ergebnisse bisheriger Untersuchungen der mechanischen Eigenschaften der Haut gegeben.

Die eigenen, mit einem SCHOPPERSchen Materialprüfgerät an isolierter Leichenhaut durchgeführten Untersuchungen führten zu folgenden Ergebnissen, die — soweit es sich um vergleichende Untersuchungen verschiedener Häute handelt — wegen gewisser unvermeidlicher, technischer oder durch die Natur des Materials bedingter Schwierigkeiten nicht als statistisch gesichert betrachtet werden können, sondern nur Hinweise auf bestimmte Besonderheiten der einzelnen Objekte zu geben in der Lage sind:

1. Die Fixierung mit Formalin änderte das Verhalten der Haut dahin, daß die Dehnbarkeit bei gleicher Spannung etwas geringer, die Festigkeit und der Elastizitätsmodul größer wurden. Diese Veränderungen schienen im wesentlichen in einigen Tagen abgeschlossen zu sein.

2. In Richtung des Hauptfaserverlaufs war die Festigkeit und der Elastizitätsmodul der Haut größer, die Dehnbarkeit bei gleicher Spannung kleiner als senkrecht dazu. Die Hauptfaserrichtung entsprach in der Regio epigastrica der hier vorwiegend horizontalen — gürtelförmigen — Spannung der Haut.

3. Festigkeit und Elastizitätsmodul zeigten sich bei Beanspruchung in der Hauptfaserrichtung an der Haut des Bauches und Rückens größer als an der der Extremitäten. Die Haut des Bauches war vielleicht dehnbarer als die der übrigen Abschnitte.

4. Bei vergleichenden Untersuchungen der Bauchhaut von 30 Leichen ergab sich, daß die Materialkonstanten anscheinend in erster Linie Beziehungen zu Alter und Geschlecht haben, außerdem aber von anderen Einflüssen, besonders von Erkrankungen abhängig sein können. Die Festigkeit der Säuglingshäute war deutlich kleiner als die aller übrigen Häute. Im mittleren Lebensalter schien die Festigkeit im Durchschnitt nicht ganz so groß wie im höheren Alter zu sein. Mit dem Lebensalter nahm die Dehnbarkeit bei gleicher Spannung — soweit erkennbar — ab, der Elastizitätsmodul dagegen zu. Geschlechtliche Unterschiede schienen insofern zu bestehen, als die weibliche Haut durchschnittlich weniger fest war und einen kleineren Elastizitätsmodul hatte als die der Männer. Dehnbarkeitsunterschiede konnten im höheren Alter nicht festgestellt werden; im mittleren Lebensalter waren die Häute der Frauen im Durchschnitt dehnbarer. Das Verhalten einzelner Häute ließ ein stärkeres Abweichen erkennen. Drei Häute waren bei gleichzeitig bestehender stärkerer Kachexie weniger fest als es zu erwarten war. Die Haut einer Schwangeren zeigte ein Verhalten, wie es sonst



nur bei Säuglingshäuten beobachtet wurde. Die Haut eines Mannes mit CUSHINGScher Krankheit ergab in derselben Richtung veränderte Werte, die den im allgemeinen bei jüngeren Mädchen und Säuglingen gefundenen nahestanden.

Aus mehreren Gründen wurde angenommen, daß der verschiedene Flüssigkeitsgehalt der Häute für diese Unterschiede von Bedeutung war. Außerdem konnten in der Literatur mitgeteilte histologische Befunde zur Erklärung herangezogen werden.

5. Operationsnarbengewebe zeichnete sich — der normalen Haut der Narbenträger gegenüber — dadurch aus, daß es eine kleinere Festigkeit und Dehnbarkeit und einen kleineren Elastizitätsmodul hatte. Striae cutis distensae waren kaum so fest wie Säuglingshäute, hatten einen kleineren oder ähnlichen Elastizitätsmodul und eine ähnlich große Dehnbarkeit. Verglichen mit dem Narbengewebe waren sie deutlich weniger fest und viel dehnbarer. Der Wert ihres Elastizitätsmoduls lag merklich tiefer. Bei pulsierender Dauerbelastung zeigten die Striae viel früher als alle anderen, insbesondere auch die wenig festen Säuglingshäute, typische Ermüdungsrisse. Das stark abweichende Verhalten der Striae sprach für die heute größtenteils vertretene Meinung, daß sie nicht wie Narben als Reparationsgewebe nach mechanischer Durchtrennung der Haut, sondern als Materialfehler besonderer Art aufzufassen sind.

Die schwächsten Stellen einer narbenhaltigen Haut lagen in den untersuchten Fällen in der Übergangszone vom narbigen zum normalen Gewebe.

6. Die Leichenhaut verhielt sich auch nach kleinen Belastungen niemals momentan vollkommen elastisch. Die zurückbleibenden Dehnungen waren nach größeren Belastungen größer, wuchsen aber nicht linear mit den vorher aufgebrachten Spannungen, sondern bei höheren Spannungen relativ weniger. Je größer der Elastizitätsmodul der Haut war, um so kleiner waren unter sonst gleichen Bedingungen die bleibenden Dehnungen. Striae und Narben waren verhältnismäßig wenig elastisch. Die Bedeutung des strukturellen Aufbaus und des Flüssigkeitsgehaltes der Haut für den Elastizitätsmechanismus wurde besprochen.

7. Die durch langdauernde pulsierende Dauerbeanspruchung hervorgerufenen Veränderungen der Materialkonstanten der Haut deuten darauf hin, daß die während des Lebens anzunehmenden Zugbelastungen für den Alterungsprozeß der Haut mitverantwortlich zu machen sind. Jugendliche Leichenhaut zeigte allein durch geeignete Dauerbeanspruchung Veränderungen, die zu einem der Altershaut entsprechenden mechanischen Verhalten führten und nach den Literaturmitteilungen

histologischer und anderer Befunde der Haut in verschiedenen Lebensaltern zu erwarten waren.

8. Festigkeit und Elastizitätsmodul der Haut waren deutlich von der Belastungsgeschwindigkeit abhängig. Die Festigkeit (Rißspannung) konnte bei Vergrößerung der Geschwindigkeit des Spannungsanstiegs um das 350fache ungefähr verdoppelt werden.

9. Die Nachdehnung der Haut war direkt nach dem Erzeugen einer konstanten Spannung in der Zeiteinheit am größten, nahm mit der Zeit an Intensität ab, näherte sich aber nicht asymptotisch einem Endwert, wie es für verschiedene menschliche Gewebe vermutet wurde, sondern vergrößerte sich später — wenn auch sehr wenig — proportional der Zeit und führte je nach der Größe der Belastung nach Stunden oder Tagen zum Riß. Das Verhalten entsprach ganz dem, das nach der vor einigen Jahren in der Physik entwickelten Nachdehnungsformel zu erwarten war. Durch Einsetzen der gefundenen Werte in die Formel konnten mehrere elastische Einzelkomponenten ermittelt werden.

#### Literatur.

- <sup>1</sup> ANSELM, F.: Über das Verhalten der Hautelastizität während der Schwangerschaft. Inaug.-Diss. Frankfurt a. M. 1930. Ref. Zbl. Hautkrkh. **41**, 202 (1932).
- <sup>2</sup> AWOKI, T.: Zur Pathologie der elastischen Fasern, besonders der Haut. Virchows Arch. **255**, 709 (1925). — <sup>3</sup> BACH, v.: Zit. bei MÜLLER-POUILLET<sup>60</sup>.
- <sup>4</sup> BECHHOLD, H.: Die Kolloide in Biologie und Medizin, 5. Aufl., S. 315. Dresden: Theodor Steinkopff 1929. — <sup>5</sup> BENNEWITZ, K., u. H. RÖTGER: Über den plastisch-elastischen Zustand. Physik. Z. **40**, 416 (1939). — <sup>6</sup> BERLINER, M.: Vergleichende Untersuchungen über die Weichteilhärte am Lebenden. Z. konstit. Forschg **1929**. Zit. bei RÖSSLE<sup>77</sup>. — <sup>7</sup> BETTMANN, E.: Elastizitätsprüfungen am Bindegewebe bei orthopädischen Krankheitszuständen. Klin. Wschr. **1928**, 1602.
- <sup>8</sup> BETTMANN, S.: Hautstruktur und Hautfelerung. Ref. Dtsch. med. Wschr. **1928**, 82. — <sup>9</sup> BETTMANN, S.: Über Dermatogramme und ihre Verwertung. Arch. f. Dermat. **153**, 637 (1927). — <sup>10</sup> BETTMANN, S.: Veränderungen der Hautfelerung an der Leiche. Dermat. Wschr. **1930**, 161. — <sup>11</sup> BICKEL: Zit. bei MEMMESHEIMER<sup>58</sup>. — <sup>12</sup> BLECHSCHMIDT, E.: Zur Anatomie des Subcutangewebes. Z. Zellforschg **12**, 284 (1931). — <sup>13</sup> BRAUS, H.: Anatomie des Menschen, Bd. IV, S. 324. Berlin: Springer 1940. — <sup>14</sup> BÜRGER, M., u. G. SCHLOMKA: Beiträge zur physiologischen Chemie des Alterns der Gewebe. I. Mitt. Untersuchungen an menschlichen Rippenknorpeln. Z. exper. Med. **55**, 287 (1927). — <sup>15</sup> BÜRGER, M., u. G. SCHLOMKA: Beiträge zur physiologischen Chemie des Alterns der Gewebe. III. Mitt. Untersuchungen an der Rinderhornhaut. Z. exper. Med. **61**, 465 (1928). — <sup>16</sup> BÜRGER, M., u. G. SCHLOMKA: Beiträge zur physiologischen Chemie des Alterns der Gewebe. IV. Mitt. Untersuchungen an der menschlichen Haut. Z. exper. Med. **63**, 105 (1928). — <sup>17</sup> BÜRGER, M., u. G. SCHLOMKA: Ergebnisse und Bedeutung chemischer Gewebsuntersuchungen für die Altersforschung. Klin. Wschr. **1928**, 1944. — <sup>18</sup> CORNING, H. K.: Lehrbuch der Entwicklungsgeschichte des Menschen, S. 605. München: J. F. Bergmann 1925. — <sup>19</sup> CROSTI, A.: Die Bedeutung der Hautelastometrie für die Klinik. Giorn. ital. Dermat. **74**, 1097 (1933). Ref. Zbl. Hautkrkh. **48**, 284 (1934). — <sup>20</sup> DECIO, C.: Einige Untersuchungen über die Elastometrie der Haut auf geburtshilflich-

gynäkologischem Gebiet. Riv. ital. Ginec. **11**, 534 (1930). Ref. Zbl. Hautkrkh **38**, 310 (1931). — <sup>21</sup> DITTLER, R.: Methoden zur Untersuchung der elastischen Eigenschaften des Muskels mit Einschluß der Myographie. In ABDERHALDENS Handbuch der biologischen Arbeitsmethoden, Abt. V, Teil 5A. — <sup>22</sup> EBNER, v.: Untersuchungen über die Anisotropie organischer Substanzen. Leipzig 1882. — <sup>23</sup> FRANK, O.: Die Analyse endlicher Dehnungen und die Elastizität des Kautschuks. Ann. Phys. IV. F. **21**, 602 (1906). — <sup>24</sup> FREY, M. v., u. H. REIN: Die Physiologie der Haut. In JADASSOHN'S Handbuch der Haut- und Geschlechtskrankheiten, Bd. I/2. Berlin 1927. — <sup>25</sup> GILDEMEISTER, M., u. L. HOFFMANN: Über Elastizität und Innendruck der Gewebe. Pflügers Arch. **195**, 153 (1922). — <sup>26</sup> GOERENS, P., u. R. MAILÄNDER: Die technischen Verfahren zur Untersuchung der Metalle und Legierungen. In WIEN-HARMS Handbuch der Experimentalphysik, Bd. V. Leipzig 1930. — <sup>27</sup> GRÜTZ: Striae patellares posttyphosae. Ref. Zbl. Hautkrkh. **49**, 299 (1935). — <sup>28</sup> GUTHMANN, H., F. ANSELM u. H. PAPENBERG: Das Verhalten der Hautelastizität während der Schwangerschaft und ihre Beeinflussung durch Ultraviolettbestrahlung. Strahlenther. **44**, 443 (1932). Ref. Zbl. Hautkrkh. **42**, 688 (1932). — <sup>29</sup> GUTHMANN, H., u. A. ERB: Beiträge zum Ca-Problem III. Das Verhalten der Hautelastizität. Arch. Gynäk. **138**, 269 (1929). Ref. Zbl. Hautkrkh. **34**, 427 (1930). — <sup>30</sup> HÄBLER, C., u. J. POTT: Über die Elastizitätsverhältnisse des Bindegewebes beim Gesunden in verschiedenen Lebensaltern. Klin. Wschr. **1926**, 1317. Zit. bei RÖSSELE<sup>77</sup>. — <sup>31</sup> HEIM u. CSEH: Untersuchungen der elastischen Fasern im ultravioletten Licht. Gyógyászat (ung.) **1933**, Nr 44. Ref. Zbl. Path. **60**, 256 (1934). — <sup>32</sup> HERINGA, G. C., u. A. WEDINGER: Untersuchungen über Bau und Bedeutung des Bindegewebes. 2. Die Wasserbindung. Nederl. Tijdschr. Geneesk. **1940**. Ref. Zbl. Path. **77**, 388 (1941). — <sup>33</sup> HÖRMANN, K.: Die intraabdominalen Druckverhältnisse. Arch. Gynäk. **75**, 527 (1905). — <sup>34</sup> HÖRMANN, K.: Zit. bei SEITZ im Handbuch der normalen und pathologischen Physiologie, Bd. XIV/1. Die Schwangerschaftsveränderungen. Berlin: Springer 1926. — <sup>35</sup> HORNECK, K.: Über das Auftreten und Entstehen der Striae cutaneae distensae. Med. Welt **1936**, 1071. — <sup>36</sup> HORNECK, K.: Experimentelle Erzeugung von Striae cutaneae distensae. Verh. dtsh. Ges. inn. Med. **48**, 246 (1936). — <sup>37</sup> JOCHIMS, J.: Untersuchungen des mechanischen Verhaltens der Hautgewebe (Cutis und Subcutis) mit einer neuen Methode. Z. Kinderheilk. **56**, 81 (1934). — <sup>38</sup> JORDAN, P.: Eiweißmoleküle. Stuttgart: Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft 1947. — <sup>39</sup> KANESAKU INOUE: Dermoelastometry. Ref. Zbl. Hautkrkh. **43**, 625 (1933). — <sup>40</sup> KATZENSTEIN, W. F.: Über die Veränderungen der Elastizität des Bindegewebes durch Ermüdung. Z. exper. Med. **74**, 575 (1930). Ref. Ber. Biol. **19**, 74 (1932). — <sup>41</sup> KEHRER, E.: Das Syndrom Cushing, seine Analyse und Synthese. Erg. inn. Med. **55**, 178 (1938). — <sup>42</sup> KELLER, K.: Messung der Gewebselastizität am Lebenden vom klinischen Standpunkt. Z. physik. u. diät. Ther. **38**, 17 (1930). — <sup>43</sup> KERMAUNER, F.: Dehnungstreifen der Haut. Mschr. Geburtsh. **64**, 125 (1923). — <sup>44</sup> KLUGE: Zit. bei BETTMANN<sup>7</sup> u. MURTFELD<sup>61</sup>. — <sup>45</sup> KOGOJ: Zit. bei OPPENHEIM<sup>65</sup>. — <sup>46</sup> KOJIMA, R.: Über die Elastizität der Haut. Jap. J. of Dermat. **42**, 39 (1937). Ref. Zbl. Hautkrkh. **58**, 11 (1938). — <sup>47</sup> KOJIMA, Y.: On the elastic fibres in the senile skin. Trans. jap. path. Soc. **18**, 422 (1929). Ref. Zbl. Hautkrkh. **35**, 615 (1931). — <sup>48</sup> KÖNIGSTEIN, H.: Über Wasserverschiebungen in der Haut unter physiologischen und pathologischen Bedingungen. Arch. f. Dermat. **154**, 352 (1928). — <sup>49</sup> KÜLBS: Zit. bei JOCHIMS<sup>37</sup>. — <sup>50</sup> KUNDRAT, R.: Die Morphologie des elastischen Gewebes im normalen und krankhaft veränderten weiblichen Genitaltrakte. Arch. Gynäk. **169**, 670 (1939). — <sup>51</sup> KYRLE, J.: Vorlesungen über Histobiologie der menschlichen Haut und ihrer Erkrankungen, Bd. 1. Berlin-Wien 1925. — <sup>52</sup> LANGER, C.: Zit. bei PINKUS<sup>72</sup>. — <sup>53</sup> LANGER, C.: Abbildung bei RAUBER-KOPPSCH<sup>74</sup>. —

- <sup>54</sup> LINDHOLM, E.: Über die Schwankungen in der Verteilung der elastischen Fasern in der menschlichen Haut als Beitrag zur Konstitutionspathologie. Frankf. Z. Path. **42**, 394 (1931). — <sup>55</sup> MANGOLD: Zit. bei SCHMIDT-LA BAUME<sup>89</sup>. — <sup>56</sup> MARCEAU u. LIMON: Zit. bei STEINHAUSEN<sup>93</sup>. — <sup>57</sup> MARTIUS, H.: Lehrbuch der Geburtshilfe, Teil 1. Stuttgart 1948. — <sup>58</sup> MEMMESHEIMER, A. M.: Histologische und elastometrische Untersuchungen über die Wirkung lokaler Hautmassagen. Dermat. Z. **55**, 3 (1929). — <sup>59</sup> MEYER, K. H., u. C. FERRI: Die elastischen Eigenschaften der elastischen und kollagenen Fasern und ihre molekulare Deutung. Pflügers Arch. **238**, 78 (1937). — <sup>60</sup> MÜLLER-POUILLET: Mechanik der nicht-starren Körper. Im Lehrbuch der Physik, 11. Aufl., Bd. I, Teil 2, S. 849. Braunschweig 1929. — <sup>61</sup> MURTFELD, K. H.: Elastometrie der gesunden und kranken Haut. Diss. Erlangen 1933. Ref. Zbl. Hautkrkh. **47**, 32 (1934). — <sup>62</sup> MUSGER: Experimenteller Beitrag zur Frage der Entstehung der Striae. Ref. Zbl. Hautkrkh. **57**, 489 (1938). — <sup>63</sup> NAGEOTTE, J., u. L. GUYON: Elastische Fasern, Säure- und Neutralsalzwirkung. Ref. Ber. Biol. **28**, 115 (1934). — <sup>64</sup> NIETHAMMER, M.: Über gehäuftes Auftreten von Striae cutis distensae. Med. Klin. **1939**, 1627. — <sup>65</sup> OPPENHEIM, M.: Atrophien. In JADASSOHN'S Handbuch der Haut- und Geschlechtskrankheiten, Bd. VIII/2, S. 500. Berlin: Springer 1931. — <sup>66</sup> PÄTZOLD, A.: Die Hautfelderung des Menschen und ihre Beziehungen zum Corium. Z. Anat. **97**, 794 (1932). — Ref. Ber. Biol. **23**, 28 (1933). — <sup>67</sup> PAFFRATH u. RIECKE: Untersuchungen über den Hautturgor des Säuglings. I. Z. Kinderheilk. **54**, 380 (1933). — <sup>68</sup> PAFFRATH u. RIECKE: Untersuchungen über den Hautturgor des Säuglings. II. Z. Kinderheilk. **54**, 385 (1933). — <sup>69</sup> PASQUALINO, G.: Das Bindegewebe der Haut in den verschiedenen menschlichen Lebensaltern. Ric. Morf. **7**, 327 (1928). Ref. Ber. Biol. **9**, 560 (1929). — <sup>70</sup> PERUTZ, A.: Physiologie und Pharmakologie des Wasserhaushalts mit besonderer Berücksichtigung der Haut. Zbl. Hautkrkh. **37**, 289 (1931). — <sup>71</sup> PFEIFFER, H. H.: Über experimentelle und thanatologische Beeinflussung der leptonischen Struktur undifferenzierten Zytoplasmas. Z. Altersforsch. **3**, 57 (1941). Ref. Zbl. Path. **79**, 266 (1942). — <sup>72</sup> PINKUS, F.: Die normale Anatomie der Haut. In JADASSOHN'S Handbuch der Haut- und Geschlechtskrankheiten, Bd. I/1, S. 1. Berlin: Springer 1927. — <sup>73</sup> RANKE: Zit. bei REDENZ<sup>75</sup>. — <sup>74</sup> RAUBER-KOPF: Lehrbuch und Atlas der Anatomie des Menschen, 15. Aufl., Bd. III, S. 485. Leipzig 1940. — <sup>75</sup> REDENZ, E., u. H. PETERSEN: Über das mechanische Verhalten der elastischen Fasern und deren Verwendung in der Konstruktion. Beitr. path. Anat. **76**, 222 (1927). — <sup>76</sup> RIEHL: Zit. bei STERNBERG<sup>94</sup>. — <sup>77</sup> RÖSSLE, R.: Die mechanische Prüfung menschlicher Gewebe. Jkurse ärztl. Fortbildg **1930 I**, S. 1. — <sup>78</sup> RUPPELT, E.: Über einige mechanische Eigenschaften der menschlichen Haut. Z. Biol. **98**, 49 (1938). — <sup>79</sup> SACHS, O.: Plastische Verformung. In WIEN-HARMS Handbuch der Experimentalphysik, Bd. V, S. 1. Leipzig 1930. — <sup>80</sup> SATKE u. WINKLER: Striae distensae cutis. Wien. Arch. inn. Med. **19**, 351 (1930). — <sup>81</sup> SCHADE, H.: Die Elastizitätsfunktion des Bindegewebes und die intravitale Messung ihrer Störungen. Z. exper. Path. u. Ther. **11**, 369 (1912). — <sup>82</sup> SCHADE, H.: Gewebselastometrie zu klinischem und allgemeinärztlichen Gebrauch. Münch. med. Wschr. **1926**, 2241. — <sup>83</sup> SCHADER, G.: Dermatographische Untersuchungen an Leichen. Dtsch. Z. gerichtl. Med. **16**, H. 4 (1931). Ref. Zbl. Path. **51**, 278 (1931). — <sup>84</sup> SCHALLWEG, O.: Die menschliche Haut in ihren Beziehungen zu Alter, Geschlecht und Konstitution. Z. Konstit.lehre **25**, H. 2 (1941). Ref. Zbl. Path. **79**, 375 (1942). — <sup>85</sup> SCHILLING, V.: Striae cutaneae distensae und Hypophysentumor. Med. Welt **1936**, 183, 219, 259. — <sup>86</sup> SCHMIDT, W. J.: Über die Tonofibrillen in der Wirbeltierepidermis, insbesondere von Hyla. Z. Naturforschg **1**, 464 (1946). — <sup>87</sup> SCHMIDT-LA BAUME, F.: Elastometrie in der Dermatologie. I. Mitt. Arch. f. Dermat. **153**, 564 (1927). — <sup>88</sup> SCHMIDT-LA BAUME, F.: Über

Dermoelastometrie. II. Mitt. Arch. f. Dermat. **153**, 766 (1927). — <sup>89</sup> SCHMIDT-LA BAUME, F.: Über Dermoelastometrie. Arch. f. Dermat. **156**, 383 (1928). — <sup>90</sup> SCHULTE Zit. bei SCHMIDT-LA BAUME<sup>89</sup>. — <sup>91</sup> SCHULTZE: Zit. bei SATKE u. WINKLER<sup>80</sup>. — <sup>92</sup> SODEMAN, W. A., u. G. E. BURCH: Eine direkte Methode zur Beurteilung der Hautdehnbarkeit und ihre Anwendung zum Studium des Gefäßzustandes. Ref. Zbl. Hautkrkh. **62**, 345 (1939). J. clin. Invest. **17**, 785 (1938). — <sup>93</sup> STEINHAUSEN, W.: Die theoretischen Grundlagen der Methoden zur Prüfung der elastischen Eigenschaften des Muskels. In ABDERHALDENS Handbuch der biologischen Arbeitsmethoden, Abt. V, Teil 5A, S. 575. — <sup>94</sup> STERNBERG, C.: Über die elastischen Fasern. Virchows Arch. **254**, 656 (1925). — <sup>95</sup> STOPCZANSKI, J.: Die Elastometrie in der Dermatologie. Polzka Gaz. lek. **1929 II**, 609. Ref. Zbl. Hautkrkh. **33**, 333 (1930). — <sup>96</sup> STRAKOSCH, W.: Zur Frage der Verhütung der Schwangerschaftsstreifen. Dtsch. med. Wschr. **1948**, 293. — <sup>97</sup> STRÖBEL, H.: Die Gewebsveränderungen der Haut im Verlaufe des Lebens. Arch. f. Dermat. **186**, 636 (1947). — <sup>98</sup> TAYLOR, N. W., and P. S. DEAR: J. Amer. ceram. Soc. **20**, 296 (1937). Zit. bei BENNEWITZ u. RÖTGER<sup>5</sup>. — <sup>99</sup> TAYLOR, McNAMARA and SHERMAN: J. Soc. Glass. Technol. **21**, 61 (1937). Zit. bei BENNEWITZ u. RÖTGER<sup>5</sup>. — <sup>100</sup> THANHOFFER, L. v.: Mikrodissessorische Angaben über die physikalischen Eigenschaften und Struktur der Hautepithelzellen. Z. Anat. **100**, 559 (1933). Ref. Zbl. Path. **64**, 234 (1936). — <sup>101</sup> THIELE, H.: Über Abkühlungsversuche an der Haut und am Muskel. Diss. Kiel 1924. Zit. bei SCHMIDT-LA BAUME<sup>89</sup>. — <sup>102</sup> TRENDTEL: Zit. bei RÖSSLE<sup>77</sup>. — <sup>103</sup> TRIEPEL, H.: Einführung in die physikalische Anatomie, Bd. I—III. Wiesbaden 1902. — <sup>104</sup> TOURAINE, A.: Bulletin de la Société Française de Dermatologie et de Syphiligraphie. Sonder-sitzung vom 24. Okt. 1940. — <sup>105</sup> VIERORDT, H.: Anatomische, physiologische und physikalische Daten und Tabellen. Jena 1906. — <sup>106</sup> VUORI u. SALMI: Untersuchungen über die Hautelastizität und den Turgor bei Säuglingen. Ref. Zbl. Hautkrkh. **36**, 169 (1931). — <sup>107</sup> WEPLER, W.: Zur Frage allgemeiner Hypoplasie der Haut. Beitr. path. Anat. **101**, 457 (1938). — <sup>108</sup> WERTHEIM: Zit. bei TRIEPEL<sup>103</sup>. — <sup>109</sup> WESTPHAL, W. H.: Lehrbuch der Physik, 5. u. 6. Aufl., S. 115. Berlin: Springer 1939. — <sup>110</sup> WIETH-PEDERSEN: Ein Fall von Nebennierentumor und ein Fall von Hypophysentumor mit Nebennierenhyperplasie mit Dehnungsstreifen der Haut. Ref. Zbl. Hautkrkh. **41**, 604 (1932). — <sup>111</sup> WÖHLISCH, E., du MESNIL DE ROCHEMONT u. H. GERSCHLER: Untersuchungen über die elastischen Eigenschaften tierischer Gewebe, I. Z. Biol. **85**, 325 (1927). — <sup>112</sup> WÖHLISCH, E.: Die Temperaturabhängigkeit der Dimensionen des elastischen Gewebes. Z. Biol. **85**, 379 (1927). — <sup>113</sup> WÖHLISCH, E., du MESNIL DE ROCHEMONT u. H. GERSCHLER: Untersuchungen über die elastischen Eigenschaften tierischer Gewebe, II. Z. Biol. **85**, 567 (1927). — <sup>114</sup> WÖHLISCH, E.: Der DAHLANDER-Effekt am elastischen Gewebe. Z. Biol. **88**, 52 (1929). — <sup>115</sup> WÖHLISCH, E., u. du MESNIL DE ROCHEMONT: Untersuchungen über elastische und thermodynamische Eigenschaften des Bindegewebes. Beitr. path. Anat. **76**, 233 (1927). — <sup>116</sup> WÖHLISCH, E., u. H. G. CLAMANN: Untersuchungen über das elastische Verhalten des ruhenden Herzmuskels. Pflügers Arch. **237**, 590 (1936). — <sup>117</sup> WÖHLISCH, E.: Statistisch-kinetische Theorie, Thermodynamik und biologische Bedeutung der kautschukartigen Elastizität. Kolloid-Z. **89**, 239 (1939). — <sup>118</sup> ZIEGLER, K.: Über gehäuftes Auftreten von Striae cutis distensae. (Bemerkung zu der Mitteilung von NIETHAMMER<sup>54</sup>.) Med. Klin. **1940**, 540.