

Journal für
Mineralstoffwechsel

Zeitschrift für Knochen- und Gelenkerkrankungen

Orthopädie • Osteologie • Rheumatologie

**Kurze Historie der
Knochendichtemessung**

Burckhardt P

*Journal für Mineralstoffwechsel &
Muskuloskelettale Erkrankungen*

2013; 20 (2), 42-45

Homepage:

**[www.kup.at/
mineralstoffwechsel](http://www.kup.at/mineralstoffwechsel)**

**Online-Datenbank mit
Autoren- und Stichwortsuche**

Member of the



Indexed in SCOPUS/EMBASE/Excerpta Medica
www.kup.at/mineralstoffwechsel



Offizielles Organ der
Österreichischen Gesellschaft
zur Erforschung des Knochens
und Mineralstoffwechsels



Österreichische Gesellschaft
für Orthopädie und
Orthopädische Chirurgie



Österreichische
Gesellschaft
für Rheumatologie

Krause & Pachernegg GmbH · VERLAG für MEDIZIN und WIRTSCHAFT · A-3003 Gablitz

P. b. b. GZ02Z031108M, Verlagspostamt: 3002 Purkersdorf, Erscheinungsort: 3003 Gablitz

Kurze Historie der Knochendichtemessung

P. Burckhardt

Kurzfassung: Das Bedürfnis, den Schweregrad einer Osteoporose quantifizieren zu können, führte zur Entwicklung verschiedener Methoden zur Messung der Knochendichte. Dies reicht von der Verwendung von Röntgenbildern zum Einsatz von Gamma-Photonenstrahlen, Röntgenstrahlen und Ultraschall. Damit wurden nicht nur präzise Messungen der Knochendichte möglich, welche eine breite Verwendung in Forschung und Klinik fanden, sondern es wurde auch möglich, das Frakturrisiko zu erfassen, die Osteoporose zu definieren und deren Anerkennung durch die Welt-

gesundheitsorganisation zu erreichen. Diese Entwicklung bedurfte aber eines halben Jahrhunderts.

Schlüsselwörter: Knochendichte, SPA, DPA, DXA, QCT, qBUS

Abstract: Short History of the Measurement of Bone Density. The need to quantify numerically the severity of osteoporosis led to the development of various methods for measuring bone density. This led from the use of radiographs to the use of gamma photon rays, roent-

gen X-rays, and ultra sound. Thereby it not only became possible to measure bone density precisely, which could largely be used in clinic and research, it also led to the assessment of fracture risk, to the definition of osteoporosis, and to its recognition by the World Health Organization. However, this development took half a century until reaching its current state. **J Miner Stoffwechs 2013; 20 (2): 42–5.**

Key words: bone density, SPA, DPA, DXA, QCT, qBUS

■ Einleitung

In der Zeit, wo nur Fluor zur medikamentösen Behandlung der Osteoporose zur Verfügung stand, konnte eine Osteoporose erst in fortgeschrittenem Stadium mittels einer qualitativen Beurteilung von Röntgenbildern diagnostiziert werden. Diese wurden aber erst bei Vorliegen von Schmerzen verordnet und nicht als Screening für Osteoporose. Damals ergab erst das Vorliegen einer atraumatischen, röntgenologisch erkennbaren Wirbelkörperfraktur die sichere Diagnose. Der Wunsch, die Osteoporose früher zu erkennen und die Wirksamkeit einer Therapie am Knochen messen zu können, machte die Einführung der Single-Photon Absorptiometry (SPA) als strahlungsarme Methode hoch willkommen, sowie auch diejenige der QCT als diagnostisches Mittel zur Knochendichtemessung. Es wurden weiterhin zahlreiche Methoden entwickelt, welche die Knochendichte bzw. den Mineralgehalt des Skelettes oder bestimmter Skelettabschnitte messen konnten. Diese Entwicklung verfolgte hauptsächlich drei parallele Linien:

1. Die erste Linie betraf die Entwicklung wenig strahlenbelastender und leicht durchführbarer Methoden für Diagnose und Screening, nämlich die Entwicklung von SPA, DPA und schließlich DXA sowie von Ultraschall-Methoden.
2. Die zweite Linie prüfte verschiedene Verfahren auf ihre Aussagekraft des Frakturrisikos in Querschnitts- und Verlaufsstudien. Sie umfasste fast alle Methoden und ergab schließlich DXA als Standard.
3. Die dritte Linie trachtete nach einer verfeinerten Technik, die ungeachtet ihrer Praktikabilität in der Forschung, inklusive im Tierversuch, eingesetzt werden konnte. Sie führte hauptsächlich zur peripheren quantitativen QCT und zur Mikro-QCT-Technik.

Jedes Verfahren wurde in vielen Varianten entwickelt und getestet. Darüber hier zu berichten, sprengt den Rahmen dieser „kurzen Historie“. Es werden hier auch nur diejenigen Techni-

ken aufgeführt, welche den Weg zu einer breiten Anwendung gefunden haben, jede zu ihrer Zeit. Daher werden Methoden wie die Neutronenaktivierungsanalyse oder die Photonenstreuung hier nicht erwähnt. Zudem wird in diesem historischen Artikel auf den qualitativen Vergleich der Methoden und deren Aussagekraft für Frakturrisiko-Bewertung und Verlaufskontrollen weitgehend verzichtet.

Gleichzeitig mit der Entwicklung der Messung der Knochendichte haben sich die Bildgebung des Knochengewebes und die Evaluierung der Knochenstruktur und -qualität entwickelt und verfeinert. Auch diese sind hier nicht besprochen.

■ Die konventionelle qualitative Röntgenuntersuchung (ca. 1960)

Vorher wurden Röntgenbilder nur qualitativ beurteilt. In Abwesenheit von Wirbelkörperfrakturen konnte eine Osteoporose auf dem lateralen Bild der lumbalen Wirbelsäule an der relativ hohen Transparenz der Wirbelkörper im Vergleich zu derjenigen der intervertebralen Scheiben erkannt werden, sowie an der relativen Verstärkung der kortikalen Umrandung im Vergleich zur Spongiosa oder am Hervortreten der longitudinalen Trabekel („gekämmte“ Wirbelkörper) wegen des Abbaus der transversalen Trabekel. Das bedeutet, dass der Verlust an Knochensubstanz erst sichtbar wurde, wenn er bereits fortgeschritten war.

■ Die Quantifizierung des Röntgenbildes (ab 1960)

Eine der ersten quantitativen Methoden, publiziert 1960 [1], war die Messung der metakarpalen Kortikalis im Verhältnis zum Knochendurchmesser der Schaftmitte der 2. (oder 3., je nach Autor) proximalen Fingerphalanx (metakarpaler Index). Dabei wurde die kortikale Fläche berechnet, unter der allerdings falschen Annahme, dass der Knochen rund sei. Es konnte jedoch mit dieser Technik schon gezeigt werden, dass die Menopause einen beschleunigten Knochenverlust auslöst. Bald hatte es sich erwiesen, dass die Dicke der Kortikalis allein schon aussagekräftig war und sogar mit dem Aschengehalt (siehe

Eingelangt am 9. Jänner 2013; angenommen am 10. Jänner 2013

Aus der Klinik Hirslanden/Bois Cerf, Lausanne, Schweiz

Korrespondenzadresse: Prof. Dr. Peter Burckhardt, Klinik Hirslanden/Bois Cerf, CH-1009 Lausanne, Avenue d'Ouchy 31; E-Mail: p_burckhardt@bluewin.ch

Mineralgehalt) des Knochens korrelierte [2]. Es handelte sich bei dieser Methode allerdings noch um eine Messung der kortikalen Knochenmasse.

Eine eigentliche Messung der Knochendichte, die Radiogrammetrie, wurde erst 30 Jahre später entwickelt, nämlich in den 1990er-Jahren. Es handelte sich um die Ermittlung der radiologischen Dichte vornehmlich der Mittelhandknochen im Vergleich mit einer gleichzeitig aufgenommenen Referenzskala, einem Stufenkeil, oder um die Bestimmung der radiologischen Dichte auf einem konventionellen Röntgenbild, meistens der Hand, das zentral mittels einer computerisierten Apparatur evaluiert wird [3–5]. Aber der Mangel an großen, prospektiven Studien, welche die Aussagekraft dieser Methode für osteoporotische Frakturen erproben sollten, führte dazu, dass die Radiogrammetrie keine Verbreitung gefunden hat.

Dem Wunsch einer Quantifizierung der Osteoporose kam 1970 die Veröffentlichung von Singh et al. [6] entgegen, wonach der progrediente Verlust der trabekulären Struktur des proximalen Femurs in Stadien eingeteilt wurde. So einfach und nützlich diese Gradierung erschien, so befasste sie sich doch auch nur mit fortgeschrittenen Fällen. Sie stand aber in einer gewissen Beziehung zum Auftreten von Wirbelkörperfrakturen [7]. Natürlich verlor sie ihre Bedeutung mit der Einführung der DXA des Femurs.

Soweit handelte es sich noch nicht um Messungen der Knochendichte. Aber es ist doch bemerkenswert, dass die international akzeptierten Klassifizierungen der Wirbelkörperfrakturen noch immer auf der Beurteilung eines konventionellen lateralen Röntgenbildes der Wirbelsäule beruhen [8, 9].

■ Die Messung der Knochendichte mit Photonenstrahlen

Single-Photon Absorptiometry (SPA; ca. 1960)

Um die Knochendichte mit höherer Präzision zu messen, als das mit einer Röntgenaufnahme möglich war, wurde schon 1962 die Messung mit einem Photonenstrahl entwickelt, wobei hauptsächlich ^{125}I als Quelle verwendet und die Strahlenabschwächung durch den Knochen gemessen wurde [10]. Auf die Fläche bezogen ergab dies eine eigentliche Knochendichte. Diese *in vivo* gemessene Knochendichte korrelierte mit dem Knochengewicht [11]. Damit hatte die klinische Forschung endlich die Möglichkeit, die Osteoporose quantitativ zu erfassen und ihre Pathophysiologie zu untersuchen. Die Reproduzierbarkeit war derjenigen der röntgenologischen Methoden weit überlegen. Die Methode wurde an verschiedenen Orten des peripheren Skelettes eingesetzt, wobei der Unterarm die klinisch praktische Lokalisation war [12]. Lange wurde die Apparatur nur in der Forschung verwendet, bis sie schließlich in den 1980er-Jahren breit kommerzialisiert wurde. Es wurden auch alters- und geschlechtsbezogene Normalkurven erstellt. Dadurch fand die Methode mehr Verwendung, was der klinischen Forschung der Osteoporose zu einem Aufschwung verhalf. Doch die kurze Halbwertszeit der Strahlenquelle (60 Tage) erwies sich als limitierend. Die Verwendung anderer Isotope, v. a. ^{153}Gd [13], brachte zwar eine bessere Penetration, aber auch qualitative Nachteile. Auch war noch immer eine sehr ge-

naue Position des Unterarmes notwendig, um eine Reproduzierbarkeit für Verlaufsstudien zu erreichen, da das Verhältnis von spongiossem zu kortikalem Knochen distal zunimmt. Die Alternative der Messung am Fersenbein erwies sich als nicht repräsentativ genug für den Knochen der Wirbelkörper und des proximalen Femurs [14]. Es bestand deutlich die Notwendigkeit, den trabekulären Knochen messen zu können, dessen frühzeitiger Abbau nach der Menopause schon 1971 erkannt worden war [15].

Dual-Photon Absorptiometry (DPA; ca. 1980)

Die Technik der SPA wurde bereits in den 1960er-Jahren verbessert durch die Verwendung von Gamma-Photonenstrahlen mit zwei verschiedenen Energie-Niveaus; die eine hauptsächlich vom Knochen absorbiert, die andere hauptsächlich von den Weichteilen [13, 16]. Die Weichteile um den Knochen mussten nicht mehr konstant gehalten werden. Messungen am Femur und Gesamtkörper wurden möglich. Aber die Kommerzialisierung und die klinische Anwendung erfolgten erst in den 1970er-Jahren [17]. Es konnten klinisch relevante Resultate erhoben werden [18, 19], allerdings erst in den 1980er-Jahren, und später auch Statistiken über das Frakturrisiko. Der Gebrauch von anderen Radionukliden brachte keine verwendbaren Vorteile. Zum Beispiel emittiert zwar das Radionuklid ^{153}Gd Photonen mit zwei verschiedenen Energien, hat aber ebenfalls eine relative kurze Halbwertszeit (240 Tage), was strenge Qualitätskontrollen erfordert und auch teuer ist. Zwar wurde eine Methode mit der Dual-Photon-Technik 1987 kommerzialisiert [20], aber schließlich wurde die Verwendung von Röntgenstrahlen bevorzugt, was zur Entwicklung und Einführung der DXA führte.

■ Die Knochendichtemessung mit Röntgenstrahlen

Dual-Energy X-Ray Absorptiometry (DEXA oder DXA)

Bereits 1963 wurden Röntgenstrahlen mit zwei verschiedenen Energiespektren (2-Spektren-Röntgen-Absorptiometrie) an der Lendenwirbelsäule eingesetzt [21], aber bis zur Kommerzialisierung einer entsprechenden Apparatur dauerte es bis 1987. Mit dem Einsatz von Röntgenstrahlen war das Problem der kurzlebigen Strahlenquelle behoben und die DPA verlor damit ihren Platz. Dazu wurde es möglich, auch das axiale Skelett zu untersuchen. Das Prinzip der DPA konnte insofern übernommen werden, als dass wiederum die Strahlenquelle und der Detektor einander gegenüber angebracht wurden. Zudem wurden dank schnell alternierender Filterung zwei verschiedene Strahlenenergien benutzt. Zugleich wurde auch die Messung präziser und bedurfte wegen der höheren Strahlenintensität weniger Zeit. Die DXA wurde die Standardmethode zur Messung der Knochendichte an der lumbalen Wirbelsäule und am proximalen Femur [22]. Auch am Unterarm wurde die Methode eingesetzt [23]. Sie gestattete die Erhebung von Referenzwerten und die Errechnung des prädiktiven Frakturrisikos. Das erlaubte, aufgrund des mit jeder Knochendichte verbundenen Frakturrisikos die Osteoporose als Knochendichte, welche unter einem bestimmten Schwellenwert liegt, zu definieren. Dank der Definition konnte die Osteoporose 1994 von der Weltgesundheitsorganisation endlich als Krankheit anerkannt werden

[24], was natürlich für Klinik und Forschung große Erleichterungen brachte.

Die Reproduzierbarkeit der DXA gestattet auch individuelle Verlaufskontrollen, was einer breiten klinischen Verwendung die Türe öffnete. Die Perfektionierung der Methode konnte jedoch nicht verhindern, dass die Überlagerung der häufigen degenerativen Verkalkungen der Wirbelsäule und der Aorta bei älteren Patienten die Resultate an der lumbalen Wirbelsäule mit zunehmendem Alter fälschlicherweise erhöht. Mit Einführung der Frakturrisiko-Formel FRAX, welche nur auf der in allen Altersgruppen messbaren Knochendichte am Schenkelhals beruht, ist die DXA-Methode seit 2007 noch mehr zum internationalen Standardverfahren geworden [25].

Neuerdings wurde im Rahmen der DXA eine Strukturanalyse eingeführt („trabecular bone score“ [TBS]), welche in Beziehung zur mechanischen Belastbarkeit der Wirbelkörper steht und damit die DXA-Messung um einen zusätzlichen, klinisch relevanten Parameter bereichert, ohne eine zusätzliche Untersuchung durchführen zu müssen [26].

QCT

Die Einrichtung von CT-Scannern für die Messung der Knochendichte in den Wirbelkörpern war ein wesentlicher Fortschritt, der parallel zur Verbesserung der DPA erfolgte [27, 28]. Die Analyse der Schnitte erlaubte auch, die Spongiosa isoliert zu messen und klinisch relevante Resultate zu erheben, obschon die Variabilität des Markfettes eine signifikante Fehlerquelle darstellt [29]. Aber die Resultate sind für andere Teile des Skeletts wenig repräsentativ. Die Technik wurde in den frühen 1980er-Jahren in der Klinik weit verwendet. Ihre Aussagekraft für das vertebrale Frakturrisiko, und auch für nicht-vertebrale Frakturen, wurde vor allem in Querschnittsstudien geprüft. Aber die hohen Kosten der Apparatur und die hohe Strahlenbelastung erlaubten nicht, diese Technik in der klinischen Routine zu verwenden. Mit der zunehmenden Verbreitung der schließlich dominierenden Methode DXA ist die relative teure und bestrahlende QCT als diagnostisches Verfahren in der Klinik weitgehend verlassen worden.

pQCT

Schon 1979 wurde eine periphere QCT-Technik in einer klinischen Studie eingesetzt [30]. Aber erst 1985 wurde eine entsprechende Apparatur kommerzialisiert [31], welche dank ihrer besonders hohen Präzision für klinische Verlaufsstudien verwendet werden konnte [32]. Der relativ hohe Preis und die internationale Standardisierung der DXA-Messungen beschränkten die Anwendung dieser Methode hauptsächlich auf Forschungszentren.

■ Die Ultraschallmethoden

Die als letzte eingeführte, äußerst praktische Methode der quantitativen Ultraschalluntersuchung wurde bereits 1984 entwickelt [33]. Erst in den 1990er-Jahren wurde sie zunehmend für die Diagnose der Osteoporose eingesetzt [34–36]. Dabei wurden die Geschwindigkeit („speed of sound“ [SOS]) des Ultraschalls im Knochen und die Abschwächung durch den Knochen („bone ultrasound attenuation“ [BUA]) gemessen, wobei

beide Parameter in einem „stiffness index“ und ähnlichen Parametern vereint wurden. Die Methode brachte den gewaltigen Vorteil, keine Strahlenquelle und nur ein kleines, leicht transportables Gerät zu benötigen. Natürlich mussten auch hier technische Hürden überwunden werden, etwa ob der Ultraschall durch Wasserbad oder mittels Kontaktgel an den Knochen gebracht wurde. Die Messungen werden hauptsächlich am Kalkaneus durchgeführt, aber auch an Tibia, Patella, Fingern und neuerdings auch an der Hüfte [37]. Dabei haben sich die Finger bei älteren Patienten wegen der häufigen degenerativen Veränderungen als unbrauchbar erwiesen. Die Ultraschallmessung korreliert nicht nur mit der Knochendichte, sondern auch mit der Richtung der Knochenbälkchen, dem Verhältnis zwischen trabekulärem und kortikalem Knochen und der Zusammensetzung von unorganischen und organischen Komponenten des Knochens. Ihre Korrelation mit den DXA-Resultaten ist relativ schwach, was zeigt, dass sie andere Eigenschaften des Knochens misst. Sie ist jedoch für die mechanische Festigkeit gleich bedeutend wie die Knochendichte, da beide Methoden in langzeitigen, prospektiven Hüftfraktur-Studien vergleichbare prädiktive Aussagekraft hatten [38, 39]. Deswegen hat die Ultraschalluntersuchung ihren Platz als billige, leicht anwendbare diagnostische Methode gewonnen. Dies führte aber auch gleich zu einem Wildwuchs und Missbrauch, wo zum Beispiel die Resultate in T-Scores ausgedrückt und auf die diagnostische Schwelle von $-2,5$ bezogen worden sind, welche sich aber nur auf die DXA-Methode bezieht. Aus diesem Grund musste 2008 die ISCD eine Richtlinie publizieren [40] und dazu ermahnen, dass die Ultraschall-Methode dem Screening zugewiesen wird und nur dann diagnostisch verwendet werden soll, wenn keine DXA zur Verfügung steht, nicht aber bei individuellen Verlaufskontrollen.

■ Schlussfolgerung

Der Wunsch, die Knochenmasse und deren Mineralgehalt messen zu können, hat über ein halbes Jahrhundert zur Entwicklung genauer und breit anwendbarer Methoden geführt und damit die Diagnose der Osteoporose und die Erfassung ihres Verlaufs ermöglicht, abgesehen von der Ermittlung vertiefter Kenntnisse über Epidemiologie und Pathophysiologie. Vor allem aber hat die Messung der Knochendichte erlaubt, das Frakturrisiko zu erfassen, was wiederum die WHO ermutigte, die Osteoporose zu definieren und als Krankheit anzuerkennen.

■ Interessenkonflikt

Der Autor gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur:

1. Barnett E, Nordin BE. The radiological diagnosis of osteoporosis: a new approach. *Clin Radiol* 1960; 11: 166–74.
2. Exton-Smith AN, Millard PH, Payne PR, et al. Method for measurement quantity of bone. *Lancet* 1969; 2: 1153–4.
3. Cosman F, Herrington B, Himmelstein S, et al. Radiographic absorptiometry: a simple method for determining bone mass. *Osteoporos Int* 1991; 2: 34–8.
4. Matsumoto C, Kushida K, Yamazaki K, et al. Metacarpal bone mass in normal and osteoporotic Japanese women using computed X-ray densitometry. *Calcif Tissue Int* 1994; 55: 324–9.
5. Derisquebourg T, Dubois P, Devogelaer JP, et al. Automated computerized radiogrammetry of the second metacarpal and its correlation with absorptiometry of the forearm and spine. *Calcif Tissue Int* 1994; 54: 461–5.
6. Singh M, Nagrath AR, Maini PS. Changes in trabecular pattern of the upper end of femur as an index of osteoporosis. *J Bone Joint Surg Am* 1970; 52: 457–67.

7. Singh M, Riggs BL, Beabout JW, et al. Femoral trabecular-pattern index for evaluation of spinal osteoporosis. *Ann Intern Med* 1972; 77: 63–7.
8. Eastell R, Cedel SL, Wahner HW, et al. Classification of vertebral fractures. *J Bone Miner Res* 1991; 6: 207–15.
9. Genant HK, Wu CY, van Kuijk C, et al. Vertebral fracture assessment using a semiquantitative technique. *J Bone Miner Res* 1993; 8: 1137–48.
10. Cameron JR, Sorenson J. Measurement of bone mineral in vivo: an improved method. *Science* 1963; 142: 230–2.
11. Mazess RB, Cameron JR, O'Connor R, et al. Accuracy of bone mineral content. *Science* 1964; 145: 388–9.
12. Sorenson JA, Cameron JR. A reliable in vivo measurement of bone-mineral content. *J Bone Joint Surg Am* 1967; 49: 481–97.
13. Mazess RB, Ort M, Judy P, et al. Absorptiometric bone mineral determination using ¹⁵³Gd. In: Cameron JR (ed). *Proceedings of bone measurement conference*. USAEC Division of Technical Information Extension, Springfield, Va, 1970; 308–12.
14. Nilas L, Borg J, Gotfredsen A, et al. Comparison of single- and dual-photon absorptiometry in postmenopausal bone mineral loss. *J Nucl Med* 1985; 26: 1257–62.
15. Nordin BE. Clinical significance and pathogenesis of osteoporosis. *Br Med J* 1971; 1: 571–6.
16. Reed GW. The assessment of bone mineralization from the relative transmission of ²⁴¹Am and ¹³⁷Cs radiations. *Phys Med Biol* 1966; 11: 174.
17. Madsen M, Peppler W, Mazess RB. Vertebral and total body mineral content by dual photon absorptiometry. *Calcif Tissue Res* 1976; 21 (Suppl): 361–4.
18. Dunn WL, Wahner HW, Riggs BL. Measurement of bone mineral content in human vertebrae and hip by dual photon absorptiometry. *Radiology* 1980; 136: 485–7.
19. Riggs BL, Wahner HW, Dunn WL, et al. Differential changes in bone mineral density of the appendicular and axial skeleton with aging: relationship to spinal osteoporosis. *J Clin Invest* 1981; 67: 328–35.
20. Stein JA, Lazewatsky JL, Hochberg AM. Dual energy X-ray bone densitometer incorporation an internal reference system. *Radiology* 1987; 165: 313.
21. Oeser H, Krokowski E. Quantitative analysis of inorganic substances in the body. A method using x rays of different qualities. *Br J Radiol* 1963; 36: 274–9.
22. Mazess RB, Wahner HM. Nuclear medicine and densitometry. In: Riggs BL, Melton LJ 3rd (eds). *Osteoporosis, aetiology, diagnosis and management*. Raven Press, New York, 1988; 251–95.
23. Kollerup G, Sorensen HA. Bone mass in the forearm by dual energy X-ray densitometry. In: Proc. 3rd International Symposium on Osteoporosis Oct 14–18, 1990; 736–8.
24. Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. Report of a WHO study group. Geneva, World Health Organisation, 1994. WHO Technical Report Series, No 843.
25. Kanis JA on behalf of the World Health Organization Scientific Group. Assessment of osteoporosis at the primary health-care level. Technical Report. World Health Organization Collaborating Centre for Metabolic Bone Diseases, University of Sheffield, UK, 2007.
26. Porthuaud L, Carceller P, Hans D. Correlations between grey-level variations in 2D projection images (TBS) and 3D microarchitecture: applications in the study of human trabecular bone microarchitecture. *Bone* 2008; 42: 775–87.
27. Cann CE, Genant HK. Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 1980; 4: 493–500.
28. Genant HK, Cann CE, Ettinger B, et al. Quantitative computed tomography of vertebral spongiosa: a sensitive method for detecting early bone loss after oophorectomy. *Ann Intern Med* 1982; 97: 699–705.
29. Mazess RB. Errors in measuring trabecular bone by computed tomography due to marrow and bone composition. *Calcif Tissue Int* 1983; 35: 148–52.
30. Frost HM. Treatment of osteoporosis by manipulation of coherent bone cell populations. *Clin Orthop Rel Res* 1979; 143: 227–44.
31. Schneider P, Berger P, Moll E. Getrennte Messung von Kompakta und Spongiosadichte mit einem Transversal-Rotations-scanner. *Fortschr Roentgenstr* 1985; 143: 178–82.
32. Rügsegger P, Durand E, Dambacher MA. Localization of regional forearm bone loss from high resolution computed tomographic images. *Osteoporos Int* 1991; 1: 76–80.
33. Langton CM, Palmer SB, Porter RW. The measurement of broadband ultrasonic attenuation in cancellous bone. *Eng Med* 1984; 13: 89–91.
34. Jergas M, Köster O. Ultraschallverfahren in der Diagnostik der Osteoporose. *Ultraschall Med* 1993; 14: 136–43.
35. Kaufman JJ, Einhorn TA. Perspectives: Ultrasound assessment of bone. *J Bone Miner Res* 1993; 8: 517–25.
36. Lees B, Stevenson JC. Preliminary evaluation of a new ultrasound bone densitometer. *Calcif Tissue Int* 1993; 53: 149–52.
37. Barkmann R, Dencks S, Laugier P, et al. Femur ultrasound (FemUS) – first clinical results on hip fracture discrimination and estimation of femoral BMD. *Osteoporos Int* 2010; 21: 969–76.
38. Bauer DC, Glüer CC, Cauley JA, et al. Broadband ultrasound attenuation predicts fractures strongly and independently of densitometry in older women. A prospective study. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *Arch Intern Med* 1997; 157: 629–34.
39. Krieg MA, Cornuz J, Ruffieux C, et al. Prediction of hip fracture risk by quantitative ultrasound in more than 7000 Swiss women > or =70 years of age: comparison of three technologically different bone ultrasound devices in the SEMOF study. *J Bone Miner Res* 2006; 21: 1457–63.
40. Krieg MA, Barkmann R, Gonnelli S, et al. Quantitative ultrasound in the management of osteoporosis: the 2007 ISCD Official Positions. *J Clin Densitom* 2008; 11: 163–87.

Mitteilungen aus der Redaktion

Besuchen Sie unsere zeitschriftenübergreifende Datenbank

[Bilddatenbank](#)

[Artikeldatenbank](#)

[Fallberichte](#)

e-Journal-Abo

Beziehen Sie die elektronischen Ausgaben dieser Zeitschrift hier.

Die Lieferung umfasst 4–5 Ausgaben pro Jahr zzgl. allfälliger Sonderhefte.

Unsere e-Journale stehen als PDF-Datei zur Verfügung und sind auf den meisten der marktüblichen e-Book-Readern, Tablets sowie auf iPad funktionsfähig.

[Bestellung e-Journal-Abo](#)

Haftungsausschluss

Die in unseren Webseiten publizierten Informationen richten sich **ausschließlich an geprüfte und autorisierte medizinische Berufsgruppen** und entbinden nicht von der ärztlichen Sorgfaltspflicht sowie von einer ausführlichen Patientenaufklärung über therapeutische Optionen und deren Wirkungen bzw. Nebenwirkungen. Die entsprechenden Angaben werden von den Autoren mit der größten Sorgfalt recherchiert und zusammengestellt. Die angegebenen Dosierungen sind im Einzelfall anhand der Fachinformationen zu überprüfen. Weder die Autoren, noch die tragenden Gesellschaften noch der Verlag übernehmen irgendwelche Haftungsansprüche.

Bitte beachten Sie auch diese Seiten:

[Impressum](#)

[Disclaimers & Copyright](#)

[Datenschutzerklärung](#)