

Journal für  
**Mineralstoffwechsel**

Zeitschrift für Knochen- und Gelenkserkrankungen

Orthopädie • Osteologie • Rheumatologie

**Quantitativer Ultraschall**

Mohr A, Genant HK, Guerhazi A

Njeh CF

*Journal für Mineralstoffwechsel &  
Muskuloskelettale Erkrankungen*

2002; 9 (4), 32-35

**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](http://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

# **Erschaffen Sie sich Ihre ertragreiche grüne Oase in Ihrem Zuhause oder in Ihrer Praxis**

## **Mehr als nur eine Dekoration:**

- Sie wollen das Besondere?
- Sie möchten Ihre eigenen Salate, Kräuter und auch Ihr Gemüse ernten?
- Frisch, reif, ungespritzt und voller Geschmack?
- Ohne Vorkenntnisse und ganz ohne grünen Daumen?

**Dann sind Sie hier richtig**



# QUANTITATIVER ULTRASCHALL

## Summary

*Quantitative ultrasound (QUS) is a promising, relatively new tool for the assessment of bone status in osteoporosis. The technique is based on changes in the speed and energy of a broadband ultrasound signal propagating through the bone. The devices are easy to use, inexpensive, portable, do not use ionizing radiation, and therefore have advantages compared to conventional densitometry. This review discusses the technical basics, current research, clinical applications, points of weakness, and future prospects of QUS.*

## KURZFASSUNG

Der Quantitative Ultraschall (QUS) ist eine zukunftssträchtige, relativ neue Methode für die Erfassung des Knochenstatus im Zusammenhang mit Osteoporose. Technisch basiert die Methode auf den Veränderungen von Geschwindigkeit und Energie eines sich durch den Knochen fortpflanzenden Breitband-Ultraschallsignals. Die Geräte sind leicht zu handhaben, preisgünstig, mobil, frei von ionisierender Strahlung und haben daher Vorteile gegenüber konventionellen Densitometrieverfahren. Die vorliegende Übersichtsarbeit diskutiert die technischen Grundsätze, aktuelle Forschung, Möglichkeiten der klinischen Anwendungen, derzeitige Schwachpunkte und die Zukunftsaussichten dieses Verfahrens.

## EINLEITUNG

Osteoporosediagnose und Verlaufskontrolle werden durch die Bestimmung der Knochenmineraldichte

(BMD, bone mineral density) mittels osteodensitometrischer Verfahren dominiert, wobei die Dual X-Ray Absorptiometrie (DXA) das gängigste Verfahren ist. Nachteile dieser Techniken sind jedoch hohe Kosten, geringe Mobilität und die Nutzung ionisierender Strahlen.

Der quantitative Ultraschall (QUS) zur Erfassung des Knochenstatus hat in den letzten Jahren zunehmend Beachtung erfahren. Vorteile sind seine geringen Kosten, hohe Mobilität und die Freiheit von ionisierender Strahlung. Der QUS kann den Knochenstatus mittels der Ultraschallgeschwindigkeit (SOS, speed of sound) und der Breitband-Ultraschallabschwächung (BUA, broadband ultrasound attenuation) erfassen. Beide Parameter zeigen eine Abhängigkeit von Knochendichte, -struktur und -art und stellen möglicherweise eine Alternative und/oder Ergänzung zu konventionellen densitometrischen Verfahren dar [1–5]. Derzeit existieren jedoch noch Limitierungen durch zum Teil geringe Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse. Zum gegenwärtigen Zeitpunkt kann der QUS zuverlässig für die Abschätzung des Frakturrisikos eingesetzt werden, wobei jedoch an seiner Eignung zur Osteoporosediagnostik und -verlaufskontrolle gearbeitet wird.

In diesem Artikel werden die Grundlagen der QUS-Technik, Ergebnisse relevanter Studien, Aspekte der Qualitätssicherung und gegenwärtige Probleme sowie ihre mögliche Lösung vorgestellt und diskutiert.

## TECHNISCHE GRUNDLAGEN

Das Verfahren des QUS basiert auf der Erkenntnis, daß sowohl Geschwindigkeit (SOS) als auch die Abschwächung (BUA) eines Ultraschall-

signals im Knochen durch dessen Mineraldichte, Struktur und Qualität verändert werden. Dies erlaubt die Charakterisierung des Knochengewebes mittels SOS und BUA [1, 3–16]. Des weiteren existieren Kombinationsparameter aus SOS und BUA, die aufgrund ihres derzeit noch experimentellen Charakters in dieser Übersicht jedoch nicht diskutiert werden [6, 7].

Der QUS nutzt akustischen Schall im Frequenzbereich von 0,2–0,6 MHz mittels Quertransmissionstechnik, welche den Markt dominiert, sowie um 1 MHz in Quer- und Längstransmission am kortikalen Röhrenknochen [6, 7, 17–19]. Bei der Quertransmission am Calcaneus, welche Spongiosa und Kortikalis erfaßt, sowie an den Fingerphalangen (Kortikalis) liegen Sender und Empfänger voneinander isoliert auf den gegenüberliegenden Seiten des Mediums (Abb. 1). Bei der Längstransmission liegen Sender und Empfänger in einem Schallkopf (Abb. 2).

Der SOS (m/s) wird aus der Verzögerung des Ultraschallsignals zwischen Sende- und Empfangszeitpunkt durch Division der Länge des Transitweges durch die Transitzeit berechnet. Die BUA (dB/MHz) ist ein Maß für die lineare frequenzabhängige Abschwächung des Ultraschalls. Sie ist definiert als die Steigung der Regressionslinie zwischen Amplitudenabschwächung und Frequenz [1, 4, 17].

Verschiedene Hersteller haben QUS-Geräte seit Ende der achtziger Jahre entwickelt. Auch wenn alle entweder BUA und/oder SOS messen, bestehen zum Teil erhebliche Unterschiede in den verwendeten Fachtermini, der beurteilten anatomischen Region, dem technischen Design, dem Koppelmedium, der Kalibrierungsmethode, den genauen Berechnungsformeln und angewandten Algorithmen, und den ggf. zu verwendenden Korrekturfaktoren [1, 7, 18, 20–24]. Daher ergeben bei Messung identischer Patienten verschiedene Geräte unter-

1 Department of Radiology, University of California San Francisco;

2 Klinik für Diagnostische Radiologie, Christian Albrechts-Universität, Kiel;

3 Division of Radiation Oncology, The Johns Hopkins University, Baltimore, Maryland

schiedliche Ergebnisse, was den Vergleich der Geräte und Meßergebnisse sowie die Interpretation von Studien-  
daten wesentlich erschwert [1, 20].

Gute Exposition, annähernd parallele Seiten, eine dünne Weichteilschicht, der hohe Gehalt an trabekulärem Knochen und die gewichttragende Funktion machen den Calcaneus zum bevorzugten Meßort, andere Geräte sind an den Phalangen oder multilokal einsetzbar. Die Messung erfolgt überwiegend im Wasserbad (Abb. 3), vereinzelt auch mit Ultraschallgel als Koppelmedium und meist mit einem fixierten Einzelpunkt-Wandler-System.

## QUS-QUALITÄTSSICHERUNG

Die Divergenz und Vielfalt von Geräten, Termini, Meßmethoden und Kalkulationsformeln, sowie das Fehlen geeigneter Phantome für Konstanzprüfung und Kreuzkalibrierung der Geräte machen den QUS anfällig für Meß- und Interpretationsfehler und sind für eine zum Teil geringe Reproduzierbarkeit verantwortlich [1, 6, 7]. Der untersucherabhängige Positions- und Repositionsfehler ist die wesentliche Fehlerquelle. Aufgrund der hohen Heterogenität des Calcaneus ist die akkurate Positionierung des

Patienten und ggf. der Ultraschallsonden essentiell. Die Entwicklung von bildgebendem QUS, der mit der Erstellung von BUA- und SOS-Bildern die Verwendung einer flexibel positionierbaren ROI gestattet, ist hier von großer Bedeutung, da Fehlerursachen ggf. besser erkannt und korrigiert werden können [20, 25–29]. Weitere Fehlerquellen sind Variabilität von Weichteilgewebe, Fersendicke, Koppelmedium und Temperatur [30, 31]. Ein umfassendes und noch zu verwirklichendes Qualitätssicherungskonzept sollte daher beinhalten: QUS-Referenzphantome für Konstanz- und Genauigkeitsmessung, Zertifizierung von Geräten und Personal, Standardisierung von Scan- und Analyseprozeduren.

## QUS, KNOCHENDICHTE, STRUKTUR UND MECHANISCHE EIGENSCHAFTEN

Die Ultraschallausbreitung im Knochen ist sehr komplex und die genauen Interaktionsmechanismen sind noch unklar. Die QUS-Parameter zeigen sowohl in vitro als auch in vivo eine signifikante positive Korrelation mit der BMD [1, 4, 7]. Es konnte gezeigt werden, daß der QUS in der Lage ist, normale von osteo-

porotischen Individuen zu unterscheiden, was zum Teil unabhängig von der BMD war [32–34]. Es liegt daher nahe, daß QUS-Parameter auch von anderen Faktoren, z. B. von Knochenstruktur und -art und somit von mechanischen Eigenschaften des Knochens beeinflusst werden [1, 6, 20].

Genauere Hinweise für die QUS-Abhängigkeit von der Knochenstruktur kommen von Studien über die Knochenanisotropie, -histomorphometrie und die fraktalen Eigenschaften. Bei Würfeln aus spongiosen Knochen zeigen sowohl BUA als auch SOS signifikante Anisotropie in drei orthogonalen Richtungen, die die mechanische Anisotropie spiegeln. Akustische Anisotropie jedoch impliziert, daß die Knochenstruktur die akustischen Eigenschaften unabhängig von der Knochendichte beeinflusst, da die Volumendichte einer bestimmten Probe unabhängig von ihrer Achse ist [4, 5, 35].

In vitro-Studien haben gezeigt, daß der QUS die mechanischen Qualitäten von spongiösen Knochenproben beschreiben kann. SOS und BUA korrelieren vergleichbar zu BMD und ihre Kombination kann die Prädiktionskraft erhöhen [4, 9, 19, 36]. Im Falle von in situ-Knochen ist diese Fähigkeit etwas vermindert, was durch Fehlerquellen, welche die Assoziation zwischen QUS und Knochenstärke

Abbildung 1: Schematische Darstellung der Ultraschallmessung am Calcaneus im Wasserbad mittels Quertransmission.

S: Sender, E: Empfänger, Ca: Calcaneus, Wb: Wasserbad, Wt: Weichteil.

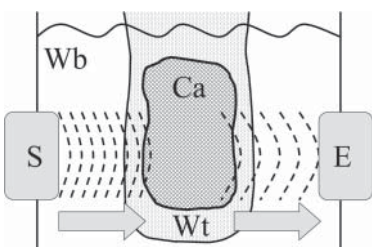


Abbildung 2: Schematische Darstellung der Ultraschallmessung am Röhrenknochen mittels Längstransmission.

S: Sender, E: Empfänger, Rk: Röhrenknochen, Kg: Kopplungsgel, Wt: Weichteil.

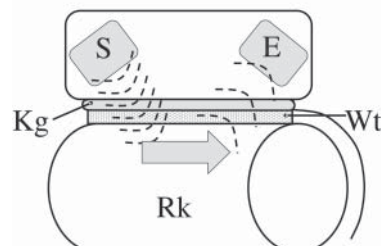


Abbildung 3: Demonstration der quantitativen Ultraschallmessung am Calcaneus im Wasserbad mit dem Lunar Achilles (Lunar Corp., Madison, Wisconsin, USA).



verringern, begründet werden kann [4, 30].

Diese Ergebnisse demonstrieren, daß die Erfassung der Ultraschallparameter es erlauben, Rückschlüsse auf Mineraleichte, Struktur und mechanische Eigenschaften von Knochen zu ziehen, was von wesentlichem klinischem Interesse ist.

## KLINISCHE QUS-ANWENDUNG

Unter klinischen Gesichtspunkten ist die Eignung des QUS zur Diagnose der Osteoporose, zur Frakturrisikoabschätzung und zum Verlaufsmontoring von Bedeutung. Die Diagnose der Osteoporose beruht auf den von der World Health Organization (WHO) empfohlenen T-Score-Grenzwerten [38]. Man nimmt an, daß diese nicht ausreichend für den QUS geeignet sind und diskutiert, wie eine Anpassung sinnvoll geschehen kann [8, 39–41]. Erschwerend ist, daß die einzelnen Hersteller unterschiedliche Referenzdatenbanken nutzten, um T-score-Grenzwerte zu berechnen. Es sind somit unterschiedliche Ergebnisse zu erwarten, wenn ein Individuum an derselben Stelle mit unterschiedlichen Geräten untersucht wird [8, 20]. Heterogen sind daher auch die Ergebnisse für die Bestimmung von QUS-Äquivalenz-Grenzwerten für den DXA-T-Score-Grenzwert von  $-2,5$ . Diese liegen für den SOS bei  $-1,3$  bis  $-1,5$  und für die BUA bei  $-1,32$  bis  $-2,5$  [8, 42, 43]. Ein diesbezüglich fehlender Konsens läßt den QUS-Einsatz zur Osteoporosediagnose derzeit daher nicht als sinnvoll erscheinen.

Prospektive Studien haben untersucht, ob die diagnostische Sensitivität des QUS am Calcaneus für die Prädiktion von osteoporotischen Frakturen mit der DXA vergleichbar ist. Die Vorhersagekraft für Hüftfrakturen erwies sich als gleich oder nur geringgradig niedriger als die der DXA des proximalen Femurs. Ein

klinischer Einsatz des QUS für die Bestimmung des Frakturrisikos wäre demnach möglich.

Der QUS ist in der Lage, physiologische Skelettveränderungen bei postmenopausalen Frauen zu detektieren [6, 17, 44–46]. Die Zahl der Untersuchungen, die signifikante Unterschiede zwischen Kontroll- und Therapiegruppen und somit einen Behandlungserfolg nachweisen konnten, ist jedoch gering [7, 47–49]. Im wesentlichen ist dies auf die bereits erwähnte, geringe Reproduzierbarkeit der QUS-Messungen zurückzuführen. Diese Fehler ergeben rechnerisch ein Intervall von bis zu mehr als 10 Jahren, um geringe pathologische Veränderungen zu erfassen [6, 7, 20]. Aus diesen Gründen kann ein verlässliches Monitoring von Skeletopathologien mit dem QUS alleine derzeit noch nicht empfohlen werden.

## DISKUSSION UND SCHLUSSFOLGERUNG

Die Technologie des QUS hat das Potential, dem steigenden Bedarf nach der Erfassung des Knochenstatus durch das progressive Altern in der Weltpopulation zu genügen. Gegenüber den konventionellen Knochen-densitometrieverfahren wie der DXA hat der QUS mehrere wesentliche Vorteile, wie die Vermeidung von Strahlenexposition, geringe Kosten von Gerät und Messung und die große Mobilität und somit breitere Zugänglichkeit. Limitierend wirken zur Zeit noch die fehlende Einheitlichkeit der verwendeten Technik und der Parameterberechnung, ungenügende Qualitätssicherungsmaßnahmen und inadäquate T-Score-Grenzwerte. Dies verursacht eine begrenzte Reproduzierbarkeit der Messungen, so daß der verlässliche Gebrauch des QUS zur Zeit nur für die Frakturrisikoabschätzung möglich ist. Dabei sollten QUS-Ergebnisse

nie allein betrachtet, sondern immer mit der Erhebung der Krankengeschichte kombiniert werden, insbesondere den Risikofaktoren, der körperlichen Untersuchung und den Ergebnissen spezifischer Laboruntersuchungen. An den oben angeführten Limitierungen wird zur Zeit intensiv geforscht und es ist zu erwarten, daß der QUS in naher Zukunft seine Rolle in der Erhebung des Knochenstatus verfestigt und erweitert.

Um Mißbrauch zu vermeiden und diese nützliche Methode nicht in Mißkredit zu bringen, ist der verantwortliche und korrekte Umgang durch kundige Hand notwendig. Eine gute Ausbildung der Anwender, zum Beispiel durch die Teilnahme an standardisierten Zertifizierungskursen, wie sie mittlerweile international für Osteodensitometrie und Ultraschall erstellt werden, und die Beurteilung der Qualität der angebotenen Geräte sind hierfür essentiell.

## Literatur:

1. Njeh CF, Boivin CM, Langton CM. The role of ultrasound in the assessment of osteoporosis: a review. *Osteoporos Int* 1997; 7: 7–22.
2. Gluer CC, Wu CY, Jergas M et al. Three quantitative ultrasound parameters reflect bone structure. *Calcif Tissue Int* 1994; 55: 46–52.
3. Tavakoli MB, Evans JA. Dependence of the velocity and attenuation of ultrasound in bone on the mineral content. *Phys Med Biol* 1991; 36: 1529–37.
4. Njeh CF, Fuerst T, Diessel E et al. Is quantitative ultrasound dependent on bone structure? A reflection. *Osteoporos Int* 2001; 12: 1–15.
5. Gluer CC, Wu CY, Genant HK. Broadband ultrasound attenuation signals depend on trabecular orientation: an in vitro study. *Osteoporos Int* 1993; 3: 185–91.
6. Prins SH, Jorgensen HL, Jorgensen LV et al. The role of quantitative ultrasound in the assessment of bone: a review. *Clin Physiol* 1998; 18: 3–17.
7. Gluer CC, Barkmann R, Heller M. Quantitative ultrasound. State of the art 1999. *Radio-loge* 1999; 39: 213–21.
8. Frost ML, Blake GM, Fogelman I. Can the WHO criteria for diagnosing osteoporosis be applied to calcaneal quantitative ultrasound? *Osteoporos Int* 2000; 11: 321–30.
9. Lochmuller EM, Eckstein F, Zeller JB et al. Comparison of quantitative ultrasound in the human calcaneus with mechanical failure loads of the hip and spine. *Ultrasound Obstet Gynecol* 1999; 14: 125–33.
10. McKelvie ML, Fordham J, Clifford C et al.

In vitro comparison of quantitative computed tomography and broadband ultrasonic attenuation of trabecular bone. *Bone* 1989; 10: 101–4.

11. Bouxsein ML, Radloff SE. Quantitative ultrasound of the calcaneus reflects the mechanical properties of calcaneal trabecular bone. *J Bone Miner Res* 1997; 12: 839–46.

12. Abendschein W, Hyatt GW. Ultrasonics and selected physical properties of bone. *Clin Orthop* 1970; 69: 294–301.

13. Turner CH, Eich M. Ultrasonic velocity as a predictor of strength in bovine cancellous bone. *Calcif Tissue Int* 1991; 49: 116–9.

14. Hodgkinson R, Njeh CF, Currey JD et al. The ability of ultrasound velocity to predict the stiffness of cancellous bone in vitro. *Bone* 1997; 21: 183–90.

15. Tavakoli MB, Evans JA. The effect of bone structure on ultrasonic attenuation and velocity. *Ultrasonics* 1992; 30: 389–95.

16. Hans D, Fuerst T, Duboeuf F. Quantitative ultrasound bone measurement. *Eur Radiol* 1997; 7 (Suppl 2): S43–50.

17. Genant HK, Engelke K, Fuerst T et al. Noninvasive assessment of bone mineral and structure: state of the art. *J Bone Miner Res* 1996; 11: 707–30.

18. Miller CG, Herd RJ, Ramalingam T et al. Ultrasonic velocity measurements through the calcaneus: which velocity should be measured? *Osteoporos Int* 1993; 3: 31–5.

19. Njeh CF, Hans D, Wu C et al. An in vitro investigation of the dependence on sample thickness of the speed of sound along the specimen. *Med Eng Phys* 1999; 21: 651–9.

20. Gluer CC. Quantitative ultrasound techniques for the assessment of osteoporosis: expert agreement on current status. The International Quantitative Ultrasound Consensus Group. *J Bone Miner Res* 1997; 12: 1280–8.

21. Kotzki PO, Buyck D, Hans D et al. Influence of fat on ultrasound measurements of the os calcis. *Calcif Tissue Int* 1994; 54: 91–5.

22. Wu CY, Gluer CC, Jergas M et al. The impact of bone size on broadband ultrasound attenuation. *Bone* 1995; 16: 137–41.

23. Blake GM, Herd RJ, Miller CG et al. Should broadband ultrasonic attenuation be normalized for the width of the calcaneus? *Br J Radiol* 1994; 67: 1206–9.

24. Serpe LJ, Rho JY. Broadband ultrasound attenuation value dependence on bone width in vitro. *Phys Med Biol* 1996; 41: 197–202.

25. Jorgensen HL, Hassager C. Improved reproducibility of broadband ultrasound attenuation of the os calcis by using a specific region of interest. *Bone* 1997; 21: 109–12.

26. Roux C, Fournier B, Laugier P et al. Broadband ultrasound attenuation imaging: a

new imaging method in osteoporosis. *J Bone Miner Res* 1996; 11: 1112–8.

27. Brooke-Wavell K, Jones PR, Pye DW. Ultrasound and dual X-ray absorptiometry measurement of the calcaneus: influence of region of interest location. *Calcif Tissue Int* 1995; 57: 20–4.

28. Hans D, Schott AM, Arlot ME et al. Influence of anthropometric parameters on ultrasound measurements of Os calcis. *Osteoporos Int* 1995; 5: 371–6.

29. Laugier P, Berger G, Giat P et al. Ultrasound attenuation imaging in the os calcis: an improved method. *Ultrason Imaging* 1994; 16: 65–76.

30. Chappard C, Camus E, Lefebvre F et al. Evaluation of error bounds on calcaneal speed of sound caused by surrounding soft tissue. *J Clin Densitom* 2000; 3: 121–31.

31. Chappard C, Berger G, Roux C et al. Ultrasound measurement on the calcaneus: influence of immersion time and rotation of the foot. *Osteoporos Int* 1999; 9: 318–26.

32. Gregg EW, Kriska AM, Salamone LM et al. The epidemiology of quantitative ultrasound: a review of the relationships with bone mass, osteoporosis and fracture risk. *Osteoporos Int* 1997; 7: 89–99.

33. Bauer DC, Gluer 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.

34. Hans D, Dargent-Molina P, Schott AM et al. Ultrasonographic heel measurements to predict hip fracture in elderly women: the EPIDOS prospective study. *Lancet* 1996; 348: 511–4.

35. McCarthy RN, Jeffcott LB, McCartney RN. Ultrasound speed in equine cortical bone: effects of orientation, density, porosity and temperature. *J Biomech* 1990; 23: 1139–43.

36. Nicholson PHF, Njeh CF. Ultrasonic studies of cancellous bone in vitro. In: Njeh CF, Fuerst T, Gluer C-C, Genant HK (eds). *Quantitative Ultrasound: Assessment of osteoporosis and bone status*. Verlag Martin Dunitz, London, 1999; 195–220.

37. Thompson P W TJ, Oliver R, Fisher A. Quantitative ultrasound (QUS) of the heel predicts wrist and osteoporosis related fractures in women age 45–75 years. *J Clin Densitom* 1998; 1: 219–26.

38. WHO. World Health Organization, Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. WHO technical report series 843. WHO, Genua, 1994.

39. Kanis JA, Gluer CC. An update on the diagnosis and assessment of osteoporosis with densitometry. Committee of Scientific Advisors, International Osteoporosis Foundation. *Osteoporos Int* 2000; 11: 192–202.

40. Blake GM, Fogelman I. Peripheral or central densitometry: does it matter which technique we use? *J Clin Densitom* 2001; 4: 83–96.

41. Faulkner KG, von Stetten E, Miller P. Discordance in patient classification using T-scores. *J Clin Densitom* 1999; 2: 343–50.

42. Damlakis J, Perisnakis K, Gourtsoyannis N. Imaging ultrasonometry of the calcaneus: optimum T-score thresholds for the identification of osteoporotic subjects. *Calcif Tissue Int* 2001; 68: 219–24.

43. Knapp KM, Blake GM, Spector TD et al. Multisite quantitative ultrasound: precision, age- and menopause-related changes, fracture discrimination, and T-score equivalence with dual-energy X-ray absorptiometry. *Osteoporos Int* 2001; 12: 456–64.

44. Schott AM, Hans D, Sornay-Rendu E et al. Ultrasound measurements on os calcis: precision and age-related changes in a normal female population. *Osteoporos Int* 1993; 3: 249–54.

45. Waud CE, Lew R, Baran DT. The relationship between ultrasound and densitometric measurements of bone mass at the calcaneus in women. *Calcif Tissue Int* 1992; 51: 415–8.

46. Herd RJ, Ramalingam T, Ryan PJ et al. Measurements of broadband ultrasonic attenuation in the calcaneus in premenopausal and postmenopausal women. *Osteoporos Int* 1992; 2: 247–51.

47. Gonnelli S, Cepollaro C, Pondrelli C et al. Ultrasound parameters in osteoporotic patients treated with salmon calcitonin: a longitudinal study. *Osteoporos Int* 1996; 6: 303–7.

48. Jones PR, Hardman AE, Hudson A et al. Influence of brisk walking on the broadband ultrasonic attenuation of the calcaneus in previously sedentary women aged 30–61 years. *Calcif Tissue Int* 1991; 49: 112–5.

49. Naessen T, Mallmin H, Ljunghall S. Heel ultrasound in women after long-term ERT compared with bone densities in the forearm, spine and hip. *Osteoporos Int* 1995; 5: 205–10.

#### Korrespondenzadresse:

Dr. med. Andreas Mohr  
Department of Radiology  
University of California San Francisco  
350 Parnassus Ave., Suite 150  
San Francisco,  
California 94117-1349, USA  
E-mail: andreas.mohr@oarg.ucsf.edu

# 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](#)