

Härtemessungen an frischen menschlichen Knochen

D. KALLIERIS

Institut für gerichtliche Medizin der Universität Heidelberg (BRD)

Eingegangen am 23. Dezember 1970

Determination of Rigidity of Fresh Human Bones

Summary. Investigations concerning the rigidity of fresh occipital and collar bones, ribs and upper thighs of 30 individuals of different ages and sexes have produced following results: the firmness of the developing bones within the age group of 20 years increases nearly linear and reaches, beyond this age limit, a saturated value of about 26–29 kp/mm². Bone rigidity in old age is the same as that in middle age. The statistical analysis of the test results shows no significant differences in the hardness between bones of various structural designs. Measurements in different layers of compact bones have given unimportant differences, so that skeleton bones can be considered, with regard to their hardness, homogenous. This statement is naturally valid for the submacroscopical field. Stability differences, for which bone structure is responsible, were not considered. For the determination of hardness we used the Vickers Method.

Zusammenfassung. An 30 Individuen verschiedenen Alters männlichen und weiblichen Geschlechts wurden Untersuchungen über die Härte der Ossa occipitalia, Costae, Claviculae und Femora an frischen Knochen durchgeführt. Für die Härtemessungen verwendeten wir die Vickers-Methode. Die Untersuchungen zeigten, daß die Härte der noch in der Entwicklung befindlichen Knochen, also im Altersbereich 0–20 Jahre, etwa linear zunimmt und einen Sättigungswert von ca. 26–29 kp/mm² oberhalb von 20 Jahren erreicht. Im Greisenalter ist die Härte nicht anders als im mittleren Alter. Die statistische Analyse der Meßwerte zeigt keine signifikanten Härteunterschiede zwischen Knochen verschiedener Bauprinzipien. Die Messung in verschiedenen Schichten der Kompakta ergibt keine nennenswerten Unterschiede, so daß die Skeletknochen, auf die Härte bezogen, als homogen angesehen werden können. Selbstverständlich gilt dies nur für den submakroskopischen Bereich. Strukturbedingte Festigkeitsunterschiede wurden nicht erfaßt.

Key-Words: Knochenhärte, Altersabhängigkeit.

I. Einleitung

Die Biophysik versucht, die Methoden und Vorstellungen der Physik in der Medizin und Biologie anzuwenden und so zur Aufklärung der Wirkungsweise von lebenden Systemen beizutragen.

Ein wesentlicher Zweig dieses relativ jungen Forschungsgebietes, die Biomechanik, untersucht im Bereich des menschlichen Organismus die mechanischen Eigenschaften des Körpers mit makroskopischen physikalischen Methoden.

In der Gerichtsmedizin, aber auch in der Unfalldiagnostik, kommt es unter anderem auch vor, daß für die Klärung der verschiedenartigen Unfälle Aussagen über die Belastbarkeit der menschlichen Skeletknochen unter (quasi-) statischen Bedingungen gemacht werden müssen.

Um über Belastbarkeitsgrenzen quantitative Aussagen machen zu können, ist es notwendig, daß die wichtigsten mechanischen Eigenschaften der mensch-

lichen Skeletknochen, und zwar Festigkeit, Elastizität und Härte, systematisch untersucht werden.

Im Anschluß an die früheren Arbeiten von Wertheim (1847) und Messerer (1880) wurden zahlreiche Untersuchungen auf diesem Gebiet durchgeführt (vorwiegend Elastizitäts- und Festigkeitsmessungen). Infolge der Inhomogenität des Knochenmaterials und der damit verbundenen Komplikationen bei der Interpretation der Meßergebnisse ist es den Experimentatoren bis jetzt jedoch nicht gelungen, alle auftretenden Probleme klar voneinander zu trennen und exakt zu klären.

Dies gilt vor allem für die Knocheneigenschaft „Härte“, die bisher sehr wenig untersucht worden ist (Rössle, 1927; Lexer, 1928; Evans und Lebow, 1951; Amprino, 1958, 1961; Rosate, 1958; Evans und Bang, 1967; Vinz, 1969).

Rössle und Lexer nehmen an, daß die Knochenhärte an verschiedenen Knochen gleich ist, während Evans und Bang Unterschiede zwischen Femur, Tibia und Fibula gefunden haben. Rosate gibt Unterschiede der Mikrohärtigkeit in der kompakten Knochenschicht des Rindermetacarpus an: Die Mikrohärtigkeit ist subperiostal gering, in den mittleren Zonen hoch und fällt zur Markhöhle hin ab.

Um die hier offensichtlich bestehende Lücke in unserer Kenntnis über eine so wesentliche Knocheneigenschaft zu schließen, wurden von uns mit Hilfe eines modernen Präzisionsgerätes systematische Untersuchungen zur Knochenhärte durchgeführt.

II. Material und Methode

Untersucht wurde jeweils eine Probe des Os occipitale, der Costa, der Clavicula und des Femur bei 30 Individuen, von denen 18 männlichen und 12 weiblichen Geschlechts waren, und zwar im Altersbereich von $\frac{1}{3}$ —87 Jahren. Dabei handelte es sich um 23 Individuen, deren Todesursache exogene, bei den restlichen 7 endogene Faktoren waren, wie Arteriosklerose, Herzinfarkt, Urämie, Aneurysma dissecans-Ruptur, Lungenembolie.

Die verschiedenen Proben wurden entweder sofort nach der Sektion oder nach einem kurzen Aufenthalt im Kühlkeller (bei $+3^{\circ}\text{C}$) folgendermaßen präpariert: Nach freier Abpräparation der Knochenproben wurde aus dem Os occipitale, der Mitte der zweiten oder dritten Costa, der Clavicula und des Femur eine Fläche von 2—3 cm² herausgesägt. Nach dem Einspannen des zu untersuchenden Knochenstückes in einen Spannstock wurde die Oberfläche mit Schmirgelpapier verschiedener Korngröße (240—600) naß behandelt und anschließend mit einem Tuch trocken poliert. Dabei ist es von besonderer Wichtigkeit, daß alle Proben möglichst in gleicher Weise behandelt werden und daß darauf geachtet wird, daß sie nach der Präparation bei konstanter Temperatur und Luftfeuchtigkeit nicht zu lange lagern. Die eigentliche Meßmethode zur Härtebestimmung nach Vickers besteht darin, daß mit Hilfe eines modernen Härtemeßgerätes der Werkstoffprüftechnik¹ die Größe des Abdruckes eines speziell belasteten Eindringkörpers gemessen wird. Dieser aus Diamant bestehende Eindringkörper hat die Form einer regelmäßigen Pyramide (Vickers-Pyramide) mit quadratischer Grundfläche und einem Spitzenwinkel von 136° . Nach einer festgelegten Einwirkdauer des Eindringkörpers bei vorgewählter Prüfkraft wird entlastet und die Pyramide abgehoben. Das Ausmessen der beiden Diagonalen des Eindruckes geschieht mit einem Auflichtmikroskop (Abb. 1). Aus dem Mittelwert d der beiden gemessenen Diagonalen wird dann die Vickers-Härte² HV (benannt) als Quotient von Prüfkraft F und bleibender Abdruckfläche A gemäß folgender Formel errechnet:

¹ Firma Zwick u. Co., D-7901 Einsingen/Ulm-Donau.

² Näheres über die Vickers-Methode s. Hengemühle in Siebel, Hdb. d. Werkstoffprüfung, Bd. I, Bd. II. Berlin-Göttingen-Heidelberg: Springer 1955.

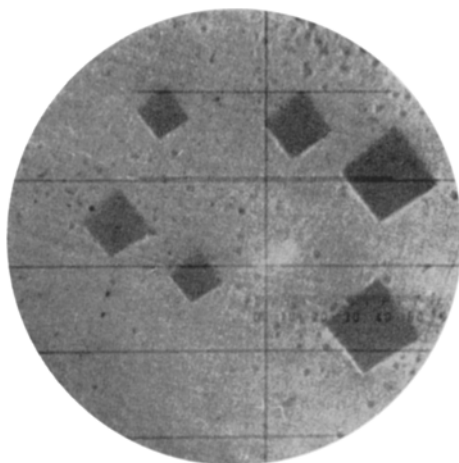


Abb. 1. Vickers-Eindrücke an einer Clavicula bei verschiedenen Belastungen (0,3, 0,5, 1,0 kp) und 100facher Vergrößerung

$$HV = \frac{F}{A} = \frac{2F \cdot \sin \frac{136^\circ}{2}}{d^2} = \frac{F \cdot 1,854}{d^2} \text{ (kp/mm}^2\text{)}. \quad (\text{I})$$

In der Regel wird die HV aus Tabellen entnommen.

Bei allen vier Knochen war die Belastungsrichtung stets senkrecht zu den Lamellen.

Bei der Verformung des Knochens durch die Belastung mit der Vickers-Pyramide muß man zwischen elastischer und plastischer Deformation unterscheiden. Dabei wird der elastische Anteil der Deformation sofort nach Abheben des Eindringkörpers wieder zurückgebildet, während der plastische Anteil die bleibende Deformation darstellt und bei dieser Methode gemessen wird. Die Tiefe des Eindrucks beträgt dabei $\frac{1}{7}$ der Länge seiner Diagonale. Um auch Aussagen über die Größe der elastischen Deformation von Knochen machen zu können, haben wir unabhängig von der beschriebenen Methode bei unseren vier Knochen mit einem Härteprüfgerät für Kunststoffe (Fa. Zwick u. Co.) die Elastizität bestimmt. Bei diesem Verfahren wird unterschiedlich zur Vickers-Methode die Eindringtiefe im belasteten Zustand und nach der Entlastung gemessen, so daß sowohl die plastische als auch die elastische Deformation erfaßt werden. Dabei haben wir gefunden, daß für alle Altersstufen im Mittel bei den untersuchten Knochen der elastische Anteil etwa $(34 \pm 4) \%$ des plastischen Bereiches ausmacht. Wie zu erwarten war (Vinz, 1969), deuten die Messungen daraufhin, daß der elastische Anteil mit zunehmendem Alter leicht gegenüber der plastischen Deformation abnimmt.

Die erwähnten Knochenproben wurden mit einer Prüfkraft von 3 kp³ und einer Belastungsdauer von 1 min untersucht. Jede Messung wurde fünfmal an

³ Prüfkraft 3 kp, geeignet für alle Knochenproben.

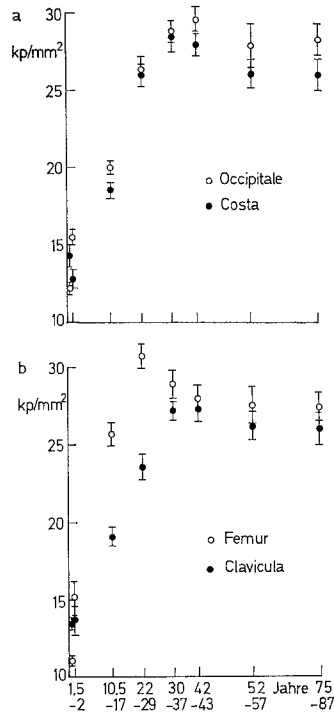


Abb. 2. Vickers-Härte in Abhängigkeit vom Alter

verschiedenen Punkten desselben Versuchsobjekts mit der gleichen Vickers-Pyramide wiederholt und von den dabei ermittelten Vickers-Härten der Mittelwert gebildet. Der bei einer solchen Meßreihe auftretende mittlere quadratische Fehler des arithmetischen Mittels ist gemäß der bekannten Formel:

$$\Delta x = \sqrt{\frac{[vv]}{n(n-1)}} \text{ errechnet worden.}$$

Dabei bedeutet n die Anzahl der Messungen und $[vv]$ die Summe der Quadrate der Differenz jeder einzelnen Messung zum Mittelwert.

III. Meßergebnisse und Diskussion

Die Ergebnisse der Härtemessungen, also die Mittelwerte und ihre absoluten Fehler, sind in den Abb. 2a und b graphisch dargestellt. Dabei wurden für die untersuchten Skeletknochen Os occipitale, Costa, Clavicula, Femur jeweils die Meßergebnisse von Proben gleichen oder benachbarten Alters (bis ± 7 Jahre) nach nochmaliger Mittelung ohne Unterscheidung nach deren Geschlecht angegeben. Eine ausführliche Übersicht der Meßergebnisse für jeden einzelnen Fall wird durch die Tabelle gegeben.

Die Härte der noch in der Entwicklung befindlichen Knochen, also die von Knochen im Altersbereich von etwa 0—20 Jahren, nimmt mit dem Alter ungefähr

Tabelle. Übersicht über die gemessenen HV (Vickers-Härte) der verschiedenen Knochen, nach Geschlecht und Alter getrennt

Lfd. Nr.	Alter (Jahre)	Ge- schlecht	HV (kp/mm ²)			
			os occi- pitale	Costa	Clavicula	Femur
1	1 $\frac{1}{3}$	♂	12,2 ± 0,17	14,3 ± 0,64	13,5 ± 0,30	11,1 ± 0,17
2	1 $\frac{1}{2}$	♀	14,3 ± 0,59	9,2 ± 0,20	10,7 ± 0,03	14,1 ± 1,40
3	2	♂	16,8 ± 0,19	16,4 ± 0,71	16,7 ± 1,60	16,1 ± 0,67
4	10,5	♂	24,8 ± 0,86	17,6 ± 0,81	20,3 ± 0,70	24,0 ± 0,39
5	14	♂	12,0 ± 0,02	11,6 ± 0,25	13,0 ± 0,05	25,0 ± 0,18
6	15	♀	19,1 ± 0,11	20,3 ± 0,14	19,06 ± 0,76	24,3 ± 1,20
7	17	♀	24,3 ± 0,33	28,5 ± 0,25	24,1 ± 0,48	29,4 ± 0,74
8	22	♂	27,5 ± 0,73	27,2 ± 0,45	23,1 ± 0,99	33,1 ± 0,15
9	23	♂	27,3 ± 0,77	26,0 ± 0,30	20,6 ± 0,76	32,1 ± 0,36
10	25	♂	24,5 ± 0,70	24,0 ± 0,96	24,9 ± 0,52	28,4 ± 1,19
11	29	♂	26,2 ± 0,71	26,8 ± 0,60	25,9 ± 0,58	29,3 ± 0,90
12	30	♀	27,3 ± 0,93	25,7 ± 0,51	24,9 ± 0,41	28,1 ± 0,66
13	34	♀	31,1 ± 0,70	29,3 ± 1,60	26,0 ± 0,66	27,9 ± 0,75
14	37	♂	29,3 ± 0,40	29,7 ± 0,46	29,2 ± 0,34	29,8 ± 0,43
15	37	♀	27,7 ± 0,30	29,2 ± 1,20	28,7 ± 0,65	30,1 ± 1,18
16	42	♂	29,0 ± 0,28	28,3 ± 0,43	26,8 ± 0,64	28,2 ± 0,64
17	42	♂	27,2 ± 0,90	27,7 ± 1,10	29,3 ± 0,97	28,3 ± 1,15
18	42	♀	32,1 ± 0,87	32,4 ± 0,56	29,7 ± 0,36	30,8 ± 0,76
19	43	♂	28,7 ± 0,94	24,2 ± 0,40	24,7 ± 1,04	24,2 ± 0,00
20	43	♂	31,3 ± 0,71	27,7 ± 0,50	25,9 ± 0,29	28,4 ± 0,70
21	52	♀	27,8 ± 0,94	25,9 ± 0,75	26,6 ± 0,67	26,7 ± 0,64
22	60	♀	21,1 ± 2,40	24,6 ± 1,30	19,0 ± 1,20	26,0 ± 2,10
23	60	♂	32,4 ± 1,31	25,6 ± 0,40	30,4 ± 0,62	29,8 ± 1,34
24	60	♂	29,3 ± 1,70	26,6 ± 0,94	27,5 ± 0,81	26,6 ± 1,19
25	63	♀	28,9 ± 0,97	27,0 ± 0,80	26,7 ± 0,80	27,8 ± 1,07
26	67	♂	27,9 ± 0,60	27,2 ± 0,84	27,3 ± 0,45	28,2 ± 0,24
27	75	♂	29,4 ± 0,79	26,6 ± 0,66	26,7 ± 0,94	29,1 ± 0,62
28	82	♀	27,7 ± 1,05	25,7 ± 1,07	27,4 ± 1,20	28,9 ± 0,91
29	86	♂	28,9 ± 0,85	25,1 ± 0,80	25,7 ± 0,98	27,6 ± 0,90
30	87	♀	27,4 ± 0,50	26,7 ± 1,20	24,4 ± 0,69	24,1 ± 0,60

linear zu und erreicht oberhalb von 20 Jahren einen Sättigungswert von ca. 26—29 kp/mm². Im Greisenalter ist die Härte der Skeletknochen nicht anders als im mittleren Alter. Dies scheint zunächst im Widerspruch zu der allgemeinen Auffassung zu stehen, nach der im Alter durch die osteoporotische Verminderung des Knochengewebes eine Verringerung der Härte zu erwarten wäre.

Die Beobachtung einer Härtekonstanz trotz der Verminderung der Strukturelemente pro Volumeneinheit deuteten Rössle und Lexer bisher als Folge einer altersmäßigen Härtezunahme der einzelnen Strukturelemente selbst.

Laut Literatur wird durch die Osteoporose die Compacta von innen her verdünnt und porös (Aschoff).

Hauser berichtet, daß der Abbau der Compacta der Skeletknochen im Laufe des Alters von Knochen zu Knochen verschieden ist. Der Compactaschwund ist ein Indicator für den Osteoporosegrad des einzelnen Knochens.

Nach Amanatidis wurden auch bei histologisch gesicherten Osteoporosefällen keine deutlich niedrigeren Härtewerte gemessen. Selbst bei einem hochgradigen

Knochenabbau der Femurcompacta einer 87 Jahre alten Frau (Compactadicke etwa 1 mm, s. Tabelle) wurde von uns die gleiche Härte wie im mittleren Alter gemessen.

Da der Osteoporoseprozeß von der Innenseite der Knochenrinde her beginnt, ist anzunehmen, daß die Zusammensetzung der äußeren Compactaschichten unverändert bleibt. Aus diesem Grund ist es durchaus verständlich, daß an den äußeren Schichten der Compacta etwa ab dem 20. Lebensjahr eine unveränderte Härte gemessen wurde. Dies steht in guter Übereinstimmung mit dem Verlauf des Mineralisationsprozesses, nach dessen Abschluß der Gehalt an Octacalciumphosphatcarbonat konstant bleibt.

Die hierarchische Varianzanalyse⁴ der erhaltenen Meßergebnisse zeigte, daß keine signifikanten Härteunterschiede zwischen Knochen verschiedener Fachwerkstruktur, also zwischen Röhren- und Plattenknochen (Os occipitale, Costa, Clavicula, Femur), bestehen. Das Ergebnis von Rössle und Lexer, nach dem die Röhrenknochen Femur und Humerus die gleiche Härte besitzen, kann weiter auf die Clavicula und die Plattenknochen Os occipitale und Costa ausgedehnt werden.

Außerdem sind mit unserer Methode in Übereinstimmung mit diesen Autoren keine deutlichen Unterschiede hinsichtlich des Geschlechts zu erkennen (Tabelle).

Um eine wesentlich glattere Oberfläche und damit eine genauer zu messende Diagonale zu erhalten, wurden bei der Präparation der Röhrenknochen meistens die Generallamellen teilweise oder ganz abgeschliffen. Ein Messen in diesem Bereich der Röhrenknochenstruktur kann unter Umständen dadurch zu Unterschieden in der Härtebestimmung führen, daß der Eindringkörper möglicherweise Haverssche Kanäle trifft und eindrückt. Bei den Plattenknochen ist ein so weit gehendes Abschleifen nicht möglich, weil man sonst in den Bereich der Spongiosa kommt. Trotz der verschiedenen Meßtiefe an der Knochencompacta liegen die dabei auftretenden Streuungen der Meßergebnisse innerhalb der Streubreite der einzelnen Messungen, wie die statistische Analyse gezeigt hat. Solche Streuungen dürften auf örtlichen Schwankungen des die Härte bestimmenden Gehalts an Octacalciumphosphatcarbonat sowie auf einem möglichen Zusammendrücken von Kanälen beruhen. Vernachlässigt man diese Streuung, so kann von einer einheitlichen Härte der Skeletknochen gesprochen werden. Da 77% der untersuchten Knochenproben von Gesunden herrührten (Todesursache: Unfall, Suicid usw.), bei den restlichen 23% pathologischen Fällen keine deutlichen Unterschiede festzustellen waren, können keine Aussagen über den Zusammenhang zwischen Härte und Knochenkrankheiten gemacht werden.

Interessant wäre ein Vergleich der von uns bestimmten Knochenhärten mit den zahlreichen Daten der Literatur zur Knochenfestigkeit und die Bestimmung eines Umrechnungsfaktors. Leider ist dies jedoch in so gut wie allen Fällen nicht möglich, da die älteren Festigkeitsuntersuchungen vorwiegend an mit Formalin fixierten Knochen nach sehr unterschiedlichen Lagerzeiten durchgeführt wurden. Bei unseren Untersuchungen handelte es sich dagegen um

4 Herrn Priv.-Dozent Dr. med. H. Immich vom Institut für Dokumentation, Information und Statistik des Krebsforschungszentrums Heidelberg danken wir für die Hilfe bei der statistischen Auswertung.

frische Knochen einheitlicher Präparations- und Lagerzeit. Solche Vergleichsuntersuchungen sollten bei den gleichen Proben und vom gleichen Experimentator durchgeführt werden.

Literatur

- Amanatidis, W.: Untersuchungen über die Knochenhärte. Diss. Heidelberg (1970).
 Amprino, R.: Investigations on some physical properties of bone tissue. *Acta anat.* (Basel) **34**, 161–186 (1958).
 — Microhardness testing as a mean of analysis of bone tissue biophysical properties. *Biomechanical studies of the musculo-skeletal system*, ed. by F. C. Evans et al. p. 20–48. Springfield (Ill): Ch. C. Thomas 1961.
 Aschoff, L.: *Pathologische Anatomie*, 2. Band. Jena: Fischer 1936.
 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).
 — Lebow, M.: Regional differences in some of the physical properties of the human femur. *J. appl. Physiol.* **3**, 563–572 (1951).
 Hauser, D.: Die Kompaktdicke der Rippe und des Schlüsselbeines als Index für den Mineralgehalt des Skeletts. Diss. Tübingen (1967).
 Lexer, E. W.: Untersuchungen über die Knochenhärte des Humerus. *Z. Konstit.-Lehre* **14**, 227–243 (1928).
 Messerer, O.: Über Elastizität und Festigkeit der menschlichen Knochen. Stuttgart: Cotta 1880.
 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).
 Wertheim, M. G.: Memoire sur l'élasticité et la cohésion des principaux tissus du corps human. *Ann. Chim. Phys.* **21**, 385–414 (1847).

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

Ankündigung der 50. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Rechtsmedizin vom 3.—7. Oktober 1971 in Köln

50th Annual Meeting Deutsche Gesellschaft für Rechtsmedizin on October 3–7, 1971, in Cologne.

President: Professor Dr. G. Dotzauer, Cologne.

Preliminary Scientific Programme:

1. Biomechanics of injuries; "Internal safety"; Shock; Microcirculation; Extent of injuries; Determination of the age of injuries. — 2. Expert personality judgement; Effect of the German "Reform Laws". — 3. Pharmacokinetics of modern "narcotics"; Sociological problems connected with narcotic drug consumption, drug psychoses, killing offences, demonstration methods. — 4. Ill. Work shop: Modern foundations of the heterogenicity of antigen-antibody reactions.