

Härtemessungen an frischen menschlichen Femora

Dimitrios Kallieris und Jens Genser*

Institut für gerichtliche Medizin der Universität Heidelberg (BRD)

Eingegangen am 4. September 1972

Determination of Hardness of Fresh Human Femora

Summary. Hardness tests were systematically conducted on the fresh, right femur of 25 individuals in the age groups of 2—86 years (both males and females) with stresses in the axial and cross-sectional directions. Thereby the femur was cut up with a bone saw in approximately 2 cm thick parallel pieces at 26, 38, 50, 62 and 74% of the longest femur length. We used the Vickers method for the hardness measurements. The factorial-hierarchical variance analysis revealed that the hardness of the femur is independent of the cross-section height. Furthermore, no differences in hardness could be ascertained in dependence upon the cross-section localization. In agreement with other authors, it was established that the hardness is not different in old age than in middle age. The hardness values by cross-sectional stress are 19% lower than by those by axial stress.

Zusammenfassung. An 25 Individuen im Altersbereich von 2—86 Jahren, männlichen und weiblichen Geschlechts, wurden Härtemessungen an den rechten (frischen) Femora bei Belastungen in Axial- und Querrichtung systematisch durchgeführt. Dazu wurde der Femur mit einer Knochensäge bei 26, 38, 50, 62 und 74% der größten Femurlänge in etwa 2 cm dicke parallele Scheiben zerlegt. Für die Härtemessungen verwendeten wir die Vickers-Methode. Die faktoriell-hierarchische Varianzanalyse hat gezeigt, daß die Härte des Femurs unabhängig von der Querschnittshöhe ist. Ferner konnten keine Härteunterschiede in Abhängigkeit von der Querschnittslokalisation gesichert werden. In Übereinstimmung mit anderen Autoren konnte festgestellt werden, daß die Härte im Greisenalter nicht anders ist als im mittleren Alter. Die Härtewerte bei Querbelastung sind um 19% niedriger als die bei der Axialbelastung.

Key word: Knochenhärte, Messungen.

I. Ziel der Arbeit — Bisherige Ergebnisse

Im Zuge einer Datensammlung biomechanisch relevanter Materialeigenschaften des Knochens ist seine Härte von wesentlicher Bedeutung. Im Anschluß an eine frühere Arbeit über „Härtemessungen an frischen menschlichen Knochen“ (Kallieris, 1971) sollte die Knochenhärte der Corticalis des menschlichen Femurschaftes systematisch untersucht werden. Anlaß dazu waren folgende Feststellungen von Amtmann u. Schmitt (1968):

1. Die Materialdichte nimmt von der Schaftmitte gegen die Gelenkenden hin ab.
2. Die Dichte ist über dem Knochenquerschnitt ungleichmäßig verteilt, sie ist medial und lateral größer als vorn und hinten.

Wäre die Dichte ein direktes Maß für die Härte, so müßte sich für die Knochenhärte eine ähnliche Verteilung ergeben.

* Herrn Prof. Dr. med. Berthold Mueller zum 75. Geburtstag in Dankbarkeit gewidmet.

Der Baseler Pathologe Rössle (1927) und sein Schüler Lexer (1928) führten als erste Härtemessungen an planparallelen Platten aus dem fixierten menschlichen Femur und Humerus nach der Brinellschen Methode durch. Sie kamen zu dem Schluß, daß die Härte eine für das ganze Skelet einheitliche Eigenschaft ist.

Härtemessungen an fixierten Knochen nach der Rockwellschen Methode führten Evans u. Lebow (1951) am Femur durch. Sie unterteilten den fixierten Knochen in ein proximales, mediales und distales Drittel und teilten diese wiederum in vier Quadranten (anterior, posterior, medial und lateral). Sie fanden keine signifikanten Härteunterschiede innerhalb der Quadranten, jedoch das mediale Drittel erwies sich am härtesten. Zu den Epiphysen hin fällt die Härte deutlich ab.

Später (1967) stellte Evans einen signifikanten Härteunterschied zwischen dem Femur und der Fibula fest. Ferner korreliert die Härte mit der Zahl der Osteone pro Quadratmillimeter.

Mikrohärte-Messungen nach der Vickers-Methode führten Carlström (1954), Amprino (1958, 1961), Rosate (1958) und Weaver (1966) durch. Carlström fand eine direkte Abhängigkeit der Mikrohärte vom Grad der Knochenmineralisation.

Amprino stellte Härteunterschiede in Abhängigkeit von der Belastungsrichtung (parallel, senkrecht) der Fibrillen vom Affenknochen fest. Die Mikrohärte hängt vom Verlauf der Kollagenfibrillen ab. Als besonders wichtig für die Mikrohärte ist die Dichte der Fibrillenlagerung und der Wassergehalt der Knochen.

Rosate (1958) prüfte die Mikrohärte in subperiostalen und tiefen Schichten des primären Knochens von Rindermetacarpi: Die Mikrohärte ist subperiostal gering, in den mittleren Zonen hoch und fällt zur Markhöhle hin ab.

Weaver (1966) bestimmte die Mikrohärte der Compacta frischer menschlicher Knochen nach der Vickers-Methode. Die Härte der Diaphysenregion der Fibula, gemessen in 14 gleichmäßigen Abständen, war ziemlich einheitlich; an den Meta- und Epiphysen fiel sie ab. Die Prüfung einzelner Haversscher Systeme ergab erhebliche Variationen.

Weaver beobachtete im Gegensatz zu Amprino keine Variationen der Mikrohärten in Abhängigkeit von der Verlaufsrichtung der Kollagenfibrillen.

Die Untersuchung pathologischer Knochen von Patienten mit generalisierten, das Skelet angreifenden Erkrankungen ergaben bedeutende Härteminderungen.

Nach Vinz (1970) steigt die Knochenhärte im Laufe des Wachstums von 23,4 kp/mm² beim 2jährigen auf 33 kp/mm² beim Erwachsenen an. Im Greisenalter liegt die Härte nur geringfügig und nicht signifikant über der des Jugendlichen.

Nach Kallieris (1971) steigt die Altersverteilungskurve in der Zeit des Osteogenese linear bis zu einem Sättigungswert von ca. 26—29 kp/mm² (Vickers-Härte).

II. Material und Methode

Untersucht wurden die rechten Femora von 25 Individuen aus dem Sektionsgut des Instituts im Alter von 2—86 Jahren, von denen 11 weiblichen und 14 männlichen Geschlechtes waren. Dabei handelte es sich um 14 Individuen, deren Todesursache exogene, bei den restlichen 11 endogene Faktoren waren, wie Lungenembolie, Herzinfarkt, Aortenaneurysma, Herzversagen bei Lungenembolie, Herz-Kreislauf-Versagen, Herzversagen nach schwerer Lungentuberkulose.

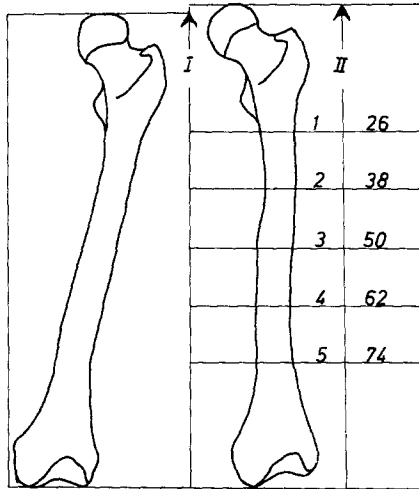


Abb. 1. Unterschied zwischen „ganzer Länge des Femur in natürlicher Stellung“ (1) und „größter Länge des Femur“ (2). In (2) wurden die 5 Querschnittshöhen in Prozent der Femurlänge (26—74%) maßstabsgerecht eingezeichnet (aus Schmitt, 1968)

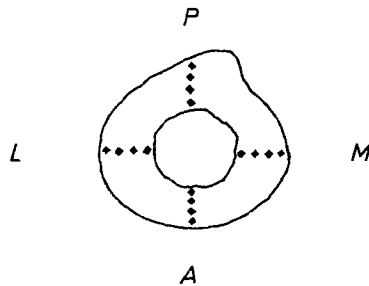


Abb. 2. Compactascheibe in der Aufsicht von proximal im Schema mit den vorgesehenen Pyramideneindrücken

Die verschiedenen Femora wurden bei der Sektion im ganzen aus dem Oberschenkel so herauspräpariert, daß der Knochen, um Feuchtigkeitsverluste zu vermeiden, noch mit einem Teil der Muskulatur bedeckt war. Nach einer kurzen Lagerung im Kühlkeller, verschlossen im Plastikbeutel, bei $+3^{\circ}\text{C}$ wurde der Knochen von Muskeln und Periost freipräpariert und auf dem Knochenmeßbrett (modifiziert nach Martin, 1928) der Länge nach vermessen.

Nach Kennzeichnung der vier Hauptrichtungen Anterior = A, Posterior = P, Medial = M und Lateral = L wurden von Hand mit einer Knochensäge bei 26, 28, 50, 62 und 74% der größten Femurlänge ca. 2 cm dicke, planparallele Scheiben herausgetrennt.

Abb. 1 zeigt den Unterschied zwischen „ganzer Länge des Femur in natürlicher Stellung“ (1) und „größter Länge des Femur“ (2). Die Probestücke wurden vom Knochenmark befreit und von 1—5 von proximal nach distal durchnummeriert. Um Flüssigkeitsverluste zu vermeiden, lagerten wir die Knochenscheiben in einer feuchten Kammer. Die zu untersuchende Knochenprobe wurde entnommen und in einen zur Meßapparatur gehörigen Spannstock eingespannt. Um die bei der Methode erforderliche glatte Oberfläche der Proben zu erreichen, schliffen wir die proximale Knochenfläche naß mit Schmirgelpapier verschiedener Korngrößen (80—500) und polierten sie anschließend mit einem weichen Tuch. Die verwendete Meßmethode zur Härtebestimmung nach Vickers und das Meßprinzip wurde in einer früheren Arbeit (Kallieris, 1971) kurz erläutert.

Die Knochenproben belasteten wir 1 min lang mit einer Prüfkraft von 5 kp. An den 4 Querschnittslokalisationen (A, P, M, L) führten wir je 4 Härtemessungen in der Reihenfolge von

außen nach innen (Abb. 2) in allen 5 Querschnittshöhen der Compactascheibe durch. Die Belastung erfolgte in Lamellenlängsrichtung. Nach Beendigung der Härteprüfung eines Femurs in Lamellenlängsrichtung wurde die Härte der vorderen Seite der dritten Querschnittshöhe senkrecht zum Lamellenverlauf mit 4 Messungen geprüft.

III. Meßergebnisse

Bei den Einzelmessungen fiel auf, daß die Härte zum Teil erheblich schwankte. So waren Härteunterschiede bis 12 kp/mm^2 an unmittelbar benachbarten Meßstellen keine Seltenheit. Eine Erklärung hierfür war bei der auflichtmikroskopischen Betrachtung der Knochenoberfläche nicht zu erkennen. Zunächst sollten die Härtewerte in Abhängigkeit von der Querschnittshöhe des Femurschaftes betrachtet werden. Dazu wurden jeweils alle Meßwerte x der betreffenden Schafthöhe sämtlicher Femora addiert und der Mittelwert \bar{x} (kp/mm^2) errechnet. So erhielten wir für die Querschnittshöhen 1—5 je 5 Mittelwerte aus insgesamt 400 Messungen. Abb. 3 und die dazugehörige Tabelle 1 zeigen das Ergebnis dieser Auswertung.

Tabelle 1. Abhängigkeit der Härte von der Querschnittshöhe

	1	2	3	4	5
Schafthöhe	26%	38%	50%	62%	74%
N	400	400	400	400	400
Sx	12392,0	12922,0	13252,0	13483,2	13247,6
\bar{x}	31,0	32,2	33,1	33,7	33,2

Die Betrachtung der Kurve ergibt einen leichten Anstieg der Härte von der proximalen Schnitthöhe zur Schaftmitte. Von dort zur distalen Querschnittshöhe 5 verändern sich die Mittelwerte nur noch in der letzten Stelle. Eine Signifikanz läßt sich jedoch für diese Härtevariationen nicht erbringen. Die faktoriell-hierarchische Varianzanalyse¹ hat gezeigt, daß die Härte des Femurs unabhängig von der Querschnittshöhe ist.

Ferner war zu prüfen, ob es topographische Unterschiede der Härte in bezug auf die Querschnittslokalisationen A, P, M und L gibt. Zur Auswertung wurden für jede Querschnittshöhe jeweils die A-, P-, M- und L-Werte zusammengezählt

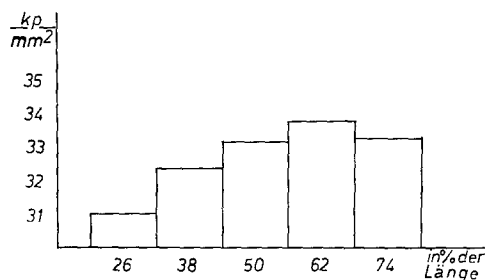


Abb. 3. Abhängigkeit der Härte von der Schafthöhe

¹ Herrn Prof. Dr. med. H. Immich vom Institut für Dokumentation, Information und Statistik des Krebsforschungszentrums Heidelberg danken wir für die Unterstützung bei der Durchführung der statistischen Auswertung.

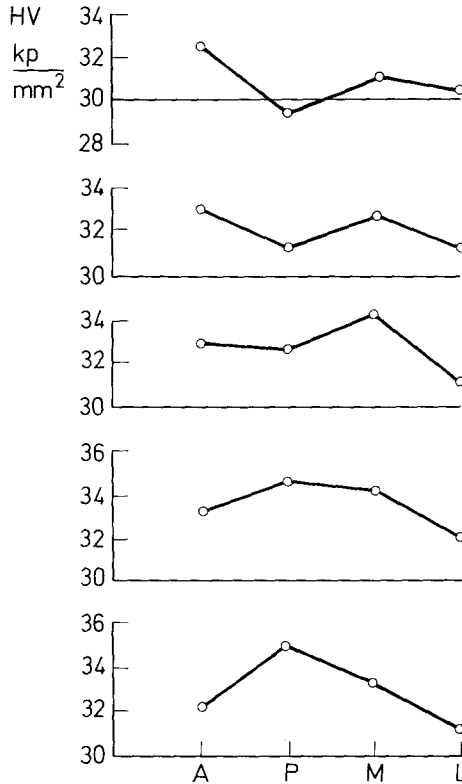


Abb. 4. Mittlere Härte der Corticalis in den jeweiligen Querschnitten unter Berücksichtigung der Lokalisation

und der Mittelwert \bar{x} (kp/mm^2) errechnet. Die Rechenergebnisse sind in Tabelle 2 aufgetragen und in Abb. 4 graphisch dargestellt.

Während die Knochenhärte im vorderen, medialen und besonders im lateralen Quadranten nur geringe Schwankungen aufzeigt, fällt eine kontinuierliche Steigerung der Härte in der hinteren Querschnittslokalisierung von Schnitthöhe 1 ($29,5 \text{ kp}/\text{mm}^2$; niedrigster Mittelwert überhaupt) zur Schnitthöhe 5 ($35,1 \text{ kp}/\text{mm}^2$) auf. In der durchgeführten Varianzanalyse weist der Faktor „Querschnittslokalisierung“ zwar eine gewisse Varianzkomponente auf, doch ist sie gegenüber dem Versuchsfehler zu gering, so daß Härteunterschiede in Abhängigkeit von der Querschnittslokalisierung nicht gesichert werden konnten.

Damit entfällt auch ein Vergleich der von Amtmann u. Schmitt ermittelten Dichtewerte mit unseren Härtewerten auf gleiche Gesetzmäßigkeiten in bezug auf die Lokalisationen.

In Übereinstimmung mit anderen Autoren (Vinz, 1969; Kallieris, 1971) konnte festgestellt werden, daß die Härte im Greisenalter nicht anders als im mittleren Alter ist.

Der errechnete mittlere Härtewert, bei senkrechter Belastung zum Lamellenverlauf, beträgt $27,9 \text{ kp}/\text{mm}^2$. Verglichen mit dem Ergebnis in axialer Richtung mittlerer Härtewerte $33,2 \text{ kp}/\text{mm}^2$, ergibt sich ein Unterschied von 19%.

Tabelle 2

	A	P	M	L
Querschnittshöhe 1				
<i>N</i>	100	100	100	100
<i>Sx</i>	3254,4	2948,4	3125,2	3092,0
\bar{x}	32,5	29,5	31,3	30,9
Querschnittshöhe 2				
<i>N</i>	100	100	100	100
<i>Sx</i>	3305,6	3128,8	3308,0	3142,8
\bar{x}	33,1	31,3	33,1	31,4
Querschnittshöhe 3				
<i>N</i>	100	100	100	100
<i>Sx</i>	3323,2	3293,2	3449,2	3161,1
\bar{x}	33,2	32,9	34,5	31,6
Querschnittshöhe 4				
<i>N</i>	100	100	100	100
<i>Sx</i>	3347,6	3472,4	3439,6	3225,6
\bar{x}	33,5	34,7	34,4	32,2
Querschnittshöhe 5				
<i>N</i>	100	100	100	100
<i>Sx</i>	3214,0	3514,4	3370,0	3136,0
\bar{x}	32,1	35,1	33,7	31,3

Die Unterschiede in der Härte in der jeweiligen Meßrichtung konnten auch statistisch gesichert werden.

IV. Diskussion der Ergebnisse

Aus den Meßergebnissen geht hervor, daß eine Variation der Härtewerte des untersuchten Knochenmaterials besteht.

Knese *et al.* (1962) bezeichnen den Knochen in seiner Struktur als inhomogen und anisotrop. Er weist eine große Anzahl von Hohlräumen (Haverssche und Volkmannsche Kanäle) sowie eine unterschiedliche Verteilung im Oktacalciumphosphatcarbonat auf. (Als Hohlräume sind wohl auch die Osteocytenhöhlchen anzusehen, die in stark wechselnder Zahl auftreten.) Dempster *et al.* (1952) fanden Strukturunterschiede im Knochen von einer Lokalisation zur anderen sowie in derselben Lokalisation von Individuum zu Individuum.

Für die Streuung der Meßwerte dürften folgende Faktoren von wesentlicher Bedeutung sein:

1. Die örtlichen Schwankungen des Oktacalciumphosphatcarbonats im Knochengewebe.

2. Die Dichteunterschiede innerhalb verschiedener Lokalisationen und Querschnittshöhen. (Die Dichte der Knochencompacta bestimmen sowohl das Hohlräumvolumen als auch den Grad der Mineralisation (Amtmann u. Schmitt, 1968)).

3. Die Struktur des Knochens (Haverssche Kanäle, Verlaufsrichtung der Osteone).

Der Knochen unterliegt während der Lebensperioden einem ständigen Umbau. Neben der mechanischen Funktion hat der Knochen eine weitere wichtige Aufgabe als Calcium- und Phosphatreserve (metabolic bone, Bargmann).

Amtmann u. Schmitt (1968) haben die Verteilung der Materialdichte im gesamten Femur dargestellt. Dabei ist die Dichte unregelmäßig über den Knochenquerschnitt verteilt, sie ist medial und lateral größer als vorn und hinten und nimmt von der Schaftmitte gegen die Gelenkenden hin ab. Da die Dichte direkt proportional zur Knochenhärte ist (Carlström, 1954; Weaver, 1966), erwarten wir, für die Härte ein ähnliches Verteilungsmuster zu bekommen. Bei den Dichtewerten von Amtmann *et al.* kann man aber nur von mittlerer Dichte sprechen, da örtliche Dichteschwankungen innerhalb eines Quadranten nicht in der Untersuchung berücksichtigt wurden. Wir bestimmten mit 4 Meßstellen pro Lokalisation nur die Härte an jedem einzelnen Meßpunkt. (Sie schwankte an unmittelbar benachbarten Orten bis zu 12 kp/mm².)

Um eine summarische Betrachtung mit Mittelwertbildung durchführen zu können, hätte die Anzahl der Messungen um ein Vielfaches größer sein müssen. Dies war im Makrobereich aus räumlichen Gründen nicht möglich, da die Compacta zu dünn ist.

Ferner spielt der Wassergehalt, wie schon seit Rauber (1876) bekannt ist, ebenfalls eine Rolle für die Härte; bei Lufttrocknung steigt sie bis zu 40%. Diese Faktoren sind Altersveränderungen unterworfen: Der Mineralgehalt und die Menge der organischen Substanzen steigt, der H₂O-Gehalt sinkt mit zunehmendem Alter (Bargmann), das heißt also, der Knochen müßte härter werden. Nun zeigt sich aber in unserer Altersabhängigkeit keine signifikante Variation, die Härte bleibt ab einem Sättigungswert am Abschluß der Osteogenese annähernd konstant.

Dies steht in guter Übereinstimmung mit den von Amanatidis und Kallieris untersuchten Altersabhängigkeiten. Eine Erklärung für diese Umstände findet sich in einem Beispiel biologischer Anpassung. Bei altersbedingter Atrophie nimmt das Knochenvolumen ab, das Hohlraumvolumen zu, d. h., der Knochen erleidet einen Substanzverlust, den er durch einen relativen Härteanstieg ausgleicht, nämlich durch Steigerung des Mineralgehaltes und Wasserentzug. Objektiv läßt sich daher keine Härteveränderung feststellen.

Unsere Versuche zeigen, daß die Struktur ein wesentlicher Faktor der Knochenhärte ist. Ohne die Einlagerung von Oktacalciumphosphatcarbonat-Kristallen, die hauptsächlich die Knochendichte ausmachen, wäre jedoch die Härte des Knochens undenkbar. Mineralisation und Struktur der Knochencompacta müssen demnach als Funktionseinheit gesehen werden.

Für die gerichtsmedizinische Begutachtung von Knochenverletzungen sind zahlreiche Faktoren von Bedeutung, so zum Beispiel die Stoßmechanik, die Wirkung der Weichgewebe (biologische Knautschzonen), der Einfluß der Bekleidung und schließlich die Bruchfestigkeit der Knochen selbst. Aus eigenen Experimenten geht hervor, daß die Bruchfestigkeit mit Zunahme der Härte (Wasserentzug) abnimmt. Ebenso ist bekannt, daß bei Osteopathien die Knochenhärte und auch die Druckfestigkeit geringer werden können. Daraus läßt sich entnehmen, daß die Härte allein kein direkter Richtwert für die Bruchfestigkeit des Knochens ist. Erst durch weitere Datensammlungen über die Bruchfestigkeit unter lebensnahen Bedingungen läßt sich der Faktor Härte in eine Gesamtberechnung einbeziehen.

Literatur

- Amanatidis, W.: Untersuchungen über die Knochenhärte. Dissertation, Heidelberg 1970.
- Amprino, R.: Investigations on some physical properties of bone tissue. *Acta anat. (Basel)* **34**, 161—186 (1958).
- Amprino, R., Engström, A.: Studies on x-ray absorption and diffraction of bone tissue. *Acta anat. (Basel)* **15**, 1—22 (1952).
- Amtmann, E., Schmitt, H. P.: Über die Verteilung der Corticallisdichte und ihre Bedeutung für die Bestimmung der Knochenfestigkeit. *Z. Anat. Entwickl.-Gesch.* **127**, 25—41 (1968).
- Bargmann, W.: *Histologische und mikroskopische Anatomie des Menschen*, 5. Aufl. Stuttgart: Thieme 1964.
- Carlström, D.: Microhardness measurements on single haversian systems in bone. *Experientia (Basel)* **10**, 171 (1954).
- Demster, W. T., Liddicoat, R. T.: Compact bone as a nonisotropic material. *Amer. J. Anat.* **91**, 331—362 (1952).
- Evans, F. G., Bang, S.: Differences and relationships between the physical properties and the microscopic structure of human femoral, tibial and fibular cortical bone. *Amer. J. Anat.* **120**, 79—88 (1967).
- Evans, F. G., Lebow, M.: Regional differences in some of the physical properties of the human femur. *J. appl. Physiol.* **3**, 563—572 (1951).
- Genser, J.: *Knochenhärtemessungen an der Compacta menschlicher Femora*. Dissertation, Heidelberg 1972.
- Kallieris, D.: Härtemessungen an frischen menschlichen Knochen. *Z. Rechtsmedizin* **68**, 164—170 (1971).
- Knese, K. H.: *Knochenstruktur als Verbundbau*. Stuttgart: Thieme 1958.
- Knese, K. H.: *Mechanik und Festigkeit des Knochengewebes*. Handb. der medizinischen Radiologie 4, II. Berlin-Heidelberg-New York: Springer 1970.
- Knese, K. H., Biermann, H., Hahne, O. E.: Festigkeitsuntersuchungen am menschlichen Extremitätenknochen. *Morph. Jb.* **96**, 141—209 (1956).
- Knese, K. H., Voges, D., Ritschel, J.: Untersuchungen über die Osteon- und Lamellenform im Extremitätenskelett des Erwachsenen. *Z. Zellforsch.* **40**, 323—360 (1954).
- Lexer, E. W.: Untersuchungen über die Knochenhärte des Humerus. *Z. Konstitutionslehre II*, Abt. **14**, 227—243 (1928).
- Rauber, A. A.: *Elastizität und Festigkeit der Knochengewebe*. Leipzig: Engelmann 1876.
- Rössle, R.: Untersuchungen über Knochenhärte. *Beitr. path. Anat.* **77**, 174—208 (1927).
- Rosate, A.: Distribuzione della microdurezza del tessuto osseo nella compatta di ossa lunghe in accrescimento. *Monit. zool. ital., Suppl.* **67**, 428 (1958).
- Vinz, H.: Die festigkeitsmechanischen Grundlagen der typischen Frakturformen des Kindesalters. *Zbl. Chir.* **94**, 1509—1514 (1969).
- Vinz, H.: Die Änderung der Materialeigenschaften und der stofflichen Zusammensetzung des kompakten Knochengewebes im Laufe der Altersentwicklung. Untersuchungen an menschlicher Femur-Kompakta. *Nova Acta Leopoldina* **35**, 192 (1970).
- Weaver, J. K.: The microscopic hardness of bone. *J. Bone Jt Surg.* **48-A**, 273—288 (1966).

Dipl.-Phys. D. Kallieris
 Institut für gerichtliche Medizin
 der Universität
 D-6900 Heidelberg, Voßstraße 2
 Bundesrepublik Deutschland