

Journal für
Mineralstoffwechsel

Zeitschrift für Knochen- und Gelenkerkrankungen

Orthopädie • Osteologie • Rheumatologie

**Methoden der in
vivo-Ultraschallmeßtechnik am
Skelett: Grundlagen und technische
Realisierung**

Barkmann R, Glüer C-C, Heller M

*Journal für Mineralstoffwechsel &
Muskuloskelettale Erkrankungen*

1999; 6 (4), 22-27

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

**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



METHODEN DER IN VIVO-ULTRASCHALL- MESSTECHNIK AM SKELETT: GRUND- LAGEN UND TECHNISCHE REALISIERUNG

Summary

Quantitative ultrasound (QUS) is a relatively new method for the assessment of human skeletal status. Ultrasound is associated with the mechanical properties of the medium, non-radiating and cost-effective to implement. However, ultrasound propagation through the anisotropic

bone is complex and cannot be described in a simple way. To shed light on this "Black Box", ultrasound propagation through bone will be visualized using a simulation software. The different measurement methods and parameters of commercial devices will be described.

ZUSAMMENFASSUNG

Quantitativer Ultraschall (QUS) am Skelett ist eine relativ neue Methode zur Bestimmung des menschlichen Skelettzustandes. Ultraschall ist eng mit den mechanischen Eigenschaften des durchschallten Mediums verknüpft, frei von ionisierender Strahlung und kostengünstig zu implementieren. Allerdings ist die Ausbreitung von Ultraschallwellen im anisotropen Knochen komplex und nicht einfach beschreibbar, weshalb sich Ultraschall im Knochen noch weitgehend der Vorstellung entzieht. Um das Innere dieser „Black Box“ etwas zu erhellen, wird die Schallausbreitung im Knochen mit Hilfe einer neuen Simulationssoftware sichtbar dargestellt. Die unterschiedlichen Meßprinzipien kommerzieller Geräte werden erläutert und die Meßparameter beschrieben.

EINLEITUNG

Ultraschallmeßtechniken werden schon seit langem sowohl in der medizinischen Diagnostik als auch in der Materialprüfung in

vielen Gebieten erfolgreich eingesetzt. Relativ neu ist der Einsatz dieser Techniken zur quantitativen Bestimmung akustischer Parameter menschlicher Knochen. Das Interesse an quantitativen Ultraschallverfahren zur Messung von Knocheneigenschaften entstand zum einen aus Beschränkungen konventioneller radiologischer Knochendichtemessung als auch aus Kosten-/Nutzen-Erwägungen. Zwar beeinflusst die radiologisch sehr genau meßbare Knochendichte zu einem erheblichen Anteil die Frakturanfälligkeit des Skeletts, aber nicht nur die Masse des Knochens, sondern auch die Zusammensetzung der Knochen-substanz (Qualität) sowie ihre Verteilung (Struktur) sind von Bedeutung [1, 2]. Ultraschallwellen werden nicht nur von der Materialmasse, sondern auch von anderen Eigenschaften wie Elastizität und Struktur beeinflusst und sind daher potentiell in der Lage, zusätzliche Informationen über die Knochenfestigkeit zu liefern [3, 4]. Außerdem sind Ultraschallgeräte kostengünstiger herzustellen und völlig frei von ionisierender Strahlung [5].

Quantitativer Ultraschall (QUS) ist in der Lage, eine Vielzahl von

Informationen über die untersuchte Substanz zu liefern. Ultraschallwellen sind mechanische Wellen, die (im Gegensatz zu Röntgenstrahlen) ein Medium zur Ausbreitung benötigen. Dementsprechend bestimmen die Materialeigenschaften dieses Mediums sehr stark die Ausbreitung des Schalls. Zwei Parameter, die Schallgeschwindigkeit und die Schallschwächung, werden hauptsächlich zur Beschreibung der Schallausbreitung im Knochen herangezogen. Die Schallgeschwindigkeit in einem Festkörper hängt primär von Dichte und Elastizität des Stoffes ab [6], während die Schwächung überwiegend bestimmt wird durch Absorption im Medium und Streuung an Inhomogenitäten [7]. Leider sind diese prinzipiell genau bekannten Zusammenhänge zwischen Ultraschallparametern und Stoffparametern in einem inhomogenen Körper wie dem Knochen kompliziert und theoretisch nur näherungsweise berechenbar. Das gilt nicht nur für die Spongiosa mit ihrer markanten schwammartigen Struktur, sondern auch für die Kompakta, welche mechanisch und akustisch auch anisotrop ist [8]. Letzteres äußert sich zum Beispiel in der hohen Biegesteifigkeit langer Knochen, aber geringer Resistenz gegen Torsion.

Die komplexe Ausbreitung von Schallwellen im inhomogenen Knochen entzieht sich bisher weitgehend der Vorstellung, was sicherlich mit zu einer Reserviertheit gegenüber dieser neuen Methode beiträgt. Im folgenden sollen die unterschiedlichen Meßprinzipien kommerzieller Geräte erläutert und die Meßparameter beschrieben werden.

Mit Hilfe einer neuen Simulationssoftware (Wave 2000, Cyber-Logic, NY) [9] soll die Schallausbreitung im Knochen sichtbar dargestellt werden, was dazu beitragen mag, das Innere dieser „Black Box“ etwas zu erhellen.

DIE MESSMETHODEN

Um eine Vorstellung davon zu geben, welche Parameter die Ultraschallausbreitung im Knochen beschreiben, sind grundsätzlich verschiedene Meßmethoden zu unterscheiden. Bis in die klinische Anwendbarkeit gelangt sind zur Zeit folgende drei Verfahren [10]:

1. Quertransmission der Spongiosa
2. Quertransmission der Kortikalis
3. Längstransmission der Kortikalis

Diese Verfahren sind charakterisiert durch unterschiedliche Ausbreitungsmodi, was eine unterschiedliche Abhängigkeit von Knochenparametern bedingt.

1. Quertransmission der Spongiosa

Charakteristikum dieses Verfahrens ist die Durchschallung eines überwiegend trabekulären Knochens (zur Zeit nur des Calcaneus) mit Hilfe zweier sich gegenüberstehender Schallwandler, einem Sender und einem Empfänger (Abb. 1). Unterschiede zwischen den Verfahren bestehen in der Art der Schalleinkopplung (Wasserbad, Gel) und in der Verwendung feststehender oder scannender Schallwandler. Im folgenden ist eine Auswahl von in Europa verbreiteten Geräten aufgeführt:

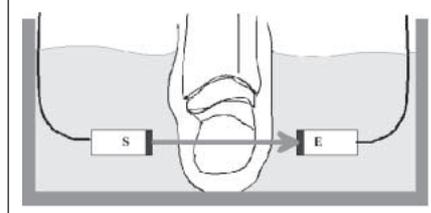
- Verwendung eines Wasserbades zur Schalleinkopplung:
 - Achilles+, Lunar, fixierte Schallwandler
 - UBIS 5000, Diagnostic Medical Systems (DMS), scannend, bildgebend
 - DTU-one, Osteometer, scannend, bildgebend
- Schalleinkopplung mit Ultraschallgel:
 - Cuba Clinical, McCue, fixierte Schallwandler
 - Sahara, Hologic, fixierte Schallwandler
 - QUS-2, Metra, scannend

Bedingt durch die starke Dämpfung hoher Frequenzen im Knochen läßt sich der üblicherweise in der Sonografie benutzte Frequenzbereich über 2 MHz nicht anwenden. Als sinnvoll hat sich die Applikation eines Breitbandpulses mit einer Mittenfrequenz von 0,5 MHz erwiesen. Die Laufzeit dieses Schallimpulses sowie seine frequenzabhängige Schwächung nach Durchlaufen des Calcaneus werden zur Berechnung zweier Parameter, der Schallgeschwindigkeit (SOS) sowie der Breitband-Ultraschall-

abschwächung (BUA) benutzt. Die Geschwindigkeit der Schallwelle im Knochen wird berechnet aus dem Verhältnis von Wandlerabstand und Schallaufzeit zwischen den Wandlern. Fehlerquellen sind das unbekannte Verhältnis zwischen Knochen- und Weichteildicke sowie variable Weichteilgeschwindigkeiten. Bei vielen Calcaneus-Meßgeräten wird diese Geschwindigkeit als Speed of Sound (SOS) angegeben [11]. Die Schwächung des Schallstrahls hängt in starkem Maße von der Frequenz ab. Im üblichen Frequenzbereich von 0,2–0,8 MHz steigt die Schallschwächung am Calcaneus in erster Näherung linear mit der Frequenz an. BUA ist ein Maß für den linearen Anstieg der Schallschwächung mit der Frequenz (Einheit: dB/MHz) [12].

Zur Veranschaulichung der Schallausbreitung zeigt Abbildung 2 eine Schallwelle bei Durchquerung trabekulären Gewebes, wie sie mit der Simulationssoftware visualisiert werden kann. Als Objektbeispiel wurde ein rechteckiger Ausschnitt eines Schnittbildes einer Phalanxepiphyse, gemessen mit hochauflösender Magnetresonanztomographie [13], gewählt (Abb. 2a). Die Trabekel sind hell dargestellt. Ausbreitungsrichtung der Schallwelle ist von links nach rechts. Abbildung 2b zeigt die Welle (die beiden weißen Streifen, die einer einzelnen Schwingung entsprechen) kurz vor Eintritt in den Knochen. Bei Ausbreitung im Knochen (Abb. 2c) zeigen sich räumliche Verzerrungen in den Streifen und nach Durchlaufen des Knochens tritt die Welle mit geänderter Charakteristik und verkürzter Laufzeit wieder aus

Abbildung 1: Prinzip der Calcaneusdurchschallung: Fuß und Schallwandler befinden sich im Wasserbad. Der Pfeil markiert die Durchschallungsrichtung vom Sender S zum Empfänger E. Das Wasser dient der Einkopplung des Schalls in das Fersenbein.



(Abb. 2d). Die Schallwelle bewegt sich sowohl durch das (flüssige) Knochenmark als auch durch die (festen) Trabekel, in letzteren allerdings mit deutlich höherer Geschwindigkeit. Die unterschiedlichen Geschwindigkeiten von Teilen der Welle bewirken ein räumliches und zeitliches Auseinanderziehen ihrer Energieverteilung. Allerdings dürfen die Wege durch Trabekel und Knochenmark nicht völlig getrennt betrachtet werden, da eine gegenseitige Beeinflussung erfolgt. Im Endeffekt tritt eine Welle aus dem Knochen aus, welche schneller fortgeschritten

ist, als dies bei reinem Knochenmark der Fall gewesen wäre. Auch ihre Charakteristik ist verändert (Abb. 2d). Durch die Trabekel erfährt die Schallwelle eine von der Menge fester Substanz abhängige Beschleunigung, was die erhöhte Geschwindigkeit im Knochen erklärt. Neben einer Verringerung der Amplitude (gleichbedeutend mit erhöhter Schallschwächung) findet eine Verbreiterung der Welle statt, was einer Verschiebung der spektralen Energieverteilung zu niedrigen Frequenzen hin entspricht. Dies ist gleichbedeutend mit einer stärkeren Dämpfung hoher Frequenzen bzw. einem erhöhten Wert der BUA. Weitere Einflußfaktoren sind frequenzabhängige Streuung und Absorption.

Studien an Proben von trabekulärem Knochen zeigen eine Abhängigkeit von SOS und BUA sowohl von der Dichte als auch von Strukturparametern [3]. Im klinisch relevanten Bereich (medio-laterale Durchschallung des Calcaneus) allerdings erklärt die Knochendichte bei identischen Meßregionen ca. 90% der QUS-Parameter, womit hier wenig Raum für Struktureinfluß bleibt [14]. Es ist noch Gegenstand der Forschung, ob unterschiedliche Änderungen von Dichte und Struktur, bedingt durch verschiedene Erkrankungsarten oder während einer Therapie, mit Ultraschall feiner als mit einer reinen Knochendichtemessung erfaßt werden können.

2. Quertransmission der Kortikalis

Dieses Verfahren arbeitet ebenfalls mit zwei gegenüberliegenden Schallwandlern und Querdurchschallung des Knochens. Als

einzigste Knochen werden klinisch zur Zeit die proximalen Phalangen gemessen, und zwar an der distalen Metaphyse (DBMSonic Bone Profiler, IGEA). In diesem Bereich befindet sich kortikale als auch trabekuläre Knochen-substanz, wobei der kortikale Anteil altersabhängig überwiegt. Abbildung 3 zeigt die Position der Schallwandler. Die Geschwindigkeit der Ultraschallimpulse einer Frequenz von 1,25 MHz im Knochen wird auch hier aus dem Verhältnis zwischen Wandlerabstand und Schalllaufzeit berechnet [15]. Eine Besonderheit ist die Berechnung einer amplitudenabhängigen Schallgeschwindigkeit (Amplitude Dependent Speed of Sound, AD-SoS) als Standardparameter, welcher Schallgeschwindigkeit und -schwächung in einem Parameter miteinander kombiniert. Ein weiterer Parameter beschreibt die Form des empfangenen Signals (Ultrasound Bone Profile Index, UBPI).

Abbildung 2: Quertransmission einer Ultraschallwelle durch trabekulären Knochen: (a) Querschnitt durch die distale Epiphyse der proximalen Phalanx (Ausschnitt), S: Schallsender, E: Schallempfänger; (b)–(d) Stadien der Wellenbewegung durch den Knochen (von links nach rechts).

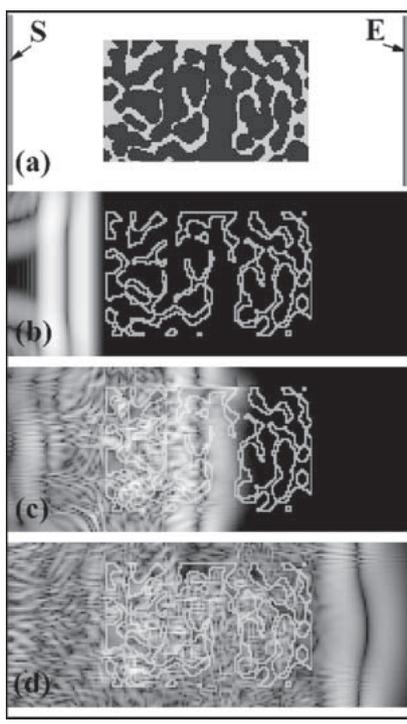
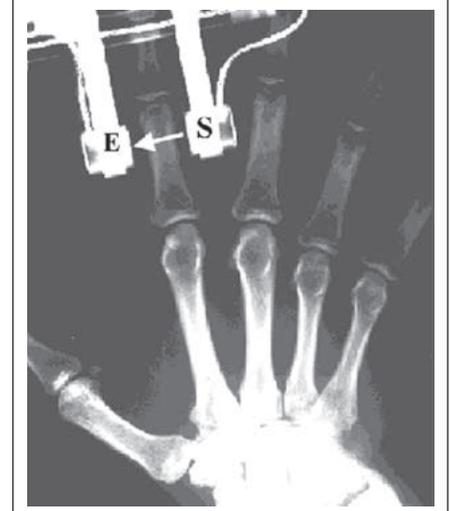
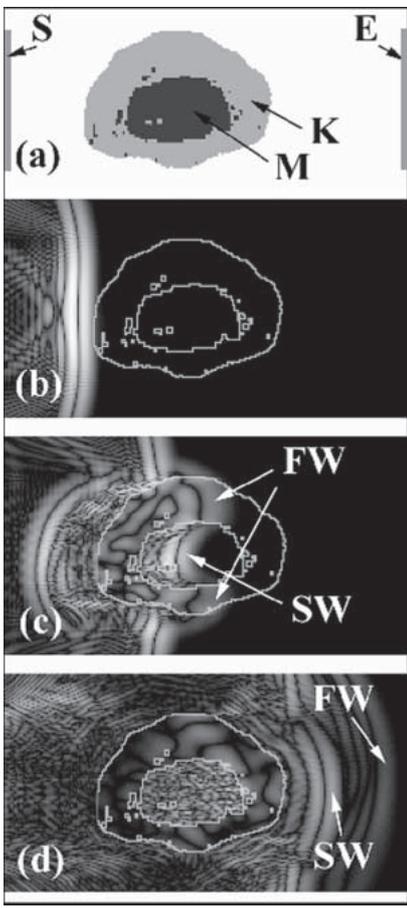


Abbildung 3: Positionierung der Schallwandler (S, E) an der Phalanx: Der Pfeil markiert die Durchschallungsrichtung.



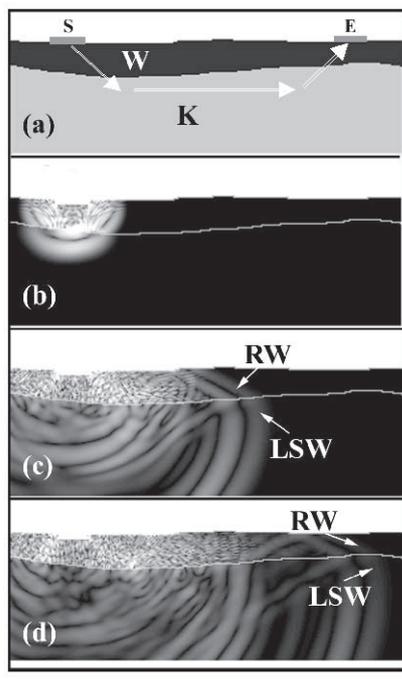
In Abbildung 4a ist der Querschnitt einer Phalanx zu sehen, welcher mit Magnetresonanz-bildgebung erzeugt wurde. Die Kortikalis ist hellgrau dargestellt und der endomedulläre Kanal dunkel. Abbildungen 4b bis 4d zeigen die Simulation der Bewegung einer Schallwelle, die von

Abbildung 4: Quertransmission einer Ultraschallwelle durch kortikalen Knochen: (a) Querschnitt durch die distale Metaphyse der proximalen Phalanx, S: Schallsender, E: Schallempfänger, K: Kortex, M: Endomedullärer Kanal; (b)–(d) Stadien der Wellenbewegung durch den Knochen, FW: erster Schallanteil („fast wave“), SW: nachfolgender Schallanteil („slow wave“)



links kommend sich durch den Knochen ausbreitet. In Abbildung 4c lassen sich deutlich zwei unterschiedliche Schallwege identifizieren, einer durch die Kortikalis (FW) und ein weiterer durch den endomedullären Kanal (SW), wobei die Kortikaliswelle schneller fortschreitet. Abbildung 4d zeigt, daß diese beiden Schallanteile den Empfänger zeitlich deutlich separiert erreichen. Der schnellste Schallanteil (die sogenannte „fast wave“) nahm seinen

Abbildung 5: Längstransmission einer Ultraschallwelle durch kortikalen Knochen: (a) Querschnittsbild. Die weißen Pfeile markieren den Schallweg. S: Schallsender, E: Schallempfänger, W: weiches Gewebe, K: Knochen; (b)–(d) Stadien der Wellenbewegung durch den Knochen, RW: von der Knochenoberfläche ausgesandter Schallanteil („reflected wave“), TW: Schallwelle im Knochen längs der Oberfläche („leaky surface wave“)



Weg durch die Kortikalis, während der spätere Anteil (die „slow wave“) den endomedullären Kanal durchquert hat. Der in der Standardmessung ausgewertete erste Anteil gibt daher den Weg durch die Kortikalis wieder und reflektiert deren Eigenschaften. Das würde im übrigen auch der Fall sein, wenn einige wenige Trabekel im endomedullären Kanal vorlägen.

Die (amplitudenunabhängige) Geschwindigkeit der Schallwelle wird in starkem Maße durch die Fingermorphometrie beeinflusst. Sowohl endostale Resorption mit kortikalem Massenabbau, als auch eine Zunahme der kortikalen Porosität erniedrigen die Schallgeschwindigkeit. Die mit endostaler Resorption verbundene Vergrößerung des endomedullären Kanals vermindert aber vor allem die Amplitude des empfangenen Signals. Die amplitudenabhängige Schallgeschwindigkeit (AD-SoS), welche von Amplituden- und Geschwindigkeitsänderungen beeinflusst wird, reagiert daher sensitiv auf all diese mit Alterung und Krankheit einhergehenden Änderungen.

3. Längstransmission der Kortikalis

Bei der Längstransmission wird die Schallausbreitung in einer dünnen Schicht unter der Knochenoberfläche gemessen. Zur Zeit gebräuchliche Meßorte sind Tibia, Phalanx, Metatarsale und Radius (Omnisense™, Sunlight Ultrasound Technologies). Während die Quertransmission nur bei Knochen eingesetzt werden kann, die von zwei gegenüberliegenden Seiten zugänglich sind, läßt sich die Längs-

transmission prinzipiell an allen Stellen des Skeletts bestimmen, welche von einer Seite ohne zu dicke Weichteilschichten erreichbar sind. Abbildung 5a zeigt den prinzipiellen Aufbau mit einem Schallsender (S) und einem Empfänger (E). Im klinischen Gerät beherbergt ein Gehäuse diese beiden sowie weitere Schallwandler, mit denen eine Kompensation des Weichteileinflusses durchgeführt wird [16].

Schallwellen, die über weiches Gewebe in den Knochen eingekoppelt werden, treten unter verschiedenen Brechungswinkeln in die feste Materie ein, wie in Abbildung 5b zu sehen ist. Abhängig vom Einfallswinkel breiten sich die Wellenanteile im Knochen dann unter verschiedenen Winkeln weiter aus. Die Schallanteile, die unter einem bestimmten Winkel („kritischer Winkel“) auf den Knochen treffen, bewegen sich innerhalb des Knochens parallel zur seiner Oberfläche fort (TW in Abb. 5c und 5d). Dabei wird laufend Schallenergie in das weiche Gewebe zurückgesandt (RW), welche dann vom Empfänger detektiert werden kann. Mit Hilfe einer geschickten Kompensation des Weichteileinflusses läßt sich dann aus der bekannten Strahlgeometrie die Schallgeschwindigkeit im Knochen berechnen. So lange die Dicke der Kortex einige Millimeter überschreitet, hängt die Schallgeschwindigkeit nicht von der Kortexdicke ab, sondern gibt überwiegend die Elastizität des Knochens wieder. Zunehmende Porösität vermindert ebenfalls ihren Wert.

LIMITATIONEN UND PERSPEKTIVEN

Die Qualität der Einkopplung des Ultraschallstrahls in die Haut bestimmt in starkem Maße die Qualität der Meßergebnisse, wobei insbesondere Luftblasen eine starke Wirkung zeigen. Einige Calcaneus-Geräte verwenden zur Schallankopplung ein Wasserbad, in dem sowohl das Fersenbein als auch die Schallwandler eingetaucht sind. Andere Geräte benutzen Gel als Kopplungs-Medium. Ein weiterer Unterschied zwischen den Geräten besteht darin, ob feststehende Wandler benutzt werden oder durch Abscannen ein Bild des Calcaneus erzeugt werden kann. Während Geräte mit feststehenden Wandlern je nach Knochengröße und Weichteildicke unterschiedliche anatomische Regionen messen, bieten bildgebende Geräte den Vorteil, daß anatomisch entsprechende Regionen auch in Füßen unterschiedlicher Form und Größe reproduzierbar gewählt werden können [17].

Neben den häufig gemessenen Größen BUA und SOS werden noch einige andere Parameter aus dem Schallsignal bestimmt. Da BUA und SOS sich gegenläufig bei Änderung der Fußtemperatur verhalten, hängt ein aus BUA und SOS gebildeter Kombinationsparameter weniger stark von der Fußtemperatur ab als die Grundparameter [18]. Eine derartige Kombination wird von einigen Geräteherstellern als weiterer Parameter angegeben (Stiffness, QUI). Broadband-Ultrasound-Backscatter (BUB) ist ein Maß für die aus dem Calcaneus rückge-

streute Energie. Dieser Parameter ist noch in der Erprobung; interessant ist insbesondere die Perspektive, an weiteren trabekulären Knochen, die nur von einer Seite zugänglich sind, messen zu können. Auch mit der Längstransmission gibt es erste Versuche, weitere, auch trabekuläre, Knochen zu vermessen [19]. Die verschiedenartige Beeinflussung der Ultraschallwelle durch unterschiedliche Massen, Strukturen und Qualitätscharakteristika des gemessenen Knochens eröffnet potentiell die Chance, diese Aspekte des Knochens selektiv zu bestimmen. Wird das Empfangssignal gespeichert und dem Nutzer zugänglich gemacht, (bisher nur beim DBMSonic Bone Profiler bzw. dem Vorgängermodell DBMSonic 1200), läßt sich eine detaillierte Signalanalyse durchführen. Erste Untersuchungen deuten darauf hin, daß Morphometrieparameter wie Querschnittsflächen der Kortikalis und des endomedullären Kanals sowie auch die Porösität der Kortikalis selektiv erfaßt werden können.

Die enge Kopplung des Ultraschalls an das durchschallte Medium bewirkt auch einige Einschränkungen in der Anwendbarkeit der Methode. So wird Ultraschall an Grenzflächen zwischen Medien mit unterschiedlichen Impedanzen reflektiert, eine Eigenschaft, welche in der Sonographie zur Bilderstellung genutzt wird. Fast vollständige Reflexion und damit praktisch verschwindende Durchschallung tritt dann auf, wenn diese Impedanzunterschiede sehr groß sind. Dies ist immer dann der Fall, wenn Gase im Körper vorhanden sind (Lunge, Darm). Da

auch Weichteilgewebe die Ausbreitung beeinflusst, ist eine quantitative Messung dann schwierig, wenn ein ungünstiges Verhältnis zwischen Knochen- und Weichteilgewebe vorliegt. Aus diesen Gründen ist bisher auch noch kein Verfahren bekannt geworden, mit dem Wirbelkörper und Oberschenkelhals akustisch vermessen werden könnten. Auch in den Messungen am Calcaneus machen sich Eigenschaften der Weichteilschichten, wie z. B. ihre Temperatur, als Fehlerquelle bemerkbar. Dies mag mit ein Grund dafür sein, daß die Präzision noch unbefriedigend ist, und daher Ergebnisse von Verlaufskontrollmessungen vorsichtig zu interpretieren sind.

Quantitativer Ultraschall ist kein einfach zu interpretierendes Verfahren. Zwar ist im Vergleich mit DXA oder QCT die Herstellung und Handhabung einfacher (nicht zuletzt wegen des Fehlens ionisierender Strahlung), der mögliche Informationsgewinn über den Knochenstatus aber ist methodenbedingt eher komplexer. Allerdings dürfen die (zur Zeit noch) bestehenden Limitationen nicht außer acht gelassen werden. Dies sind insbesondere die fehlende Meßmöglichkeit an zentralen Stellen des Skeletts (Wirbelsäule, proximaler Femur), sowie eine für Verlaufskontrolluntersuchungen noch zu geringe Präzision. Immerhin hat die Fokussierung auf Ultraschall als strahlenfreie und preiswerte Methode der Knochenmessung eine stürmische Entwicklung in Gang gesetzt und auch die Akzeptanz dieser Methodik erhöht. Dabei sollte aber nicht nur das

Kosten-/Nutzen-Verhältnis betrachtet werden, sondern auch hinterfragt werden, welche Informationen wir über den Knochenstatus, insbesondere für Frakturvorhersage und Therapiekontrolle, wirklich erhalten. Abschließend bleibt noch zu sagen, daß die Entwicklung auf dem Sektor der Quantitativen Ultraschallmessung noch lange nicht abgeschlossen ist und wir sicherlich in den nächsten Jahren noch spannende Neuerungen, seien es neue aussagekräftigere Parameter oder neue relevante Meßorte, kennenlernen werden.

Literatur:

1. Currey JD. The effect of porosity and mineral content on the young's modulus of elasticity of compact bone. *J Biomech* 1988; 21: 131–9.
2. Currey JD, Brear K, Zioupos P. The effects of ageing and changes in mineral content in degrading the toughness of human femora. *J Biomech* 1996; 29: 257–60.
3. Glüer CC, Wu CY, Jergas M, Goldstein SA, Genant HK. Three quantitative ultrasound parameters reflect bone structure. *Calcif Tissue Int* 1994; 55: 46–52.
4. 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.
5. Glüer CC, The International Quantitative Ultrasound Consensus Group. Quantitative ultrasound techniques for the assessment of osteoporosis: expert agreement on current status. *J Bone Mineral Res* 1997; 12: 1280–8.
6. Shutilov V. Physik des Ultraschalls. Springer Verlag, Wien, New York, 1984.
7. Njeh CF, Hans D, Fuerst T, Gluer CC, Genant HK. Quantitative Ultrasound; assessment of osteoporosis and bone status. Martin Dunitz, London, 1999.
8. Katz J, Meunier A. The elastic anisotropy of bone. *J Biomechanics* 1987; 20: 1063–70.
9. Luo G, Kaufman J, Chiabrera A, et al. Computational methods for ultrasonic bone assessment. *Ultrasound Med & Biol* 1999; 25: 823–30.

10. Glüer C-C, Barkmann R, Heller M. Ultraschall – schon praxisreif? *Therapeutische Umschau* 1998; 55: 667–75.
11. Njeh CF, Boivin CM, Langton CM. The role of ultrasound in the assessment of osteoporosis: a review. *Osteoporosis Int* 1997; 7: 7–22.
12. Langton CM, Palmer SB, Porter RW. The measurement of broadband ultrasound attenuation in cancellous bone. *Engl Med* 1984; 13: 89–91.
13. Kühn B, Stampa B, Heller M, Glüer CC. Hochauflösende Darstellung und Quantifizierung der trabekulären Knochenstruktur der Fingerphalangen mit der Magnetresonanztomographie. *Z Med Phys* 1997; 7: 162–8.
14. Hans D, Wu C, Njeh CF, et al. Ultrasound velocity of trabecular cubes reflects mainly bone density and elasticity. *Calcif Tissue Int* 1999; 64: 18–23.
15. Cadossi R, Cane V. Pathways of transmission of ultrasound energy through the distal metaphysis of the second phalange of pigs: an in vitro study. *Osteoporosis International* 1996; 6: 196–206.
16. Barkmann R, Kantorovich E, Singal C, et al. A new method for quantitative ultrasound measurements at multiple skeletal sites – first results of precision and fracture discrimination. *J Clin Densitometry* 1999; in press.
17. Glüer CC, Barkmann R, Heller M. Quantitativer Ultraschall. *Status* 1999. *Radiologe* 1999; 39: 213–21.
18. Barkmann R, Glüer CC. Improvement of standardized precision of quantitative ultrasound by combining BUA and SOS. In: Ring EFJ, Elvins DM, Bhalla AK (eds). Bath Conference on osteoporosis and bone mineral measurement. British Institute of Radiology, Bath, 1998; 67.
19. Hans D, Srivastav SK, Singal C, et al. Does combining the results from multiple bone sites measured by a new quantitative ultrasound device improve discrimination of hip fracture? *J Bone Miner Res* 1999; 14: 644–51.

Korrespondenzadresse:

Dr. Reinhard Barkmann
Klinik für diagnostische
Radiologie der Christian-
Albrechts-Universität Kiel,
Abt. Medizinische Physik
D-24105 Kiel, Michaelisstraße 9

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](#)