

Experimentelle Untersuchungen zur Darstellbarkeit von Wirbelkörperspongiosa in der hochauflösenden Computertomographie*

Von M. G. Henschel, J. Freyschmidt und B. R. Holland

Radiologische Klinik des ZKII St.-Jürgen-Straße, Bremen (Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. J. Freyschmidt)

Zusammenfassung

Ziel: Bestimmung der Objektstreue und der unteren Grenze der Darstellbarkeit von Spongiosa in der Hochauflösenden Computertomographie (HR-CT).

Methodik: 18 native menschliche Lendenwirbelkörper wurden in einem Wasserphantom mit HR-CT untersucht und mit den entsprechenden Knochendünnschnitt-Radiographien morphologisch verglichen.

Ergebnisse und Schlußfolgerung: Die gemessene untere Darstellbarkeitsgrenze von 0,6 mm ist deutlich schlechter als die an technischen Phantomen erzielbare Ortsauflösung von 0,4 mm. Die objektgetreue Darstellung von normaler Spongiosa gelingt auch mittels moderner HR-CT nicht. Durch das Rauschen können Texturen entstehen, die eine nicht existierende Spongiosa vortäuschen.

Schlüsselwörter

HR-CT – Wirbelkörperspongiosa – Ortsauflösung – Knochenmorphologie

Experimental studies of the visualization of spongy bone by high resolution computed tomography

Aim: To show the accuracy and the lower limit of visualization of cancellous bone in high-resolution computed tomography (HR-CT).

Methods: 18 native human lumbar vertebrae were placed in a water phantom and examined by HR-CT. The scans were compared with contact radiographs of correlating thin bone sections by morphologic criteria.

Results and conclusion: The measured lower limit of visualization of cancellous bone structures is clearly worse than expected from the measurements of spatial resolution with standard phantoms used for HR-CT (0.6 versus 0.4 mm). True and exact imaging of normal cancellous bone cannot be achieved even by modern HR-CT. Noise creates structures mimicking cancellous bone.

Key words

HR-CT – Bone morphology – Cancellous bone – Spatial resolution

Einführung

Anfang der 80er Jahre versuchte man die morphometrische Analyse von CT-Schnitten in Kombination mit der CT-Densitometrie in die Osteoporosediagnostik einzuführen (2,6), doch die Ergebnisse waren nicht zuletzt aufgrund der damals unzureichenden CT-Technik enttäuschend. Seitdem konnte die Computertomographie aber bedeutend weiterentwickelt werden, und es kamen Erwartungen auf, daß nun selbst Spongiosafeinstrukturen und deren frühe pathologische Veränderungen direkt darstellbar seien (3).

Für die Darstellung von Spongiosa ist in erster Linie eine hohe Ortsauflösung relevant. Diese wird herstellerseitig allerdings an Kunststoffphantomen bei

Hochkontrast (4) gemessen; für moderne CT-Geräte ergibt sich aus diesen Messungen, daß die kleinste noch abgrenzbare Struktur etwa 0,4 mm klein sein darf. Erfahrungsgemäß lassen sich solche theoretischen Werte aber nicht auf die Praxis übertragen; so ist beispielsweise innerhalb der Spongiosa kein echter Hochkontrast vorhanden, und die Meßphantome sind hinsichtlich ihrer Streueigenschaften wesentlich kleiner als der menschliche Körper.

Mit unseren experimentellen Untersuchungen zur Darstellbarkeit und Abbildungsstreue von Spongiosastrukturen der Wirbelsäule in der hochauflösenden Computertomographie (HR-CT) wollen wir im wesentlichen zwei Fragen beantworten:

1. Wie relativiert sich die von den Herstellern moderner CT-Geräte angegebene, mit technischen Phantomen definierte Ortsauflösung zu quasi In-vivo-Messungen an Leichenspongiosa?
2. Entspricht die bildliche Darstellung von Spongiosa in der CT tatsächlich den anatomischen Grundstrukturen, oder sehen wir letzten Endes doch nur ein anatomische Strukturen vortäuschendes, also ein nicht objektgetreues Abbild?

Material und Methode

Die Konzeption der Untersuchung und die Koordination der Untersuchungsschritte erarbeiteten wir an einem älteren Computertomographen (Somatom DR 2, Siemens); es folgten vergleichende Untersuchungen an verschiedenen modernen CT-Geräten (HiLight Advantage, General Electrics; Tomoscan LX, Philips; Tomoscan SR 7000, Philips; Somatom Plus, Siemens; TCT 900 S, Toshiba), entweder an der eigenen Klinik oder an von den Herstellern benannten Referenzinstituten. Für die hochauflösende Computertomographie des Knochens wurde folgende Parameterkonstellation eingesetzt:

- minimale Schichtdicke (1–3 mm),
- hohes mAs-Produkt (330–780 mAs),
- kleiner Fokus (falls möglich),
- kleinstmögliches "field-of-view" (minimal 100 mm FOV),
- hochauflösender Algorithmus bzw. kantenaufsteilender Knochenfilter,
- maximale Zahl von Projektionen (für den jeweiligen Gerätetyp).

Wegen der unterschiedlichen Gerätetypen konnten die Untersuchungsparameter nicht vollständig standardisiert werden; die genauen Einstellungen wurden für jeden Computertomographen jeweils vor Ort nach den Richtlinien der Hersteller optimiert. Eine sekundäre Bildnachbearbeitung wurde nicht vorgenommen.

Für diese Arbeit wurden 18 native, unfixierte Lendenwirbelkörper untersucht, üblicherweise der LWK4. Das Material stammte aus dem alltäglichen Sektionsgut des Bremer Pathologischen Institutes, das Alter der Patienten variierte von 22 bis 76 Jahren. Bei keinem der Spender war zum Obduktionszeitpunkt eine Skeletterkrankung klinisch bekannt, bei zwei Patienten wurde eine ossäre Metastasierung der Wirbelsäule durch die Sektion entdeckt. Die Wirbelkörper wurden sorgfältig von den Anhangsgebilden und dem Weichteilmantel mechanisch freipräpariert sowie zur Aufnahme in einer speziell gefertigten Kunststoffhalterung vorbereitet. Diese Halterung gewährleistete die exakt reproduzierbare Platzierung in allen drei Ebenen für den gesamten Untersuchungsgang. Als humanäquivalenter Streukörper diente eine mit Wasser gefüllte Plastikwanne von 35 cm Durchmesser. Dieses Meßobjekt wurde noch am Entnahmetag zunächst mit jeweils 15 einander überlappenden Scans (Tischvorschub 0,5 mm) im Computertomographen untersucht; es entstanden also insgesamt 270 CT-Schnitte aus den 18 Wirbelkörpern.

Im Anschluß an die computertomographische Untersuchung, immer noch am Tag der Entnahme, erfolgte die Weiterverarbeitung des Materials. Die an die Einspannvorrichtung einer Präzisionssäge (Fa. Exakt, Norderstedt) abgestimmte Wirbelkörperhalterung ermöglichte die Zerlegung der Präparate in identische Schnittebenen zur CT mit identischer Schnittdicke. Je Wirbelkörper entstanden 8–10 dünne Scheiben, insgesamt 164 Schnittpräparate. Substanzverluste der Spongiosastrukturen durch die Präparation konnten wir nicht beobachten.

Von diesen Wirbelkörperscheiben wurden mit einem Mammographiegerät (Mammodiagnost U, Philips) Kontaktradiographien auf einem sehr feinzeichnenden Mammographiefilm (Microvision, DuPont) erstellt; sie dienten als Referenz. Diesen Kontaktradiogrammen wurde aus der Reihe der einander überlappenden CT-Schnitte desselben Wirbelkörpers jeweils der nach anatomischen Kriterien am besten korrelierende zugeordnet. Dabei orientierten wir uns an kleinen Kompaktaunregelmäßigkeiten und quergeschnittenen Gefäßkanälen sowie an größeren Spongiosastrukturen. Durch eine strenge Auswahl aus den insgesamt vorliegenden über 270 CT-Schnitten und 164 Präparateradiogrammen wurde gewährleistet, daß nur optimal korrelierende Bilderpaare für die Auswertung benutzt wurden. Je Wirbelkörper fanden sich im Mittel drei besonders gut entsprechende Bilderpaare (CT-Schnitt/Kontaktradiogramm), insgesamt wurden 51 Bilderpaare ausgewertet (27 à 1 bzw. 1,5 mm; 24 à 2 bzw. 3 mm). Von den Bilderpaaren wurden photomechanisch Vergrößerungen erstellt, wobei den Kontaktradiogrammen ein in Zehntel Millimetern skaliertes Maßstab aufgelegt wurde.

Die CT-Schnitte wurden von zwei verschiedenen Betrachtern ausgewertet. Im CT-Schnitt abgrenzbare Knochenstrukturen (Spongiosatrakel und -verknüpfungen) wurden im Kontaktradiogramm identifiziert und morphologisch verglichen. Für jedes ausgewählte Bildpaar wurde im Kontaktradiogramm die Größe der Spongiosastrukturen gemessen, die – übereinstimmend für beide Betrachter (M. H., B. H.) – noch korrekt abgebildet waren.

Ergebnisse

Die Auswertung sämtlicher Bilderpaare, für die die Abb. 1–4 exemplarisch stehen, erbrachte folgende Resultate:

1. Die Mindestgröße in der HR-CT eindeutig identifizierbarer Spongiosastrukturen liegt in den ausgewerteten Bildpaaren zwischen 0,5 und 0,7 mm, im Mittel ergibt sich ein Wert von 0,6 mm. Dieser Wert ist nicht abhängig von den hier verwendeten CT-Schichtdicken (1–3 mm).
2. Eine objektgetreue Darstellung normaler, feiner Spongiosastrukturen gelingt nicht; korrekt abgebildet werden lediglich Kompakta und verdickte, senkrecht zur Schicht verlaufende Trakel mit einem Durchmesser von mindestens 0,6 mm. Durch das Bildrauschen entstehen Texturen, die Wirbelkörperspongiosa vortäuschen können. Erwartungsgemäß steigt das Rauschen mit der Reduzierung der Schichtdicke.
3. Die relative Abbildungstreue der verschiedenen modernen Computertomographen ist für die Darstellung der Wirbelkörperspongiosa nahezu identisch.

Diskussion

Unsere experimentellen Untersuchungen lassen folgende Schlußfolgerungen zu:

1. Es besteht eine erhebliche Diskrepanz zwischen der herstellerseitig in vitro gemessenen Ortsauflösung (0,4 mm) und der an einem biologischen Phantom erreichbaren Detaildarstellung (0,6 mm).
2. Die bildliche Darstellung von Spongiosa in der CT entspricht nicht den realen anatomischen Grundstrukturen; wir sehen lediglich ein relativ grobes Summationsbild.

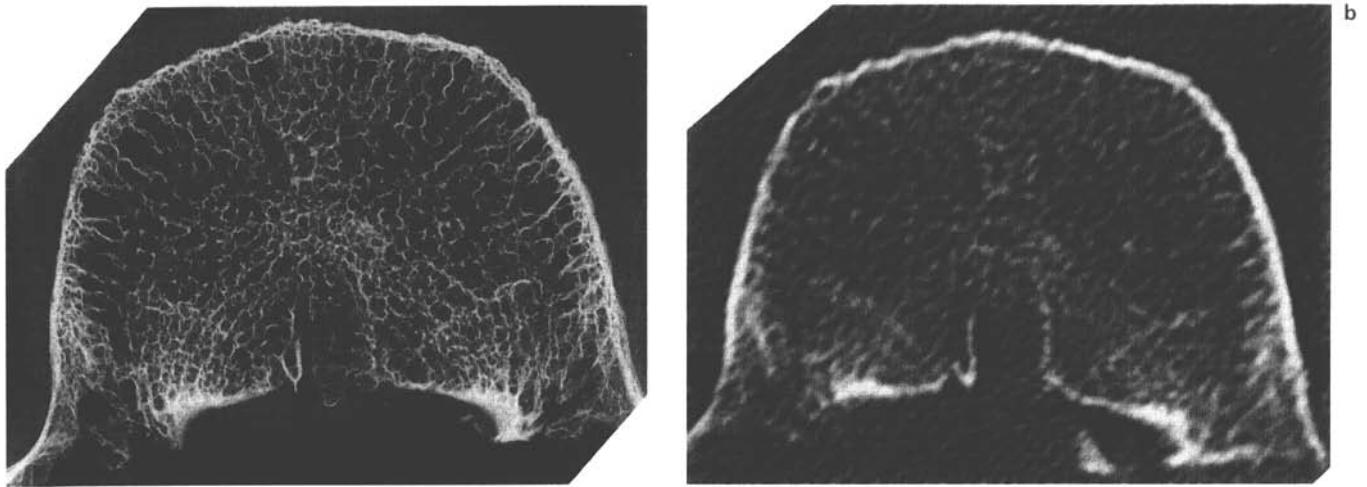


Abb. 1 3-mm-Schnitt ([a] Kontaktradiogramm, [b] korrelierender CT-Schnitt). Die Zuordnung wird durch markante Strukturen erleichtert. Die dicht gebaute Spongiosa – auf dem Kontaktradiogramm noch in einzelne Trabekel auflösen – wird in der CT lediglich durch eine etwas dichtere Textur als Summation wiedergegeben. Bemerkenswert ist das deutliche Bildrauschen; selbst das homogene Umgebungsmedium Wasser enthält eine körnige Zeichnung, die sich nur mühsam von der vermeintlichen Spongiosatextur unterscheiden läßt.

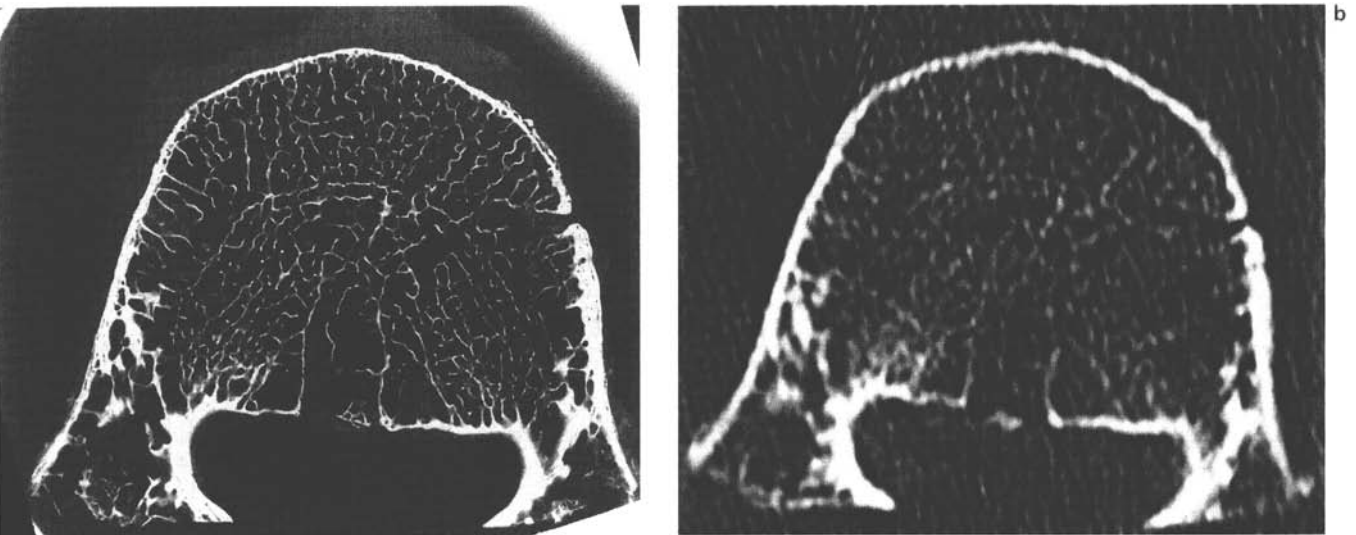


Abb. 2 1,5-mm-Schnitt ([a] Kontaktradiogramm, [b] korrelierender CT-Schnitt), gleiches Gerät wie Abb. 1b. Auch auf diesem Bild sind lediglich größere Strukturen wie die Kompaktkontur oder Venenkanälchen real dargestellt. In Kenntnis des Kontaktradiogrammes läßt sich vielleicht eine bestimmte Anordnung der Trabekelzüge in das CT-„hineinsehen“, die Identifizierung einzelner Spongiosastrukturen gelingt jedoch nicht. Das Bild ist noch stärker verrauscht als der 3-mm-Schnitt. Die durch das Rauschen bedingte Grundtextur täuscht in spongiosafreien Partien Spongiosa vor.

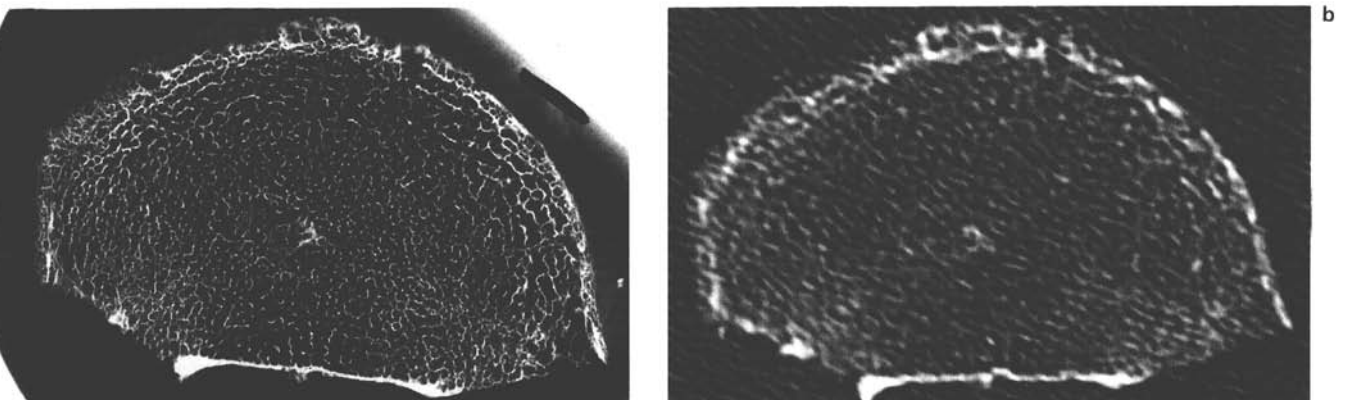


Abb. 3 1-mm-Schnitt ([a] Kontaktradiogramm, [b] korrelierender CT-Schnitt). Bei sehr homogen gebauter Spongiosa im Kontaktradiogramm läßt sich im CT nahezu keine einzelne Struktur abgrenzen, allenfalls die kleine Verdichtungszone in der Mitte des Wirbelkörpers.

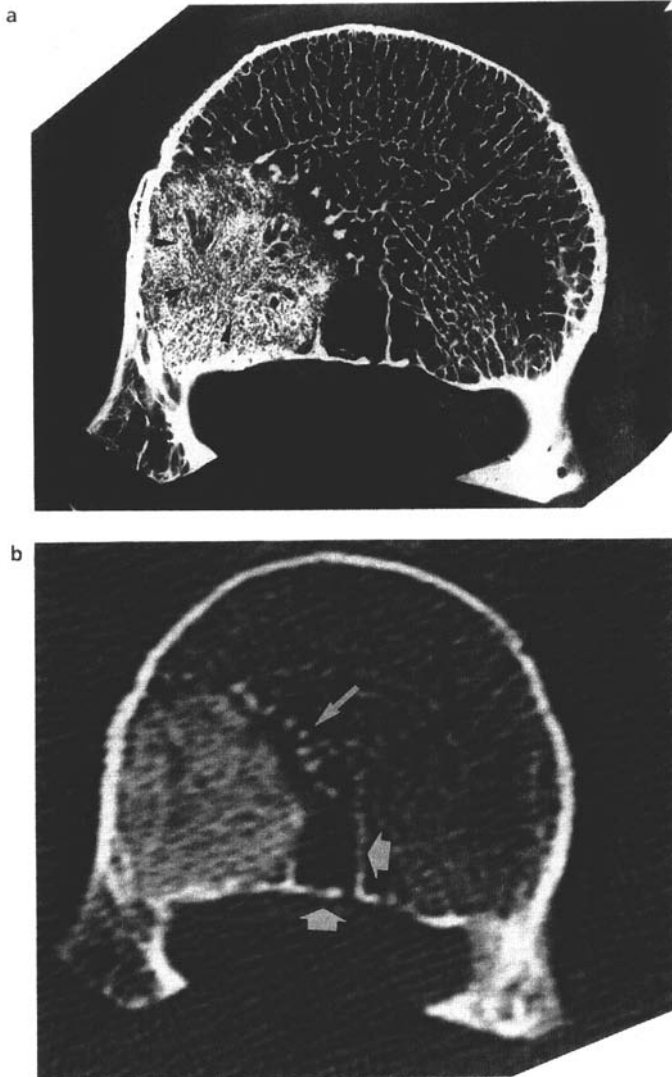


Abb. 4 3-mm-Schnitt ([a] Kontaktradiogramm, [b] korrelierender CT-Schnitt). Histologisch gesichertes Mammakarzinom (klinisch okkult). Der karzinomatöse Knochenumbau (Pfeilspitzen) kommt im CT-Schnitt nur grob zur Darstellung. Eindeutig sind im CT die relativ dicken (mindestens 0,55 mm) vertikal verlaufenden Trabekel zu identifizieren (Pfeil). In den spongiosafreien Bereichen, die sich im Kontaktradiogramm als leere Räume darstellen, erkennt man im CT-Schnitt Strukturen, die offensichtlich allein durch das Bildrauschen bedingten Texturphänomenen entsprechen (breite Pfeile) und nicht bei der Präparation herausgelöster Spongiosa.

Zu 1: Die von den Herstellern für ihre Messungen verwendeten Lochphantome sind zum Zwecke einer Vergleichbarkeit standardisiert: kleine, mit exakt definierten Bohrungen versehene Kunststoffblöcke mit einem Kontrast von 1000 Hounsfield-Einheiten (HE) zwischen Bohrkanal und Meßkörper.

Die Lendenwirbelsäule des Menschen ist aber von einem solchen Phantom deutlich different: Einerseits besteht innerhalb der Spongiosa bei wechselndem Kalzifizierungsgrad der Trabekel und aufgrund des polymorphen Markrauminhaltes kein echter Hochkontrast, es resultieren Dichteunterschiede von lediglich etwa 500 HU. Andererseits ist der das Untersuchungs-

objekt umgebende Streukörper wesentlich größer, denn der Rumpf des Menschen im IWS-Bereich hat einen Durchmesser von mindestens 30 cm. Das von uns verwendete Biophantom berücksichtigt diese biologischen Vorgaben durch die Platzierung nativer Wirbelkörper in einem 35 cm durchmessenden Streukörper; diese Anordnung dürfte den realen Untersuchungsbedingungen sehr nahekommen.

Der Einfluß der Objektdicke auf das Rauschen wurde von Brooks u. DiChiro (1) untersucht und als wesentliche Größe in die nachstehende Formel eingebracht:

$$\sigma = C \sqrt{\frac{e^{\mu d}}{w^3 \cdot h \cdot D_0}}$$

σ = Standardabweichung (Rauschen)

C = Dosiseffektivität

μ = mittlerer linearer Schwächungskoeffizient

d = Objektdicke

w = Pixelbreite

h = Schichtdicke

D_0 = maximale Hautdosis pro Schicht

Aus dieser Formel geht hervor, daß eine Zunahme der Objektdicke zu einer exponentiellen Abnahme des Signal-Rausch-Verhältnisses eines CT-Bildes führt. Dies ist in praxi – bei im übrigen unveränderten Untersuchungsparametern – nur in engen Grenzen durch Erhöhung der Patientendosis teilweise kompensierbar (zur Verdopplung des Signal-Rausch-Verhältnisses wäre z. B. die 4fache Dosis notwendig). Die starke Verrauschung unserer CT-Bilder (Abb. 4b) im Vergleich zu den Bildern der herstellereitig verwendeten Phantome verwundert also nicht. Selbst innerhalb des völlig homogenen Mediums Wasser mit einer realen Dichte von 0 (Null) HU wird auf den HR-CT-Bildern eine grobkörnige Textur von 0–40 HU, welche fast schon an Spongiosa erinnert, vorgetäuscht (Abb. 2b u. 4b). Dieses Bildrauschen muß zwangsläufig durch hochauflösende Rekonstruktionsalgorithmen verstärkt werden. In unserer Versuchsanordnung haben wir bewußt die vom Hersteller empfohlenen Hochkontrastfilter angewendet, um eine höchstmögliche Auflösung für das jeweilige Gerät zu erreichen. Trotz der sicherlich unterschiedlichen Algorithmen waren jedoch keine Differenzen der Detailerkennbarkeit zwischen den verschiedenen CT-Scannern erkennbar.

Zu 2: Das Unvermögen der HR-CT zur Darstellung der eigentlichen Spongiosastrukturen mit ihren maximal 0,1–0,2 mm dünnen Trabekeln und dreidimensional verlaufenden Quervernetzungen und plättchenartigen Verbindungen erklärt sich zum einen durch die reale, unterhalb selbst der theoretischen Darstellungsgrenze gelegenen Größe dieser Strukturelemente und zum anderen durch die unvermeidliche Anisotropie der bilderzeugenden Volumenelemente ("voxel"): der möglichen Breite und Höhe von 0,1 mm steht eine Bildtiefe (Schichtdicke) von mindestens 1 mm gegenüber. Die Ortsauflösung senkrecht zur Schicht ist also mindestens um den Faktor 10 schlechter. Ihre Verbesserung erscheint derzeit aus Dosisgründen nicht praktikabel.

Selbst unter Verwendung dünnstmöglicher Schichtdicken ist jedes "voxel" stets nur eine Summation, ein Mittelwert der Dichte aller innerhalb dieser Schicht verlaufenden Strukturen; das quer- und schrägverlaufende „Trabekelfeinwerk“ der Spongiosa ist auch durch die moderne HR-CT nicht darstellbar. Daher relativieren sich auch sogenannte Textur- oder Musteranalysen, wie sie im Zusammenhang mit der Osteoporosediagnostik (5) oder bei der Diagnostik früher tumoröser Veränderungen der Spongiosa an manchen Instituten angewendet werden (Abb. 4); allenfalls bei grob inhomogen verteilten und deutlich differenten HU-Dichtewerten ist ein Unterschied meßbar, dessen klinische Relevanz dann aber sicherlich fraglich ist. Durch das Bildrauschen kann schließlich noch vorhandene Spongiosastruktur vorgetäuscht werden und Anlaß zu groben Fehlinterpretationen geben (Abb. 2b u. 4b).

Auf klinische Belange bezogen wirken unsere Ergebnisse ernüchternd. Die Untersuchungen waren ursprünglich als Basis für pathologisch-anatomische Studien zu kleinen Spongiosazerstörungen und Um- bzw. Aufbauvorgängen im Sinne der karzinomatösen Osteodysplasie gedacht. Die von uns gemessene Mindestgröße korrekt abgebildeter Spongiosastrukturen von etwa 0,6 mm beweist nun sehr früh die engen Grenzen der computertomographischen Wiedergabe von pathologisch-anatomischen Vorgängen im Spongiosanetzwerk.

Literatur

- ¹ Brooks, R. A., G. DiChiro: Statistical limitations in X-ray reconstructive tomography. *Med. Phys.* 3 (1976) 237–240
- ² Henschke, F., W. A. Kalender, H. J. Pesch: Structure analysis of vertebral body spongiosa by computed tomography. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 6 (1982) 205–206
- ³ Heuck, F.: Radiologie des gesunden Skeletts. In *Dihlmann, W., W. Frommhold* (Hrsg.): *Radiologische Diagnostik in Klinik und Praxis*, Bd. VI/Teil 1, 7. Aufl. Thieme, Stuttgart 1989, S. 42–47
- ⁴ Kalender, W. A., C. Süß: Physikalische Grundlagen der hochauflösenden Computertomographie. *Röntgenpraxis* 38 (1985) 158–164
- ⁵ Klepper, R., C. Johnner, R. D. Hesch: Ein Strukturparameter zur Beschreibung früher trabekulärer Veränderungen der Wirbelsäule bei Osteoporose. *Fortschr. Röntgenstr.* 159 (1993) 337–342
- ⁶ Klotz, F., et al.: Dual energy CT and morphometric analysis of high resolution CT images for the diagnosis of bone mineral diseases. In: *Lemke, H. U.* (ed.): *Computer assisted radiology. Proceedings of the International Symposium CAR '85*. Springer, Berlin 1985, pp. 438–442

M. G. Henschel

Radiologische Klinik
Abt. Röntgendiagnostik
Universitäts-Krankenhaus Eppendorf
Martinistraße 52
D-20246 Hamburg