

## Über mechanische Eigenschaften der menschlichen Leichenhaut\*

E. WEINIG und P. ZINK

Institut für gerichtliche Medizin und Kriminalistik der Universität  
Erlangen-Nürnberg (Direktor: Prof. Dr. Dr. E. WEINIG)

Eingegangen am 19. Juli 1966

Die vorliegende Arbeit befaßt sich mit der Messung der mechanischen Eigenschaften der menschlichen Leichenhaut, insbesondere deren Zugfestigkeit und Elastizitätsgröße unter Berücksichtigung der topografischen Verhältnisse.

Unter diesem Blickwinkel sei zunächst der Aufbau der menschlichen Leichenhaut kurz behandelt.

### *Zum Aufbau der menschlichen Leichenhaut*

Die menschliche Haut weist als Schichten von innen nach außen Subcutis, Corium und Epidermis auf. Diese Schichten sind an den einzelnen Körperstellen von wechselnder Dicke, teilweise nicht gut gegeneinander abzugrenzen und verhalten sich bei Dehnungen verschieden. Die tiefliegende Subcutis besteht hauptsächlich aus Fettgewebe und ist hinsichtlich der Festigkeit bedeutungslos. Die Epidermis ist an fast allen Stellen des Körpers, mit Ausnahme der Handflächen und Fußsohlen, dünn im Vergleich zu den anderen Schichten. Bei einer Dehnung der gesamten Haut reißt sie bereits schollig ein, bevor die Rißdehnung des darunterliegenden Coriums erreicht ist.

Die mechanischen Eigenschaften der gesamten Haut werden im wesentlichen durch die des Coriums bestimmt, welches beim Erwachsenen je nach Körperstelle eine Dicke zwischen 0,4 und 4 mm hat (RAUBER-KOPSCH, ZINK) und als tragende Substanzen das Kollagen und das Elastin besitzt, die beide in faseriger Struktur in der Form eines Netzwerkes vorliegen (HORSTMANN, KÜNTZEL). Das mengenmäßig zurückstehende Elastin, ein dem Kollagen chemisch verwandtes Polypeptid, bildet dünne, sehr dehbare Fasern mit einer reversiblen Dehnungsfähigkeit von über 250% (PETRY) und einer Dicke zwischen submikroskopischen Abmessungen und maximal 10  $\mu$ . Diese elastischen Fasern tragen dazu bei, die Haut nach Belastungen in die Ausgangslage zurückzubringen.

Da 98% der Festsubstanz der gesamten Cutis kollagenes Bindegewebe sind (LEVER), kann dieses als der entscheidende Träger der mechanischen Eigenschaften der gesamten Haut angesprochen werden, jedenfalls im Bereich stärkerer Dehnungen, der hier untersucht werden soll.

Die kollagene Substanz besteht aus 0,6  $\mu$  dicken, glatten, unverzweigten Fibrillen (KELLER), die aus mehr oder minder parallelen Polypeptidketten bestehen und durch eine geringe Menge ungeformter Intercellularsubstanz zu verschieden dicken

\* Die Arbeit wurde mit Hilfe der Deutschen Forschungsgemeinschaft durchgeführt, wofür wir auch an dieser Stelle unseren besten Dank aussprechen.

Bindegewebefasern verklebt werden (ROLLHÄUSER, VEZAR). Diese mehr oder minder gewellten Fasern sind an Berührungsstellen miteinander verbunden und verklebt (KÜNTZEL).

### *Ergebnisse von Untersuchungen anderer Autoren*

Zur *Messung der Hautelastizität in situ* sind mehrere Apparate beschrieben und verwendet worden:

Hier ist besonders das Schadesche Elastometer zu nennen, bei dem ein Taster mit einem Standardgewicht von 50 oder 100 g auf die Haut gedrückt wird und dessen Eindringtiefe bzw. die Tiefe der nach 2 min langer Belastung zurückbleibenden Delle gemessen wird.

Ein anderes Verfahren stellt die Rohrmethode nach KÜLBS dar. Hierbei wird ein Hohlzylinder von 7 mm Durchmesser 5 sec lang mit 4 kp senkrecht auf die Haut gedrückt, so daß eine ringförmige Delle entsteht, und die Zeit gemessen, die bis zum völligen Verschwinden dieser Vertiefung verstreicht.

Der Hautwiderstandsmesser nach JOCHIMS besteht aus einem zangenähnlichen Gerät, das durch Zusammendrücken eine Hautfalte bildet, wobei einerseits die Kraft gemessen wird, die nötig ist, um ein 4 cm breites Hautstück so zusammenzupressen, daß ein weiterer Druck keine merkbare Veränderung bewirkt, und andererseits bei Nachlassen des Drucks die Kraft, bei der sich die gebildete Falte eben wieder auszugleichen beginnt.

JOCHIMS gibt noch eine besonders einfache Methode an:

Eine mit Fettstift markierte 9 cm breite Hautplatte am Oberbauch wird mit beiden, flach aufgelegten Händen zusammengestaucht, bis sich die Haut zu falten beginnt. Die dabei von den Händen zurückgelegte Strecke im Verhältnis zu der Ausgangslänge dient als Meßwert für die Elastizität der Haut.

Bei dem Verfahren nach KAUS wird mittels einer Saugglocke von 2 cm Durchmesser ein regelbarer Unterdruck angelegt und die Haut in einem kreisförmigen Bezirk aus dem Niveau herausgehoben und diese Niveaudifferenz im Verhältnis zum Unterdruck als Meßgröße verwendet.

Eine dynamische Methode stellt die Schwingungsleitfähigkeitsmessung nach TRONNIER-WAGENER dar. Dabei werden mit Hilfe eines Stiftes mechanische Schwingungen verschiedener Frequenz (100 Hz bis einige kHz) auf die Haut übertragen und seitlich im Abstand von 3,5 mm mit einem Empfangsstift die Amplitude der ankommenden Schwingungen gemessen. Es zeigt sich, daß die Schwingungsleitfähigkeit, welche durch die elastischen Eigenschaften der Haut bedingt wird, frequenzabhängig ist mit einem Maximum bei 700 Hz. Bei allen diesen Methoden, die für klinische Untersuchungen gedacht sind und hierbei hervorragendes leisten können, bleibt die Haut in Verbindung mit der Subcutis und dem darunterliegenden Gewebe, so daß durch diese die Meßwerte beeinflußt werden und damit keine zahlenmäßigen Angaben über die mechanischen Eigenschaften der Haut im Sinne einer technischen Materialprüfung gemacht werden können.

Die ersten umfangreichen *Messungen an excidierten Hautstücken* führten WÖHLISCH, DU MESNIL und GERSCHLER durch. Sie untersuchten Hautstreifen, Coriumstreifen und Epidermisstreifen und ermittelten für die durchgemessenen Proben verschiedene Festigkeits- und Elastizitätskonstanten (Elastizitätsmodul, maximale Dehnbarkeit, maximale Spannung etc.). Die Verfasser geben weder Entnahmestelle noch Größe der Versuchsstreifen an, so daß diese Werte nur schwer mit den von uns erhaltenen verglichen werden können. Die genannten Autoren stellten u. a. fest, daß der Widerstand, den die Haut einer Längenänderung entgegenseetzt, mit zunehmender Dehnung bis zum Riß auf das Drei- bis Vierfache ansteigt. Als Festigkeitswert geben sie 1,8 kp/mm<sup>2</sup> an.

Ähnliche Ergebnisse erbrachten auch die Untersuchungen von DICK, der die Ausdehnung von kreisförmigen, fest eingespannten Hautscheiben (5 cm Durchmesser) unter verschiedenem hydrostatischen, von innen wirkendem Druck bestimmte. Bis zu einem Druck von 10 cm Wassersäule dehnt sich die Haut leicht, darüber hinaus bis 35 cm Wassersäule mit wachsendem Widerstand. Für die Haut des Bauches sowie der Ober- und Unterschenkel stellte DICK geringe Unterschiede der mechanischen Eigenschaften fest.

ROLLHÄUSER untersuchte die Abhängigkeit der Hautfestigkeit vom Lebensalter und fand einen statistisch gesicherten Unterschied der Festigkeitseigenschaften zwischen den einzelnen Altersgruppen; die Zugfestigkeit steigt mit dem Alter von 0,3 bis 1,6 kp/mm<sup>2</sup> an, die maximale Dehnbarkeit sinkt von 55 auf 35 %. Für die Untersuchungen verwendete ROLLHÄUSER 7—8 cm lange Streifen aus dem Gebiet zwischen Sternum und Nabel.

WENZEL stellte bei seinen Experimenten fest, daß die Haut am Stamm zugfester als an den Extremitäten ist und daß weibliche Haut weniger zugfest ist und einen kleineren Modul hat als männliche. Weiter zeigte sich die Reißfestigkeit und der Elastizitätsmodul in Richtung des Hauptfaserverlaufs der Kollagenfibrillen größer, die Dehnbarkeit aber kleiner.

JANSEN und ROTTIER dagegen konnten durch Versuche an 0,5 cm breiten und 10 cm langen Hautstreifen bei großer statistischer Streuung keinen gesicherten Unterschied zwischen den Altersgruppen und den Geschlechtern feststellen. Jedoch bestätigten auch sie, daß die Dehnbarkeit der Haut mit steigender Belastung abnimmt und in Richtung der Spaltlinien, also in Richtung der meisten Fasern, am geringsten ist. Topisch stellten sie fest, daß ein Hautstreifen 8 cm seitlich der Linea alba eine geringere Reißgrenze besitzt als ein solcher direkt neben der Linea alba (0,9 kp/mm<sup>2</sup> gegenüber 1,17 kp/mm<sup>2</sup>), dafür eine größere maximale Dehnbarkeit (135 % gegenüber 116 %). Haut oberhalb des Nabels zeigt durchschnittlich eine um 27 % höhere Reißgrenze als solche unterhalb (1,4 kp/mm<sup>2</sup> gegenüber 1,1 kp/mm<sup>2</sup>), aber auch eine um 11 % höhere maximale Dehnbarkeit. Nach Angabe der Verfasser bewirkt die Austrocknung der Meßstreifen wesentliche Veränderungen der mechanischen Eigenschaften.

#### *Methodik und Ergebnisse früherer eigener Untersuchungen*

Zu unseren Experimenten diente ein *mechanisches Dehnungsgerät* von ZINK, das in einer Veröffentlichung eingehend beschrieben worden ist. Es zwingt einem in passenden Halterungen befestigten Hautstreifen eine Längenänderung auf, indem die eine der beiden Halterungen mit konstanter Geschwindigkeit (regelbar zwischen 1 mm/h und 45 mm/sec) von der anderen weg bewegt wird. Die durch diese Dehnung an der Haut ziehende Kraft wird elektrisch mit einem Dehnungsmeßstreifenkreuz gemessen. Wegen des unvermeidbaren Schlupfes der Haut in den Einspannungen können diese nicht als Punkte für die Längenmessung dienen, sondern zwei durch injizierte Farblösung an der Leiche gekennzeichnete Stellen im Abstand von 50 mm werden über passende Gelenke mit einem induktiven Wegmesser (GLC-Verlagerungsaufnehmer Typ 1009 SS) verbunden und so die Längenänderung zwischen diesen Punkten gemessen. Die Kraft und die Längenänderung werden mit einem Zwei-Koordinaten-Schreiber (Moseley 2 D Autograph) automatisch registriert.

Die zu den Versuchen verwendeten Hautstücke, im folgenden „Hautnormale“ genannt, haben eine eigentliche Meßstrecke von 10×50 mm und an beiden Seiten ein breiteres Ende zum Einspannen, um die unvermeidliche Kerbwirkung als Fehlerquelle auszuschalten. Nach der Entnahme aus der Leiche müssen die Hautnormale vor Austrocknen geschützt werden, was durch Bedecken mit feuchtem Filterpapier erreicht wird.

Die aus den Kraft-Dehnungskurven entnommenen Meßgrößen bedürfen einer genauen *Definition*. Physikalisch ist die Spannung definiert als Kraft pro Fläche, die senkrecht zur einwirkenden Kraft steht. Diese Definition ist nur sinnvoll, wenn man diese Fläche bestimmen kann und wenn das Material bezüglich der angreifenden Kraft homogen erscheint.

Der Querschnitt eines Hautnormals kann nur sehr ungenau bestimmt werden, da die Haut nicht klar gegen die Subcutis abgrenzbar ist und ihre Dicke stark vom Gehalt an interstitieller Flüssigkeit abhängt; ferner ist die Haut wegen ihres schichtartigen Aufbaus nicht homogen. Deshalb wird hier die Spannung als Kraft pro Hautbreite definiert und entsprechend die Zugfestigkeit ( $\sigma_{\max}^*$ ):

$$\sigma_{\max}^* = \frac{\text{Kraft, die gerade zum Zerreißen führt}}{\text{Hautbreite}} \left[ \frac{\text{kp}}{\text{cm}} \right].$$

Dabei bedeutet Hautbreite die im unbelasteten Zustand an der Leiche gemessene Breite des Meßstreifens, also beim Hautnormal 1 cm.

Das Spannungs-Dehnungs-Diagramm der menschlichen Haut zeigt die in Abb. 1 angegebene Form. Es hat sich experimentell herausgestellt, daß die Kurve im Bereich des steilsten Anstiegs über eine längere Strecke linear verläuft und hier mit der steilsten Kurventangente (Wendetangente) zusammenfällt. Das reziproke Steigungsmaß dieser steilsten Tangente wird Elastizitätsgröße  $\alpha$  genannt, in Zeichen:

$$\alpha = \frac{\Delta \varepsilon}{\Delta \sigma^*} \left[ \frac{\text{cm}}{\text{kp}} \right].$$

Hierin ist  $\sigma^*$  die eben definierte Spannung und  $\varepsilon$  die dimensionslose relative Längenänderung.

Der Elastizitätsgröße kommt eine anschauliche Bedeutung zu: Materialien, die sich leicht dehnen lassen, die also im täglichen Sprachgebrauch als elastisch bezeichnet werden, besitzen eine hohe Elastizitätsgröße. „Unelastische“ Stoffe besitzen eine niedrige Elastizitätsgröße.

Im folgenden sollen zunächst die wichtigsten *Ergebnisse früher durchgeführter Untersuchungen* kurz geschildert werden, soweit sie für die folgenden Experimente von Bedeutung sind:

Die Kollagenfasern, die das Faserwerk des Coriums im wesentlichen aufbauen und eine mittlere Dicke von  $13 \mu$  besitzen, gehorchen dem Hookschen Gesetz, d.h. sie verlängern sich bei Belastung um Beträge, die dieser Belastung proportional sind. Ihr mittlerer Elastizitätsmodul beträgt  $235 \text{ kp/mm}^2$ , ihre Zugfestigkeit mehr als  $90 \text{ kp/mm}^2$ , übertrifft also z.B. die Zugfestigkeit des Eisens von  $18-25 \text{ kp/mm}^2$  (KOHLRAUSCH) wesentlich.

Die Kollagenfasern sind an einzelnen Stellen miteinander verklebt, wobei die Verklebungsstellen weniger fest als die Fasern selbst sind, so daß bei stärkerem Zug nicht die Fasern abreißen, sondern sich die Verklebungen lösen. Dies ist die Ursache für eine charakteristische Eigenschaft der Haut, nämlich das Fließen, das sich besonders gut bei konstantem Dehnungszustand beobachten läßt: Dehnt man ein Hautstück bis zu einer bestimmten Länge und erhält dann diese Dehnung aufrecht, so kommt es zu einer Lösung solcher Verklebungsstellen und zu einer daraus

folgenden Parallelalagerung der Fasern in Richtung des Zuges. Das führt zu einer bleibenden inneren Verlängerung der Haut und damit zu einem Absinken der Kraft ( $K_\varepsilon$ ), die zum Aufrechterhalten der konstanten Dehnung ( $\varepsilon$ ) nötig ist. Diese Eigenschaft der Haut, die mit Fließen oder Plastizität bezeichnet wird, gehorcht streng dem logarithmischen Gesetz

$$K_\varepsilon = -\beta \cdot \ln \frac{t}{t_0},$$

oder anders ausgedrückt

$$K_\varepsilon \sim -\ln t,$$

d.h. die Kraft sinkt proportional dem Logarithmus der Versuchsdauer. Dieses Gesetz ist experimentell für Zeiten ( $t$ ) zwischen 1 sec und 10000 sec von uns überprüft.

Wird ein Hautstreifen vom ungedehnten Zustand bis zum Zerreißen mit konstanter Dehnungsgeschwindigkeit gedehnt, so erhält man die unten skizzierte

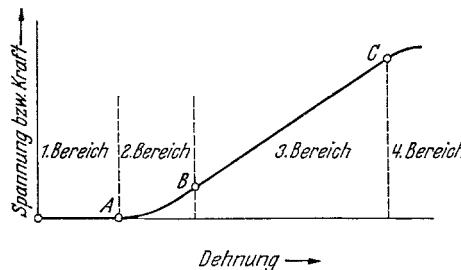


Abb. 1. Charakteristische Spannungs-Dehnungs-Kurve der menschlichen Haut

charakteristische Spannungs-Dehnungs-Kurve. Diese kann in vier Bereiche eingeteilt werden: Bei geringer Dehnung (1. Bereich) werden die im Corium liegenden kollagenen Faserbündel, die mehr oder minder gewellt sind, lediglich entwellt. Die dazu notwendige Kraft ist sehr klein und kann mit der verwendeten Registrierseinrichtung nicht gemessen werden. Am Ende dieses Bereichs (A) sind gerade die ersten Faserbündel entwellt und gehorchen nun bei weiterer Dehnung (2. Bereich) dem Hookschen Gesetz. Gleichzeitig werden immer mehr Faserbündel entwellt, zu deren weiterer Dehnung zusätzliche Kraft aufgewendet werden muß. So kommt es zu einem monotonen Anstieg der Spannungs-Dehnungs-Kurve. Am Ende des Bereichs (B) ist das letzte Faserbündel entwellt und alle nehmen gemeinsam an einer weiteren Dehnung teil (3. Bereich). Ihre Gesamtheit genügt dem Hookschen Gesetz. Infolgedessen weist die Spannungs-Dehnungs-Kurve einen linearen Anstieg auf. Aus der Steilheit dieses Anstiegs, deren reziproker Wert die Elastizitätsgröße  $\alpha$  ist, kann auf die Anzahl der an der Dehnung beteiligten Fasern rückgeschlossen werden. Am Ende dieses Bereiches (C) reißt das erste Faserbündel ab, und mit weiter zunehmender Dehnung (4. Bereich) weicht die Kurve als Zeichen des beginnenden Risses vom linearen Anstieg nach unten ab.

Wird die Dehnungsgeschwindigkeit während des Versuches nicht verändert, so erhält man für alle Dehnungsgeschwindigkeiten dieselbe Steigung, d.h. die Elastizitätsgröße bei schneller und langsamer Dehnung ist gleich. Experimentell wurde das nachgeprüft für Dehnungsgeschwindigkeiten von 2 mm/min bis 45 mm/sec, also über mehr als drei Zehnerpotenzen. Auf die Zugfestigkeit hat die Dehnungsgeschwindigkeit keinen erkennbaren Einfluß. Durch stärkere vorhergehende Dehnungen wird die Form der Spannungs-Dehnungs-Kurven wesentlich verändert,

und zwar wird einerseits der zweite monoton ansteigende Kurvenbereich bei mehrfacher Dehnung immer kleiner (Annäherung an das Hooksche Gesetz) und andererseits die Spannungs-Dehnungs-Kurve bei einer zweiten Dehnung steiler als bei einer ersten. Das ist durch die Veränderung zu erklären, die die Haut durch die vorhergehende Dehnung erlitten hat, nämlich die Parallellagerung der Kollagenfasern auf Grund der sich lösenden Verklebungen, die auch im mikroskopischen Bild beobachtet werden kann. Auf die Zugfestigkeit haben vorhergehende Dehnungen keinen erkennbaren Einfluß.

Weiter wurde durch systematische Untersuchungen festgestellt, inwieweit die Zugfestigkeit und die Elastizitätsgröße von der Breite der Hautmeßstreifen abhängt. Dabei zeigte sich, daß von 5 mm Hautbreite aufwärts eine gute Proportionalität zwischen Zerreißkraft und Hautbreite besteht, d. h., daß die Zugfestigkeit für Hautstreifen, die breiter als 5 mm sind, nicht von der Hautbreite abhängt. Dies gilt ebenfalls für die Elastizitätsgröße bis zu einer Breite von 5 mm herab. Bei einer Meßbreite von 10 mm, wie sie bei den Hautnormalen verwendet wird, befinden wir uns folglich im Proportionalitätsbereich.

Bezüglich der Zeit, die zwischen Tod und Versuch verstreicht, konnte festgestellt werden, daß sich die Zugfestigkeit und die Elastizitätsgröße innerhalb der ersten 10 Tage nicht verändern. Für längere Zeiten nimmt die Festigkeit ab und die Elastizitätsgröße steigt an, jedoch sind die Veränderungen im Vergleich zu anderen Körpersubstanzen (mit Ausnahme der Knochen) auch über lange Zeiten gering; so sinkt z. B. die Festigkeit innerhalb von 220 Tagen noch nicht einmal auf die Hälfte des ursprünglichen Wertes.

Faßt man die bisher geschilderten Ergebnisse zusammen, so muß bei einer systematischen Untersuchung der mechanischen Eigenschaften der menschlichen Haut an verschiedenen Körperstellen folgendes beachtet werden:

Die Meßstreifen müssen breiter als 5 mm sein. Dieser Bedingung genügt das verwendete Hautnormal von 10 mm Meßbreite. Weiter dürfen die Meßstreifen nicht austrocknen, was durch Bedecken mit feuchtem Filtrierpapier sofort nach der Entnahme und Verwahren in Plastiktüten gesichert wird, und müssen innerhalb der ersten 10 Tage nach dem Tod untersucht werden. Aus den Spannungs-Dehnungs-Kurven werden die Zugfestigkeit und die Elastizitätsgröße als charakteristische Meßwerte entnommen. Dabei muß, um der Elastizitätsgröße einen reproduzierbaren Aussagewert zu geben, die Dehnungsgeschwindigkeit konstant gehalten werden — das geschieht durch den starken Antriebsmotor — und das Hautstück darf vorher zu anderen Versuchszwecken keiner stärkeren Dehnung unterworfen werden. Die Zugfestigkeit stellt unter diesen eingehaltenen Bedingungen ebenfalls eine charakteristische Meßgröße dar.

### Experimentelle Ergebnisse

Im folgenden soll zuerst die Abhängigkeit der mechanischen Eigenschaften von der Körperseite untersucht und festgestellt werden, inwieviel ein Unterschied zwischen rechter und linker Körperhälfte besteht. Danach wird eine Topographie der Zugfestigkeit und der Elastizitäts-

größe der Haut Erwachsener beschrieben und an Hand von Abbildungen erläutert. Schließlich wird noch kurz auf einige spezielle Punkte wie Richtungsabhängigkeit, Striae, Atrophie und Narben eingegangen.

Der *Vergleich zwischen rechter und linker Körperhälfte* wurde bei sieben Leichen an verschiedenen Stellen des Rumpfes und der Extremitäten durchgeführt, und zwar an Hautstellen, die keine makroskopisch sichtbaren Veränderungen wie Blutunterlaufungen, Atrophie oder Warzen zeigten.

Die Hautnormale wurden bei seitengleicher Lagerung der Leiche auf dem Sektionstisch rechts und links entnommen, wobei auf die Symmetrie entsprechender Stücke bezüglich der Körpermedianebene sowohl nach der Körperstelle als auch nach der Richtung zur Körperlängsachse geachtet wurde. Die Entnahme und anschließende Messung erfolgte unter den früher geforderten Bedingungen.

Aus den Meßkurven wurden die Zugfestigkeit ( $\sigma_{\max}^*$ ) und die Elastizitätsgröße ( $\alpha$ ) erhalten und die korrelierenden Werte verglichen, indem  $\frac{\alpha_{\text{links}}}{\alpha_{\text{rechts}}}$  und  $\frac{\sigma_{\max}^* \text{ links}}{\sigma_{\max}^* \text{ rechts}}$  gebildet wurde. Bei Gleichheit beider Körperhälften müßten beide Größen innerhalb der Meßgenauigkeit den Wert 1 annehmen. In der folgenden Tabelle sind die logarithmischen Mittelwerte dieser Vergleichszahlen für die einzelnen Leichen und das logarithmische Gesamtmittel angegeben.

Tabelle

Leiche Nr.	Anzahl der Vergleichs-paare	log. Mittel von $\frac{\sigma_{\max}^* \text{ links}}{\sigma_{\max}^* \text{ rechts}}$	log. Mittel von $\frac{\alpha \text{ links}}{\alpha \text{ rechts}}$	Entnahmegerg
2	14	0,89	1,30	Bein und Bauch
4	5	1,28	0,91	Bein und Bauch
5	5	1,11	1,32	ganzer Körper
8	5	0,93	1,07	Bein und Bauch
15	18	1,02	1,02	Arm und Rumpf
20	27	0,93	1,09	ganzer Körper
21	31	0,98	0,91	ganzer Körper
Insgesamt	105	0,97	1,04	

Auf Grund der statistischen Auswertung kann gesagt werden, daß die Zugfestigkeit und die Elastizitätsgröße auf der rechten und linken Körperhälfte etwa gleich sind.

Weiter soll nun kurz der Einfluß des Lebensalters auf die mechanischen Eigenschaften der Haut gezeigt werden: Es stellte sich heraus, daß bei Feten und Neugeborenen die Haut an allen Stellen des Körpers etwa gleiche Eigenschaften besitzt, und zwar eine durchschnittliche Zugfestigkeit von 5 kp/cm und eine Elastizitätsgröße von 0,050 cm/kp. Bei

erwachsenen Menschen hat die Haut an sehr wenig beanspruchten Stellen (z.B. Leistenbeuge, Achselhöhle) ähnliche Werte, an allen anderen Stellen tritt höhere Festigkeit verbunden mit niedrigeren Elastizitätsgrößen auf. Dies entspricht der von ROLLHÄUSER gefundenen Verfestigung der Haut zwischen Sternum und Nabel mit zunehmendem Alter.

*Zur topographischen Untersuchung der Zugfestigkeit und der Elastizitätsgröße der Haut Erwachsener* sind über 1500 Versuche durchgeführt worden. Die Hautstücke wurden an verschiedenen Stellen des Körpers von 22 Leichen von Personen im Alter von 18—75 Jahren entnommen und unter den geforderten Bedingungen durchgemessen. Dabei ist auch hier wieder nur Haut verwendet worden, die keine makroskopisch sichtbaren Veränderungen wie Blutunterlaufungen, Atrophie oder Warzen zeigte. Eine statistische Auswertung ergab, daß Hautstücke mit hoher Zugfestigkeit eine niedrige Elastizitätsgröße haben und umgekehrt Hautstücke niederer Festigkeit eine hohe Elastizitätsgröße, eine Tatsache, die es ermöglicht, die beiden Größen gemeinschaftlich topographisch abzuhandeln. Wie früher schon (ZINK) theoretisch dargelegt und praktisch gezeigt werden konnte, ist eine hohe Elastizitätsgröße mit einer niedrigen Anzahl von an der Dehnung beteiligten Kollagenfasern verknüpft und, da diese Fasern die Träger der Festigkeit sind, mit einer niedrigen Zugfestigkeit. Eine niedere Elastizitätsgröße andererseits zeigt eine große Zahl von Kollagenfasern an, was mit hoher Zugfestigkeit verbunden ist.

Die im folgenden mitgeteilten Ergebnisse sind Mittelwerte. Um eine übersichtliche Darstellung zu ermöglichen, wurde die Haut in neun Festigkeitsklassen eingeteilt; die jeweils entsprechenden Elastizitätsgrößen sind am Anfang der Beschreibung der einzelnen Klassen angegeben.

*1. Klasse:* Festigkeit kleiner als 10 kp/cm, Elastizitätsgröße größer als 0,035 cm/kp (Abb. 2).

Diese Klasse enthält die niedrigsten Festigkeitswerte, die überhaupt gefunden werden konnten (herab bis zu 3 kp/cm), und damit die höchsten Elastizitätsgrößen (bis zu 0,110 cm/kp). Es gehört hierher die Haut des ganzen Körpers von Feten und Neugeborenen und bei Erwachsenen die Stellen, die physiologischerweise kaum belastet werden, nämlich ein etwa 5 cm breiter Streifen in der Leistenbeuge, die Haut an Vulva, Penis und Scrotum und in dem unteren vorderen Teil der Analfalte, ferner in der Achselhöhle, wobei dieser Bezirk relativ scharf durch die hintere und vordere Axillarfalte begrenzt wird und etwas auf die Innenseite des Oberarmes übergreift.

*2. Klasse:* Festigkeit von 11—18 kp/cm, Elastizitätsgröße von 0,034 bis 0,020 cm/kp (Abb. 3).

Hierher gehört die Haut in der Kniekehle und an der Innenseite des Knies, scharf gegen den Unterschenkel abgegrenzt und in die Oberschenkelinnenseite einstrahlend. Nach außen bildet etwa die laterale Kniekehle sehne die Grenze des Bezirks. Auch in der Ellenbeuge ist ein entsprechendes kleines Gebiet zu finden.

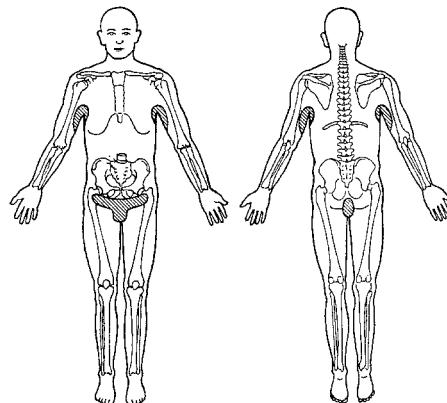


Abb. 2. Hautpartien mit einer durchschnittlichen Zugfestigkeit kleiner als 10 kp/cm; die entsprechende durchschnittliche Elastizitätsgröße liegt über 0,035 cm/kp

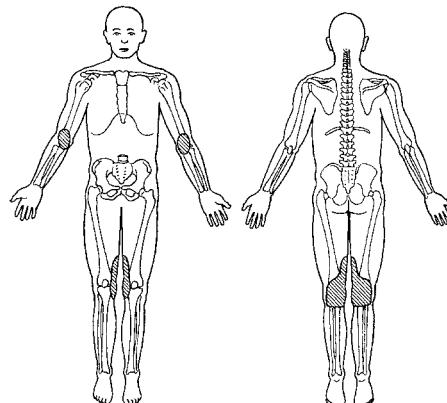


Abb. 3. Hautpartien mit einer durchschnittlichen Zugfestigkeit zwischen 11 und 18 kp/cm; die entsprechende durchschnittliche Elastizitätsgröße liegt zwischen 0,034 und 0,020 cm/kp

**3. Klasse:** Festigkeit von 19—28 kp/cm, Elastizitätsgröße von 0,019 bis 0,008 cm/kp (Abb. 4).

In diese Klasse fällt ein großer Teil der Haut beider Extremitäten. Der Erfahrung zu widersprechen scheint das ähnliche Verhalten von Handteller und Handrücken, von Fußsohle und Fußrücken. Hier wird durch die dicke Epidermisschicht an Handteller und Fußsohle der Eindruck hoher Festigkeit erweckt; bezüglich einer Dehnung ist jedoch die

Epidermis wenig widerstandsfähig, sie reißt schon bei geringen Dehnungen schollig ein. Die Zugfestigkeit wird damit lediglich durch das darunterliegende Corium bestimmt. Geringe Unterschiede finden sich nur bei der Elastizitätsgröße: sie ist am Fuß- und Handrücken etwa 1,3mal größer als an der Fußsohle und am Handteller. Weiter gehört hierher die Haut des gesamten Unterschenkels und der Knievorderseite sowie der Innenseite und des oberen vorderen Teils des Oberschenkels, sozusagen als Verbindung der sehr schwachen Hautpartien am Knie und in der

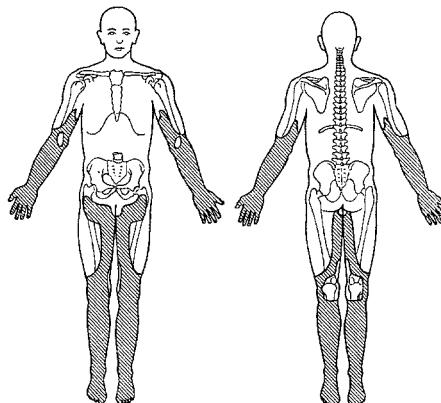


Abb. 4. Hautpartien mit einer durchschnittlichen Zugfestigkeit zwischen 19 und 28 kp/cm; die entsprechende durchschnittliche Elastizitätsgröße liegt zwischen 0,019 und 0,008 cm/kp

Leistenbeuge. Ähnliche Verhältnisse liegen auch am Arm vor: Gleiche Eigenschaften haben der ganze Unterarm, das Ellenbogengelenk mit Ausnahme der Ellenbeuge (Klasse 2) und die Innenseite des Oberarms, analog als Verbindung der Ellenbeuge und der Achselhöhle.

**4. Klasse:** Festigkeit von 29—40 kp/cm, Elastizitätsgröße von 0,011 bis 0,007 cm/kp (Abb. 5).

Hierher gehört die Haut des Oberschenkels mit Ausnahme dessen Innenseite und dem unter der Leistenbeuge liegenden Stück, die Haut über den Nates und am seitlichen Becken bis in Höhe des Beckenkammes und entsprechend die Haut des Oberarms einschließlich des Schultergelenkes mit Ausnahme der Innenseite, sowie am Brustkorb ein Stück unter der Achselhöhle.

Auffallend ist die Überlappung der Elastizitätsgrößenbereiche in Klasse 3 und 4, bedingt durch die Haut am mittleren Unterarm und Unterschenkel, die, obwohl zu Klasse 3 gehörend, Elastizitätsgrößen zwischen 0,008 und 0,010 cm/kp aufweist. Die Messungen wurden auch hier, wie schon früher betont, in Körperlängsrichtung vorgenommen. Untersuchungen bei Dehnung in Querrichtung ergaben für die Haut des mittleren Unterschenkels und Unterarms Elastizitätsgrößen von über

0,010 cm/kp. Es handelt sich um eine Vorzugsrichtung dieser Hautpartien, wie sie außerdem noch an anderen Stellen des Körpers, z.B. an den Gelenken, beobachtet wurde.

Eine Besonderheit stellt die Haut der Glutäaloberschenkelfalte dar, die auf Grund ihrer durchschnittlichen Festigkeit von 32 kp/cm in diese 4. Klasse einzuordnen ist, andererseits jedoch eine Elastizitätsgröße von 0,014 cm/kp besitzt. Auch hier handelt es sich um eine Vorzugsrichtung, wie schon aus der oberflächlichen Fältelung der Haut zu sehen ist und

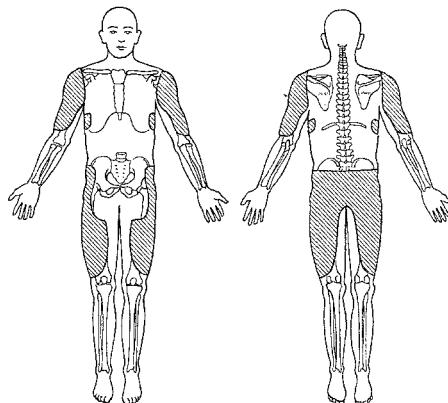


Abb. 5. Hautpartien mit einer durchschnittlichen Zugfestigkeit zwischen 29 und 40 kp/cm; die entsprechende durchschnittliche Elastizitätsgröße liegt zwischen 0,011 und 0,007 cm/kp

aus der ständigen Dehnungsbeanspruchung verständlich erscheint. Derartige Richtungsabhängigkeiten, die in mehr oder minder starkem Maß nahezu jede Hautregion aufweist, sollen im folgenden nur berücksichtigt werden, wenn sie die mechanischen Eigenschaften eines Hautbezirks wesentlich beeinflussen.

**5. Klasse:** Festigkeit von 41—50 kp/cm, Elastizitätsgröße von 0,009 bis 0,006 cm/kp (Abb. 6).

Hierher gehört die Haut des gesamten vorderen Rumpfes vom Unterbauch bis zu den Clavikeln, seitlich begrenzt durch die beiden Mamillarlinien.

**6. Klasse:** Festigkeit von 51—60 kp/cm, Elastizitätsgröße von 0,007 bis 0,005 cm/kp (Abb. 7).

Zu dieser Klasse zählt die Haut des seitlichen Rumpfes, vom Beckenkamm bis etwa 10 cm unter der Achselhöhle und von der Mamillarlinie bis zur hinteren Axillarlinie, sowie die Schulter vom Ansatz des Deltoides bis zum Hals, nach vorn abgegrenzt durch den Trapeziusrand und nach hinten durch den Oberrand des Schulterblattes.

**7. Klasse:** Festigkeit von 61—70 kp/cm, Elastizitätsgröße von 0,006 bis 0,004 cm/kp (Abb. 8).

Hierher gehört die Haut der hinteren Rumpfpartie in der Gegend der Taille von der Mitte des Sacralbeines bis etwa in Höhe des zehnten Brustwirbels, seitlich begrenzt von der hinteren Axillarlinie.

*8. Klasse:* Festigkeit von 71—80 kp/cm, Elastizitätsgröße von 0,005 bis 0,003 cm/kp (Abb. 9).

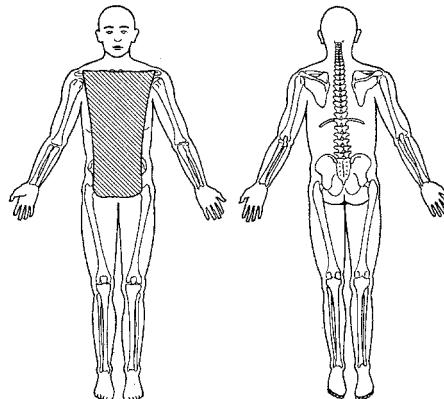


Abb. 6. Hautpartien mit einer durchschnittlichen Zugfestigkeit zwischen 41 und 50 kp/cm; die entsprechende durchschnittliche Elastizitätsgröße liegt zwischen 0,009 und 0,006 cm/kp

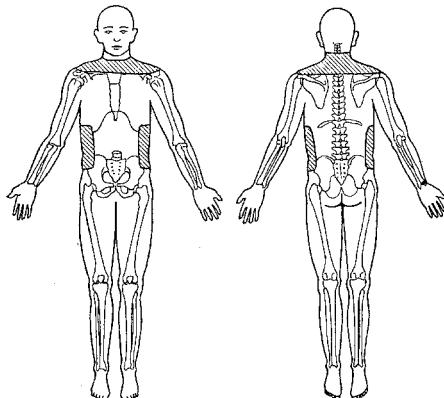


Abb. 7. Hautpartien mit einer durchschnittlichen Zugfestigkeit zwischen 51 und 60 kp/cm; die entsprechende durchschnittliche Elastizitätsgröße liegt zwischen 0,007 und 0,005 cm/kp

Zu dieser Klasse zählt die Haut des hinteren Thorax, etwa von der Höhe des zehnten Brustwirbels bis zum Oberrand des Schulterblattes, seitlich begrenzt durch die hintere Axillarlinie. Die Haut über der Brustwirbelsäule nimmt eine Sonderstellung ein, hier ist eine ausgeprägte Vorzugsrichtung vorhanden (s. 9. Klasse).

*9. Klasse:* Festigkeit über 81 kp/cm, Elastizitätsgröße kleiner als 0,003 cm/kp (Abb. 10).

Hierher gehört nur die Haut über der Thoraxwirbelsäule, und zwar nur bei Dehnung in Längsrichtung des Körpers. Es ist experimentell schwierig, diesen schmalen Hautstreifen zu finden, da er sich makroskopisch von der Umgebung nicht unterscheidet. Glückt aber die Isolierung, so können Zugfestigkeiten bis zu 180 kp/cm festgestellt werden.

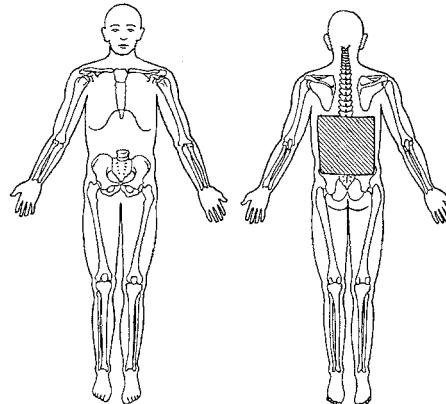


Abb. 8. Hautpartien mit einer durchschnittlichen Zugfestigkeit zwischen 61 und 70 kp/cm; die entsprechende durchschnittliche Elastizitätsgröße liegt zwischen 0,006 und 0,004 cm/kp

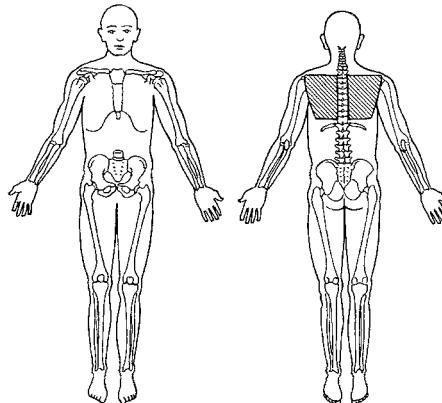


Abb. 9. Hautpartien mit einer durchschnittlichen Zugfestigkeit zwischen 71 und 80 kp/cm; die entsprechende durchschnittliche Elastizitätsgröße liegt zwischen 0,005 und 0,003 cm/kp

In Querrichtung hat dieser Hautbezirk etwa gleiche Eigenschaften wie die Umgebung (8. Klasse).

Schließlich soll noch auf einige *spezielle Ergebnisse* der Leichenhautmessungen eingegangen werden, die nicht im Rahmen der bisherigen Systematik behandelt werden konnten:

Wie schon erwähnt, besteht an verschiedenen Stellen des Körpers eine Richtungsabhängigkeit der Hauteigenschaften. An solchen Stellen

findet man im histologischen Coriumflachschnitt eine Vorzugsrichtung der kollagenen Fasern, d.h. die Fasern verlaufen nicht statistisch ungeordnet in allen Richtungen der Hautebene, sondern eine Richtung ist bevorzugt und in ihr verlaufen mehr Fasern als in anderen. Da die Kollagenfasern die Träger der mechanischen Eigenschaften der Haut sind und besonders die Zugfestigkeit und die Elastizitätsgroße beeinflussen, ist die experimentell zu findende Richtungsabhängigkeit verständlich. Im Versuch läßt sich an einer „ungerichteten“ Haut ein derartiges histologisches Bild durch vorhergehende Dehnung erzeugen. Da

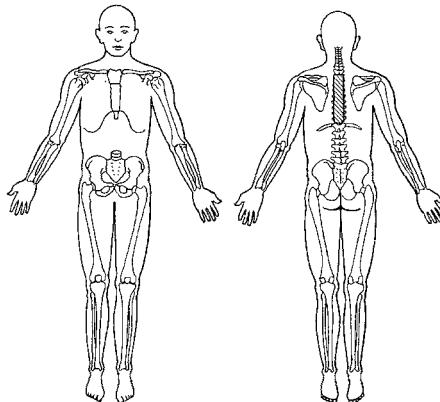


Abb. 10. Hautpartien mit einer durchschnittlichen Zugfestigkeit über 80 kg/cm; die entsprechende durchschnittliche Elastizitätsgröße ist kleiner als 0,003 cm/kp

richtungsabhängige Haut besonders an den Gelenken gefunden wird, ist es naheliegend, daß die hier physiologischerweise ständig auftretende Dehnung beim Beugen des Gelenks Ursache für diese Umlagerung ist.

Bei einem 45jährigen Mann war ein deutlicher Unterschied der Festigkeit der rechten und linken Rückenseite zu beobachten. Nachforschungen ergaben, daß er in einem Milchwerk als Kannenträger beschäftigt war und die Milchkannen vorwiegend auf der linken festeren Seite getragen hat. Wenn man sich daran erinnert, daß die Haut bei Neugeborenen überall gleich wenig fest ist und erst mit zunehmendem Alter die beanspruchten Hautteile höhere Festigkeit erlangen (nicht jedoch unbeanspruchte wie Leistenbeuge oder Achselhöhle, sie behalten ihren „Neugeborenenwert“), so liegt der Schluß nahe, daß sich die Haut einer ständig wiederkehrenden Belastung durch Erhöhung ihrer Kollagenfaserzahl und damit ihrer Festigkeit anpaßt, mit anderen Worten, daß eine oft sich wiederholende Belastung — sei es nun tangentialer Zug oder senkrechter Druck — einen adäquaten Reiz zur Bildung weiterer Kollagenfasern, also festerer Haut darstellt. Auch dies wäre eine mögliche Erklärung des Entstehens von Vorzugsrichtungen.

Eine 59jährige Frau wies am Abdomen ausgeprägte alte Striae auf. Die Festigkeit dieses Hautbezirks war auf etwa  $\frac{1}{5}$  des Normalwertes gemindert, die Elastizitätsgröße auf das Vierfache erhöht. Dieser Befund stimmt mit den von WENZEL angegebenen Beobachtungen überein.

Bei einer 40jährigen Frau war der rechte Unterschenkel atrophisch (fragliche abgelaufene Poliomyelitis). Seine Haut war dünn, gefältelt und pergamentartig. Der linke Unterschenkel war normal. Vergleichende Untersuchungen beider Extremitäten ergaben, daß die atrophe Haut weniger fest (nur etwa  $\frac{1}{5}$  des Normalwertes) und leichter dehnbar war (Elastizitätsgröße etwa neunmal größer). Untersuchungen an alten reizlosen Operationsnarben im Gebiet des Abdomens ergaben in Übereinstimmung mit WENZEL, daß Narbengewebe weniger fest und weniger dehnbar als die umliegende Haut ist, und zwar ist die Zugfestigkeit durchschnittlich auf etwa  $\frac{1}{3}$  des Normalwertes abgesunken.

### Diskussion

Überblickt man die topographischen Ergebnisse, so wird verständlich, daß bei gleicher Einwirkung stumpfer Gewalt an verschiedenen Stellen des Körpers unterschiedliche Verletzungsbilder entstehen.

Die weitgehende Gleichheit der rechten und linken Körperhälfte entspricht der Erwartung. Möglicherweise haben die geringen Abweichungen der Mittelwerte in der Tabelle auf S. 67 tatsächliche individuelle Unterschiede zur Ursache, jedoch kann das nicht mit genügender Sicherheit gesagt werden, da unerkannte systematische Abweichungen nicht völlig auszuschließen sind.

Eine Altersabhängigkeit wurde bereits von ROLLHÄUSER und von DRICK beschrieben, und zwar in der Form, daß ältere Haut weniger dehnbar, aber fester ist. Dem entsprechen unsere Ergebnisse, daß die Haut von Neugeborenen überall gleichartig ist, nämlich wenig fest und sehr elastisch; mit zunehmendem Lebensalter sinkt an fast allen Stellen des Körpers die Elastizitätsgröße und die Zugfestigkeit steigt an, lediglich an einigen wenigen nur schwach belasteten Stellen (z.B. Achselhöhle, Leistenbeuge) bleiben „Neugeborenenwerte“ erhalten. Das legt in Verbindung mit anderen Beobachtungen (Richtungsabhängigkeit in einseitig belasteten Hautbezirken, besonders feste Haut bei starker Belastung) den Schluß nahe, daß die Belastung Anlaß für die Verfestigung der Haut ist.

Bei der Beurteilung der topographischen Einteilung der Hauteigenschaften muß man sich darüber im klaren sein, daß die beschriebenen und in den Abbildungen eingezeichneten Grenzen die Ergebnisse statistischer Mittelwertsbildung sind, von denen die einzelnen Individuen mehr oder minder stark abweichen können. Insgesamt jedoch sind eine

klare Gesetzmäßigkeit und tatsächliche topische Unterschiede festzustellen:

Den festen Hautbezirken des Stammes stehen die weniger festen der Extremitäten gegenüber. Dabei nimmt am Rumpf die Festigkeit von vorn nach hinten zu und erreicht über der thorakalen Wirbelsäule die höchsten gefundenen Werte. An den Extremitäten besteht eine ausgesprochene Analogie zwischen Arm und Bein; während die Haut vom Fuß bis unterhalb des Knies bzw. von der Hand bis unterhalb des Ellenbogens weitgehend einheitliche Eigenschaften zeigt, finden wir im Bereich des Oberschenkels bzw. Oberarms Unterschiede, und zwar ist die Haut an der Oberschenkelaußenseite, besonders im Gebiet der *Fascia lata*, und an der Oberarmaußenseite fester als die des übrigen Teils der Extremitäten. Die Beugeseiten der großen Gelenke, nämlich Kniekehle und Ellenbeuge, Leistenbeuge und Achselhöhle, gehören zu den schwächsten Hautpartien des ganzen Körpers. Das Gebiet des Kopfes konnte nicht untersucht werden, da nicht genügend viele Hautstücke zur Verfügung standen.

Da bei unseren Untersuchungen die Kräfte auf die Hautbreite und nicht auf die Hautquerschnittsfläche bezogen wurden, sind unsere Festigkeitswerte nicht ohne weiteres mit denen anderer Autoren zu vergleichen. Errechnet man jedoch für Bauchhaut mit ihrer Festigkeit von 40 bis 50 kp/(cm Hautbreite) überschlagsmäßig die zum Zerreißen notwendige Kraft pro Quadratmillimeter Querschnitt, so erhält man mit einer durchschnittlichen Hautdicke von 2 mm einen Wert von 2—2,5 kp/mm<sup>2</sup>, der etwa in dieselbe Größenordnung wie die Werte anderer Veröffentlichungen fällt: WÖHLISCH et al. 1,8 kp/mm<sup>2</sup>, keine Ortsangabe; ROLLHÄUSER 1,6 kp/mm<sup>2</sup>, zwischen Nabel und Sternum; JANSEN und ROTTIER 1,1 bzw. 1,4 kp/mm<sup>2</sup>, für Haut zwischen Symphyse und Nabel bzw. Nabel und Sternum. Die niedrigen Werte einzelner Autoren bei großer Streubreite der Einzelwerte könnten durch zu schmale Hautmeßstreifen (5 mm und darunter) bedingt sein, da solche Streifen, wie früher beschrieben, leicht zu derartigen Fehlern führen können.

### Zusammenfassung

Nach Beschreibung der angewendeten Methode und der Definition der Zugfestigkeit und Elastizitätsgröße wird durch Untersuchungen gezeigt, daß die mechanischen Eigenschaften der rechten und linken Körperhälfte im Mittel weitgehend gleich sind. Erstmals wurden die Unterschiede der mechanischen Eigenschaften der menschlichen Leichenhaut an verschiedenen Körperregionen festgestellt. Die statistischen Serienversuche ergaben, daß die Haut des Rumpfes von der Körpervorderseite zum Rücken hin fester wird und hier die höchsten überhaupt gefundenen Zugfestigkeitswerte erreicht. An den Extremitäten findet

man sprunghafte Änderungen der mechanischen Eigenschaften, wobei die Gebiete der Beugen der großen Gelenke (Ellenbeuge, Kniekehle, Achselhöhle, Leistenbeuge) zu den wenigst festen des gesamten Körpers zählen. Dabei besteht zwischen Arm und Bein eine ausgeprägte Analogie. Insgesamt ist die Haut der Extremitäten weniger fest und leichter dehnbar. An Hand der durchschnittlichen Festigkeitswerte, die zwischen 5 kp/ (cm Hautbreite) und 90 kp/cm schwanken, wurde eine Unterteilung der Haut in neun Klassen vorgenommen; die zugehörigen Elastizitätsgrößen schwanken zwischen 0,110 cm/kp und 0,002 cm/kp und hängen in gesetzmäßiger Weise von der Festigkeit ab. Weiter wird noch auf den Einfluß verschiedener Faktoren wie Richtungsabhängigkeit, Striae, Atrophie und Narben hingewiesen.

### Summary

After the description of the used method and the definition of tensile strength and magnitude of elasticity the far-reaching equality of the mechanical properties of the right and left part of the human body is shown by investigations. At the first time there are determined the differences of the mechanical properties of the human skin at different regions of the corps. From the statistical experiments resulted an increase of tensile strength beginning from the front of the trunk to the back and reaching there the highest available values. At the extremities jerky changes of the mechanical properties are found, showing the skin at the bends of the big joins (cubital bend, knee bend, armpit, inguinal region) being the weakest ones of the whole body. There is a marked analogy between arm and leg. Altogether the skin of the extremities is less strong and easier extensible.

By the average magnitude of tensile strength, ranging between 5 kp/cm and 90 kp/cm a classification of the skin in nine groups was done. The according values of magnitude of elasticity vary between 0,110 cm/kp and 0,002 cm/kp and legally depend on tensile strength. Furthermore, the influence of different factors as dependence of direction, striae, atrophy and scars is referred.

Herrn Oberstudiendirektor Dr. W. ZINK sagen wir für viele wertvolle Ratschläge unseren besten Dank. Auch danken wir Herrn Hauptpräparator O. OPITZ für die unermüdliche Hilfe.

### Literatur

- DAL BORGO, V., e G. DI GUARDO: Studio delle caratteristiche fisiche della cute. Riv. Med. leg. 3, 273 (1961). Ref. Dtsch. Z. ges. gerichtl. Med. 53, 343 (1963).
- DICK, J. C.: The tension and resistance to stretching of human skin and other membranes, with results from a series of normal and oedematous cases. J. Physiol. (Lond.) 112, 102 (1951).
- FEUGHELMAN, M., and A. R. HALY: The physical properties of wool fibers at various regains. Textile Res. J. 32, 227 (1962).

- GLASSTONE, S., K. J. LAIDLOR, and H. EYRING: The theory of rate process. New York and London: McGraw Hill Book Co. 1941.
- HORSTMANN, E.: Handbuch der mikroskopischen Anatomie des Menschen; die Haut- und Sinnesorgane, Teil 3. Berlin-Göttingen-Heidelberg: Springer 1957.
- JANSEN, L. H.: The structure of connective tissue, an explanation of the symptoms of the Ehlers-Danlos syndrome. *Dermatologica (Basel)* **110**, 108 (1953).
- , and P. B. ROTTIER: Elasticity of human skin related to age. *Dermatologica (Basel)* **115**, 106 (1957).
- — Some mechanical properties of human abdominal skin measured on excised strips. *Dermatologica (Basel)* **117**, 65 (1958).
- — Comparison of the mechanical properties of human abdominal skin excised from below and from above the umbilic. *Dermatologica (Basel)* **117**, 252 (1958).
- JOCHIMS, J.: Untersuchungen des mechanischen Verhaltens der Hautgewebe (Cutis und Subcutis) mit einer neuen Methode. *Z. Kinderheilk.* **57**, 516 (1935).
- Grundzüge einer einfachen klinischen Prüfung der Hautdehnung. *Arch. Kinderheilk.* **133**, 97 (1947).
- Elastometrie an Kindern bei wechselnder Hautdehnung. *Arch. Kinderheilk.* **135**, 228 (1948).
- , u. G. HANSEN: Über Veränderungen der Hautfalte bei der Exsikkation des Säuglings. *Z. Kinderheilk.* **57**, 85 (1935).
- KAUS, H.: Genese und diagnostischer Wert von unter Saugglocken entstandenen Hautblutungen. *Z. ges. exp. Med.* **124**, 448 (1954).
- KELLER, PH.: Mechanische Eigenschaften der Haut. In: Normale und pathologische Physiologie der Haut, Bd. I. Berlin-Göttingen-Heidelberg: Springer 1962.
- KIRK, E., and S. A. KVORNING: Quantitative measurements of the elastic properties of the skin and subcutaneous tissue in young and old individuals. *J. Geront.* **4**, 273 (1949).
- KOHLRAUSCH, F.: Praktische Physik, Bd. 2. Stuttgart: J. B. Teubner 1956.
- KOPSCHE, F.: In: RAUBER-KOPSCHE, Lehrbuch und Atlas der Anatomie des Menschen, Bd. 1. Leipzig: Georg Thieme 1923.
- KÜLBS, E.: Zit. nach PH. KELLER.
- KÜNTZEL, A.: In: Handbuch der Gerbereichemie und Lederfabrikation (Hrsg. W. GRASSMANN), Bd. 1, Teil 1: Die Haut. Wien: Springer 1944.
- LERCH, H.: Über den Aufbau des Sehnengewebes. *Gegenbaurs morph. Jb.* **90**, 192 (1951).
- LEVER, W.: Zit. nach PH. KELLER.
- PERNKOPF, E.: Topographische Anatomie, Bd. 1, Teil 1. Berlin u. Wien: Urban & Schwarzenberg 1943.
- , u. V. PATZELT: Anatomie und Histologie der Haut. In: ARZT-ZIEHLER, Haut- und Geschlechtskrankheiten. Berlin u. Wien: Urban & Schwarzenberg 1934.
- PETRY, E.: Zit. nach PH. KELLER.
- ROLLHÄUSER, H.: Konstitutions- und Altersunterschiede in der Festigkeit kollagener Fibrillen. *Gegenbaurs morph. Jb.* **90**, 157 (1951).
- Die Festigkeit menschlicher Sehnen nach Quellung und Trocknung in Abhängigkeit vom Lebensalter. *Gegenbaurs morph. Jb.* **90**, 180 (1951).
- Die Zugfestigkeit der menschlichen Haut. *Gegenbaurs morph. Jb.* **90**, 249 (1951).
- Untersuchungen über den submikroskopischen Bau kollagener Fasern. *Gegenbaurs morph. Jb.* **92**, 1 (1952).
- SCHADE, J.: Zit. nach PH. KELLER.
- SCHNASS, M.: Über die Richtungsabhängigkeit der mechanischen Eigenschaften der menschlichen Leichenhaut. Inaug.-Diss. Erlangen (im Druck).

- STÖHR, PH.: Lehrbuch der Histologie. Stuttgart: Gustav Fischer 1963.
- TRONNIER, H., u. H. H. WAGENER: Über die Frequenzleitfähigkeit der menschlichen Haut. *Dermatologica* (Basel) **104**, 135 (1952).
- — Über den Einfluß von Altersveränderungen auf die Frequenzleitfähigkeit der menschlichen Haut. *Hautarzt* **5**, 312 (1954).
- VEZAR, F.: Wege der physiologischen Altersforschung. *Schriftenreihe der Med. Pharmazeut. Studiengesellschaft e.V.* Nr 1. Frankfurt: Umschauverlag 1962.
- Liberation of mechanical tension by heating of collagen fibres. *Experientia* (Basel) **18**, 310 (1962).
- WENZEL, H. G.: Untersuchungen über die Dehnbarkeit und Zerreißbarkeit der Haut. *Zbl. allg. Path. path. Anat.* **85**, 117 (1949).
- WÖHLISCH, E., u. R. DU MESNIL: Die Temperaturabhängigkeit der Dimensionen des elastischen Gewebes. *Z. Biol.* **85**, 379, 406 (1926).
- — u. H. GERSCHLER: Untersuchungen über die elastischen Eigenschaften tierischer Gewebe. *Z. Biol.* **85**, 325, 567 (1926).
- ZINK, P.: Methoden zur Bestimmung der mechanischen Eigenschaften der menschlichen Leichenhaut. *Dtsch. Z. ges. gerichtl. Med.* **56**, 349 (1965).

Prof. Dr. med. et phil. E. WEINIG und Dr. med. et rer. nat. P. ZINK  
Institut für gerichtliche Medizin und Kriminalistik  
852 Erlangen, Universitätsstraße 22