

# Quantitative Knochenmineralgehaltsbestimmung (QCT) – Systemvergleich baugleicher Computertomographen

Von R. Andresen<sup>1</sup>, S. Radmer<sup>2</sup>, D. Banzer<sup>2</sup>, D. Felsenberg<sup>1</sup> und K.-J. Wolf<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Klinik für Radiologie, Abteilung Radiologische Diagnostik (Leiter: Prof. Dr. K.-J. Wolf), Universitätsklinikum Steglitz der FU Berlin

<sup>2</sup> Röntgen- und Nuklearmedizinische Abteilung des Städtischen Behringkrankenhauses Zehlendorf, Akademisches Lehrkrankenhaus der FU-Berlin (Leiter: Priv.-Doz. Dr. D. Banzer)

## Zusammenfassung

In einem Ringversuch wurden 4 baugleiche CT-Scanner auf ihre Vergleichbarkeit überprüft. Bestimmt wurde der Knochenmineralgehalt von 11 unmittelbar postmortal entnommenen Lendenwirbelsäulen in einem speziell angefertigten Plexiglas-Wasserphantom. Es konnte gezeigt werden, daß es unter praxisangenehmen Bedingungen selbst bei baugleichen Geräten zu Unterschieden des ermittelten Mineralgehaltes kommt, die den physiologischen jährlichen Mineralverlust deutlich überschreiten. Solange ein Scannerabgleich mittels physikalischer Eichphantome noch nicht zwingend etabliert ist, sollte eine Verlaufsbeurteilung und Therapiekontrolle des Knochenmineralgehaltes immer am selben QCT-Scanner durchgeführt werden.

## Schlüsselwörter

CT-Gerätevergleich – Knochenmineralgehalt – Osteodensitometrie – Osteoporose – Quantitative Computertomographie

## Quantitative determination of bone mineral content (QCT) – Inter-comparison of computer tomographs of the same construction

An intercomparison of 4 CT scanners of the same manufacturer was performed. The bone mineral content of 11 lumbar vertebral columns removed directly post mortem was determined in a specially constructed lucite-water phantom. Even devices of the same construction were shown to yield a variation in the quantitative evaluation markedly exceeding the annual physiological mineral loss. As long as scanner adjustment by physical calibration phantoms has not yet been established, a course assessment and therapy control of bone mineral content should always be carried out on the same QCT scanner.

## Key words

CT scanner comparison – Bone mineral content – Osteodensitometry – Osteoporosis – Quantitative computed tomography

## Einleitung

Seit längerer Zeit ist die quantitative Knochenmineralgehaltsbestimmung mittels CT im klinischen Einsatz und wurde ausführlich beschrieben (3, 4, 9, 10, 15, 21, 22, 30, 32, 36). Die praktische Bedeutung wird ebenso wie bei den anderen Methoden der Knochendensitometrie (DPA, DEXA, pQCT) durch fehlende Standards, unterschiedliche Meßorte und Rechenalgorithmen beeinträchtigt (20, 33, 39). Ziel dieser Untersuchung war es, die Vergleichbarkeit der Meßergebnisse baugleicher Scanner im praxisangenehmen Phantomversuch zu überprüfen.

## Material und Methode

Unter möglichst praxisgetreuen Voraussetzungen wurden zur quantitativen Knochenmineralgehaltsbestimmung 4 CT-Scanner miteinander verglichen (Typ Somatom, Siemens AG). Die Untersuchungsparameter der einzelnen Scanner sind in Tab. 1 dargestellt.

Computertomographisch untersucht wurden 11 unmittelbar postmortal entnommene Lendenwirbelsäulen. Bereits während der Sektion wurden Wirbelsäulen mit ossären Destruktionen wie z. B. Wirbelkörpermetastasen oder Plasmozytombefall ausgeschlossen. Die verbliebenen Wirbelsäulen wurden unter standardisierten Bedingungen konventionell in zwei Ebenen geröntgt. Dies diente dem weiteren Ausschluß ossärer Destruktionen, schwerer Wirbelkörperdeformitäten, Wirbelkörperfrakturen sowie starker degenerativer Veränderungen wie z. B. ausgeprägter, spangenbildender Spondylosis deformans und der Beurteilung eines gegebenenfalls vorhandenen Knochensubstanzverlustes vom osteopenischen Typ (Abb. 1).

Wirbelsäulen, die die oben genannten Bedingungen erfüllten, wurden in ein speziell angefertigtes Plexiglas-Wasserphantom mit einem Durchmesser von 20 cm eingebracht. Im Lumen des Plexiglas-Körpers befinden sich zwei Vorrichtungen, eine etwas ventral der Phantomlongitudinalachse gelegene zur Befestigung der LWS und eine etwas dorsal der Achse gelegene zur Befestigung eines standardisierten, von Kalender (27) entwickelten Referenzkörpers. Als homogenes Umgebungsmedium wurde das Phantom mit entionisiertem Wasser luftfrei gefüllt (Abb. 2). Bei organadhärenten Luftsinschlüssen z. B. im Canalis vertebralis oder der Vena basivertebralis wurde das Phantom erneut mit Wasser gefüllt. Um Lösungs- und Entmineralisie-

rungsprozesse zu vermeiden, wurde entionisiertes Wasser verwendet und eine einmal begonnene Messung binnen eines Tages an allen zu vergleichenden CT-Scannern durchgeführt.

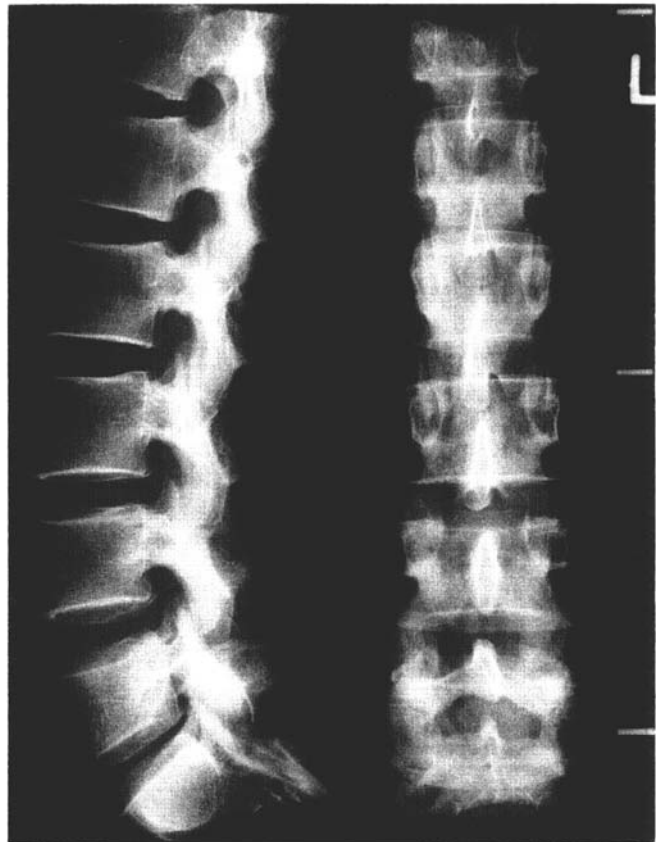
Zu Beginn jeder Messung wurde ein laterales Scanogramm der jeweiligen Wirbelsäule erstellt, anschließend die mitterverbrale Schicht (MVS: Schichtebene, die der Winkelhalbierenden zwischen der Grund- und Deckplatte des jeweiligen Corpus vertebrae entspricht) in dem zu messenden Lendenwirbelkörper 1–3 festgelegt. Anschließend wurden zwei weitere Schichten gleicher Schichtdicke und Scanebene bestimmt, welche sich um jeweils 50 % nach kranial und kaudal mit der mitterverbralen Schicht überlagern (Abb. 3 a u. b). Der Knochenmineralgehalt jeder Schicht wurde mit Hilfe der Zweienenergimethode (dual energy QCT, DEQCT) und der Einenergimethode (single energy QCT, SEQCT) bestimmt, für die SEQCT erfolgte die Auswertung für Röhrenspannung von 125 kV (kVHi) und 85 kV (kVLo). Für die quantitative Auswertung wurde ein implementiertes automatisches Konturfundungsprogramm für die selektive Erfassung von Spongiosa und Kortikalis benutzt (24, 26). Des weiteren erfolgte eine Dichtebestimmung der Spongiosa mittels definierter ROI im Standard-Abdomen-Mode, angegeben in Hounsfield-Einheiten (HE).

Um zufällige Fehler zu minimieren, erfolgte eine sorgfältige und immer gleiche Lagerung des Phantoms. Die Wahl der mitterverbralen Schicht im seitlichen Scanogramm sowie die Positionierung der ROI in der jeweiligen Scanebene wurde unter standardisierten Bedingungen immer vom selben Untersucher durchgeführt.

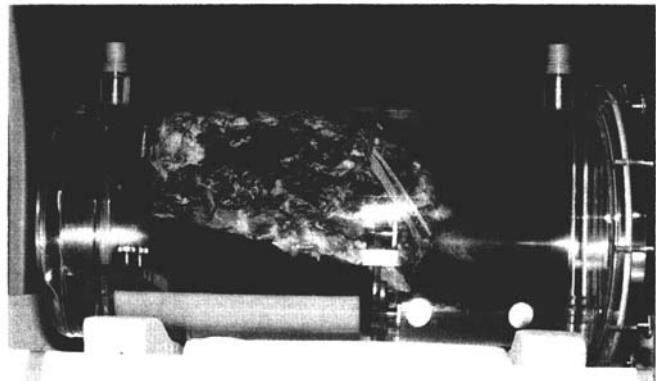
## Ergebnisse

Verglichen wurden 4 CT-Scanner eines Herstellers, gleicher Bauart und Software. Die Geräte verfügten über ein implementiertes Osteoauswerteprogramm, welches sowohl eine Auswertung im Dual-Energy-Mode als auch im Single-Energy-Mode ermöglichte. Alle Geräte besaßen ein automatisiertes Konturfundungsprogramm zur getrennten Evaluierung des kortikalen sowie spongiösen Knochenmineralgehaltes. Zusätzlich erfolgte eine Knochendichtebestimmung der Wirbelkörper-spongiosa mittels einer definierten ROI im Standard-Mode. Es ergaben sich bei drei sich überlappenden Schichten pro Wirbelkörper (LWK 1–LWK 3) und 11 Wirbelsäulen insgesamt 99 Schichten. Aus ihnen wurden die Mittelwerte für jeden Scanner gegeneinander aufgetragen.

Die Abb. 4 zeigt die Ergebnisse der 4 Scanner im Dual-Energy-Mode. Die höchste durchschnittliche Knochendichte ermittelte Scanner 1 mit 46,9 mg/ml gefolgt von Scanner 2 mit 46,1 mg/ml und Scanner 4 mit 45,9 mg/ml. Scanner 3 zeigt mit 40,9 mg/ml den deutlich



**Abb. 1** Röntgenbild eines Lendenwirbelsäulenpräparates. Regelrechte Darstellung von LWK 1–5, keine ossären Destruktionen.



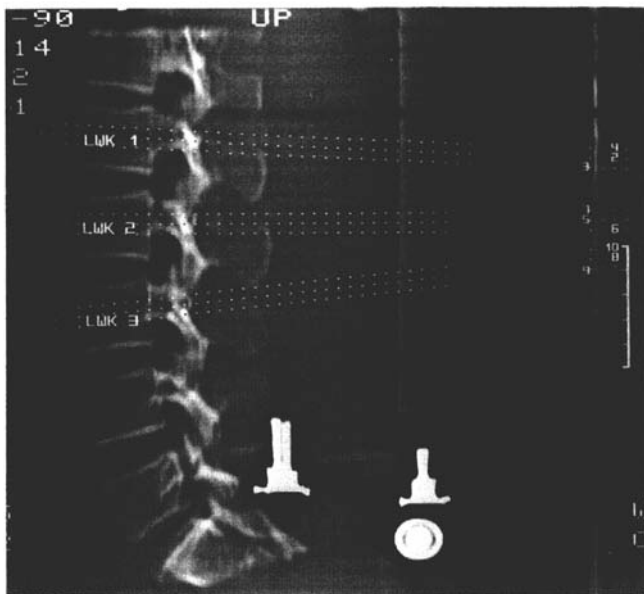
**Abb. 2** Plexiglas-Wasserphantom luftfrei mit entionisiertem Wasser gefüllt. Oben: direkt postmortal entnommenes LWS-Präparat. Unten: Kunststoffreferenzkörper.

Scanner	Dual/Single-Energy-Mode							Standard-Mode			
	SD	kV	MAS	t	P	K	ROI	SD	kV	MAS	ROI
1	8	125/85	640	7	720	2	A	8	125	310	2,0
2	8	125/85	640	7	720	2	A	8	125	310	2,0
3	8	125/85	410	5	720	1	A	8	125	310	2,0
4	8	125/85	410	5	720	1	A	8	125	310	2,0

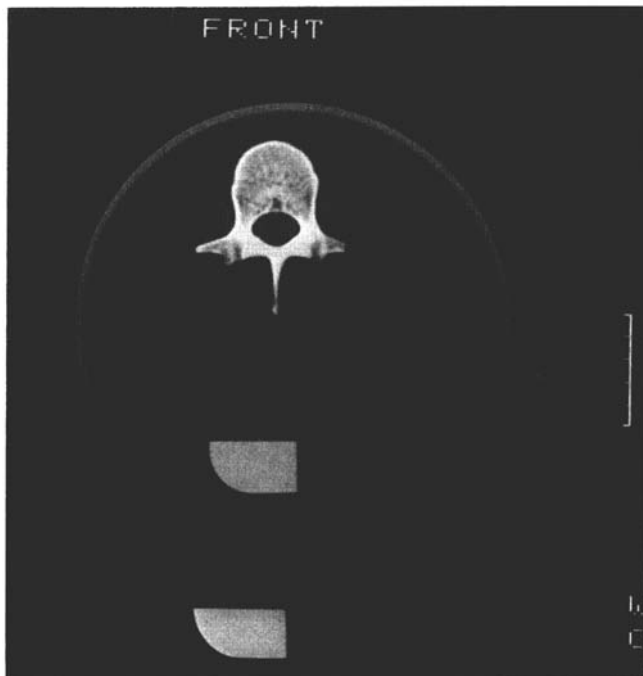
SD = Schichtdicke in Millimeter; t = Scanzeit in Sekunden; P = Projektionen; ROI = Region of Interest (Fläche angegeben in cm<sup>2</sup>); K = Kernel; A = automatisches Konturfundungsprogramm.

Scanner 1 und 2 = Siemens DRG; Scanner 3 und 4 = Siemens DRH

**Tab. 1** Technische Parameter der einzelnen CT-Scanner.



**Abb. 3a** Laterales Scanogramm der Lendenwirbelsäule im Wasserphantom. Darstellung der sich überlappenden Schichten in LWK 1–3.



**Abb. 3b** Axiales CT-Schnittbild: In der oben dargestellten mittvertebralen Schicht von LWK 1 kommt der Eintrittskanal der Vena basivertebralis zur Darstellung. Unten erkennt man zwei Kunststoffscheiben, einer im Plexiglas-Wasserphantom, einer in der Tischmatte.

niedrigsten Wert. Die größte prozentuale Abweichung fand sich mit 11 % somit zwischen Scanner 3 und Scanner 1, wobei die Scanner 1, 2 und 4 sich untereinander um 2,4 % in ihren Meßergebnissen unterschieden.

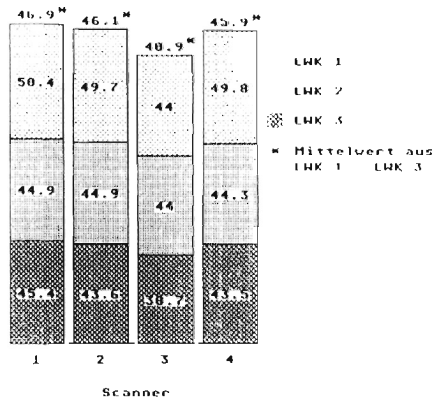
Im SEQCT findet sich ein abweichendes Scannerprofil, Scanner 1 und 2 messen bei dieser Auswertung deutlich niedrigere Werte als Scanner 3 und 4. Den höchsten durchschnittlichen KMG-Wert ermittelte Scanner 4 mit 69,3 mg/ml, den niedrigsten Scanner 2 mit 64,4 mg/ml (Abb. 5). Die maximale Schwankungsbreite der Scanner untereinander lag mit 7,1 % hier deutlich niedriger als in der DEQCT. Die in der SEQCT/85 kV ermittelten Werte liegen etwas unter den SEQCT/125-kV-Werten, wobei sich wiederum ein anderes Scannerprofil findet. Den höchsten durchschnittlichen KMG-Wert ermittelte Scanner 4 mit 66,1 mg/ml, den niedrigsten Scanner 2 mit 61,9 mg/ml (Abb. 6). Auch hier ist die maximale Abweichung der Scanner mit 7,2 % annähernd dieselbe wie im SEQCT/125 kV.

Bei den Dichtemessungen im Standard-Abdomen-Mode zeigt sich das gleiche Scannerprofil wie in der DEQCT, Scanner 3 ermittelt die niedrigsten Dichtewerte (Abb. 7). Die maximale prozentuale Abweichung unter Einschluß dieses Scanners liegt mit 15,8 % noch über der im DEQCT gefundenen. Die Schwankungsbreite der übrigen drei Scanner ist mit 1,1 % äußerst niedrig. Die Auswertung der drei QCT-Modi für jeden der 4 Scanner zeigt, daß unter SEQCT/125 kV der höchste Knochenmineralgehaltswert ermittelt wurde. Etwas niedriger lag der SEQCT / 85-kV-Wert, der in der DEQCT ermittelte Wert lag bei allen Geräten deutlich am niedrigsten (Abb. 8).

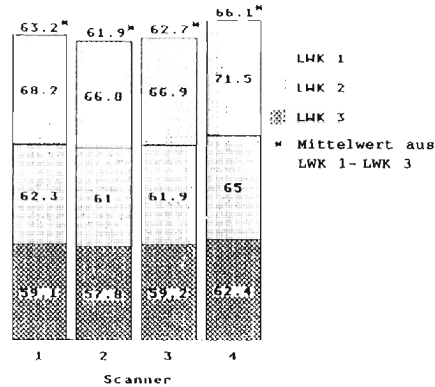
Überprüft wurde auch die Abhängigkeit zwischen den mit unterschiedlichen quantitativen Auswertelgorithmen bestimmten Knochenmineralgehaltswerten (mg/ml) und den im Standard-Abdomen-Mode ermittelten Dichtewerten (HE). In Abb. 9 wurden die Ergebnisse der drei quantitativen Auswertemodi gegen die Ergebnisse, die im Standard-Abdomen-Mode gefunden wurden, korreliert. Die größte Abhängigkeit findet sich zwischen SEQCT und Standard-Mode mit einem Korrelationskoeffizienten für SEQCT/125 kV von 0,9934 und SEQCT/85 kV von 0,9920. Im DEQCT ist der Korrelationskoeffizient mit 0,9742 etwas kleiner. Die größte Standardabweichung findet sich im DEQCT (8,14), die kleinste im SEQCT/125 kV (5,81).

## Diskussion

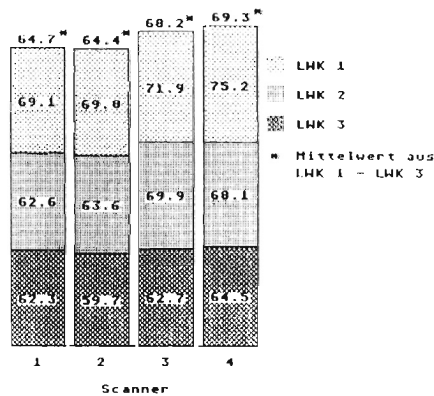
Die klinische Bedeutung der quantitativen Knochenmineralgehaltsbestimmung liegt insbesondere in der Früherkennung der Osteoporose, der Erkennung von Risikogruppen sowie in der Verlaufskontrolle einer Osteoporose zur Beurteilung der fortschreitenden Krankheit bzw. eines Therapieeffektes (5, 13, 15, 31, 35, 40). Die Zuordnung einer einzelnen Dichtebestimmung für die Beurteilung eines Knochenmineralgehaltsverlustes ist aufgrund einer hohen biologischen Varianz (12, 17, 22, 29) und unterschiedlich erstellter, nicht immer ortsentsprechender Referenzkollektive nur schwer möglich (9, 10, 11, 14, 16). Erst stärkere Mineral- und Strukturverluste erlauben die Einordnung in ein Krankheitsbild. Für die quantitative Beurteilung einer Demineralisation, hier vor allem bei peri- und postmenopausalen Frauen, ist eine osteodensitometrische Verlaufsmessung von größerer Bedeutung (9, 20, 35).



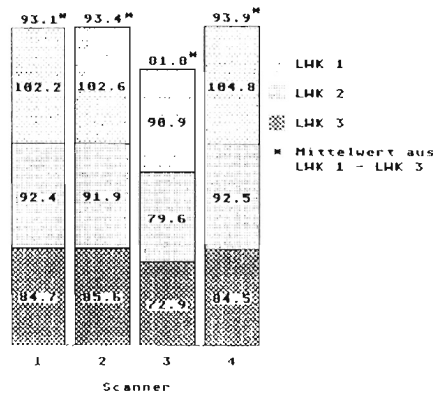
**Abb. 4** Durchschnittliche Knochenchichte (mg/ml) von 11 Lendenwirbelsäulen, gemessen im Dual-Energy-Mode an 4 Scannern.



**Abb. 6** Durchschnittliche Knochenchichte (mg/ml) von 11 Lendenwirbelsäulen, gemessen im Single-Energy-Mode/kVLo (85 kV) an 4 Scannern.



**Abb. 5** Durchschnittliche Knochenchichte (mg/ml) von 11 Lendenwirbelsäulen, gemessen im Single-Energy-Mode/kVHi (125 kV) an 4 Scannern.



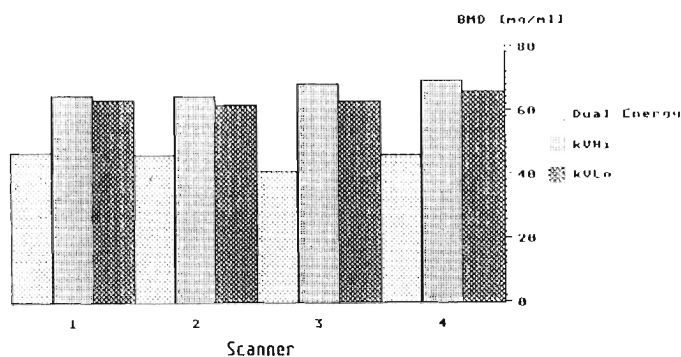
**Abb. 7** Durchschnittliche Knochenchichte (HE) von 11 Lendenwirbelsäulen, gemessen im Standard-Mode (125 kV) an 4 Scannern.

Da ein Knochenmineralgehaltsverlust von über 3–4 % pro Jahr mit einer Osteopenie korreliert ist, sollten CT-Scanner, die zur Messung verwendet werden, eine In-vivo-Reproduzierbarkeit von 1–2 % nicht überschreiten (9). Dies bedeutet, daß diese Schwankungsbreite auch bei Messungen an unterschiedlichen Scannern eingehalten werden sollte.

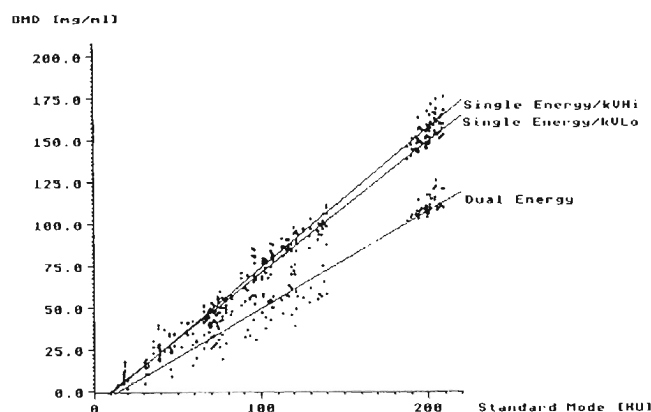
Für die DEQCT zeigte sich bei unserer Untersuchung, daß einer der Scanner um ca. 11 % niedriger mißt als die übrigen drei baugleichen Geräte. Ein Vergleich dieser Geräte untereinander ergibt mit 2,4 % eine deutlich niedrigere Schwankungsbreite. Diese Schwankungsbreite ist als durchaus niedrig anzusehen wenn man berücksichtigt, daß der Reproduzierbarkeitsfehler für DEQCT von Genant u. Mitarb. (16) und Kalender u. Mitarb. (21,22) mit bis 5 % in vivo angegeben wird. Im Standard-Abdomen-Mode findet sich die gleiche Tendenz im Scannerprofil, wiederum mißt ein Gerät um ca. 15 % niedriger. Die Schwankungsbreite der übrigen drei Geräte liegt mit 1,1 % nur unwesentlich höher als die von Felsenberg (9) ermittelte In-vivo-Reproduzierbarkeit eines Gerätes, welche bei 0,7 % liegt.

Sowohl im DEQCT-Mode als auch im Standard-Abdomen-Mode findet sich für einen CT-Scanner eine deutliche, systematische Verschiebung der Meßwerte. Die übrigen Scanner zeigen eine Schwankungsbreite, die für beide Modi unter dem zu erwartenden Reproduzierbarkeitsfehler liegt und damit untereinander

vergleichbar ist. Cann (6) findet ähnlich gute Ergebnisse bei einem Vergleich der Kurzzeitreproduzierbarkeit an verschiedenen Zentren, die an der Entwicklung der QCT beteiligt waren. Sowohl diese als auch unsere Ergebnisse sind sicherlich ein Ausdruck der ausgiebigen Maßnahmen der Fehlerminimierung während der Messungen (standardisierte Meßanordnung und Durchführung), die in der klinischen Routine nur schwer zu erreichen sind. Kalender (22) geht davon aus, daß mit erfahrenen Untersuchern unter standardisierten Bedingungen ein Gesamtfehler von 1–3 % zu erreichen ist. In der quantitativen Auswertung findet sich für die SE-Modes (125 und 85 kV) ein verändertes Scannerprofil. Bei der SEQCT/125-kV-Auswertung ist kein deutliches Abweichen eines Scanners zu erkennen, die größte Differenz zwischen den einzelnen Scannern liegt bei ca. 7 %. Bei der SEQCT/85-kV-Auswertung findet sich eine deutliche systematische Verschiebung der Meßwerte eines Scanners um ca. 7 %. Diese Geräte wiederum zeigen untereinander mit 2,2 % eine deutlich geringere Schwankung, die im Rahmen des zu erwartenden Reproduzierbarkeitsfehlers liegt, welcher bei Rosenthal u. Mitarb. (38) sowie Graves u. Mitarb. (19) mit 2–4 % angegeben wird. Eine ursächliche Kausalität für das unterschiedliche Scannerverhalten in den einzelnen Meßmodi, insbesondere für die deutliche systematische Abweichung eines Scanners im DEQCT-Mode und im Scanner-Abdomen-Mode nach unten sowie für die deutliche systematische Abweichung eines anderen Scanners im SEQCT/85-kV-Mode nach oben ohne systematisches Abweichen eines einzelnen Scanners im SEQCT/125-kV-



**Abb. 8** Durchschnittliche Knochendichte (BMD) von 11 Lendenwirbelsäulen, gemessen an 4 Scannern in mg/ml. Es wurden für jeden Scanner die drei quantitativen Auswertemodi (DEQCT, SEQCT/kVHi-125 kV, SEQCT/kVLo-85 kV) nebeneinander aufgetragen. Alle Scanner ermitteln in der DEQCT die niedrigsten und in der SEQCT/kVHi-125 kV die höchsten Knochendichtewerte.



**Abb. 9** Lineare Regression zwischen den drei quantitativen Auswertemodi und dem Standard-Abdomen-Mode: Auf der Ordinate wurde die Knochendichte (BMD) in mg/ml auf der Abszisse die dazugehörigen Dichtewerte im Standard-Abdomen-Mode in HU aufgetragen. Die größte Abhängigkeit findet sich zwischen Standard-Abdomen-Mode und SEQCT/125 kV, die niedrigste zwischen Standard-Abdomen-Mode und DEQCT.

Mode, konnte zur Zeit von uns nicht eruiert werden. Da jedoch prospektiv nicht vorhersehbar ist, welcher Scanner in welchem Mode eine Abweichung aufweist, ist ohne weitere Eichmessung ein direkter Vergleich der CT-Geräte z. Z. nicht möglich (1, 2, 8). Dieses Ergebnis resultiert aus den an 11 Wirbelsäulen bestimmten 99 Einzelwerten pro Scanner. Für die individuelle Betrachtung ergeben sich aufgrund des ausgeprägten Osteoporosegrades je nach Wirbelsäule andere Scannerprofile, die der zuvor erwähnten statistischen Auswertung nicht unbedingt entsprechen.

Bei der quantitativen Auswertung finden sich für alle 4 CT-Scanner im DEQCT-Mode im Vergleich zu den beiden SEQCT-Modes deutlich niedrigere KMG-Werte. Weiterhin liegt der KMG-Wert für SEQCT/125 kV etwas über dem SEQCT/85-kV-Wert. *Felsenberg* (9) findet bei der Erstellung von Referenzwerten für SEQCT und

DEQCT an 120 knochengesunden Patienten (60 Männer und 60 Frauen im Alter von 18–85 Jahren) ebenfalls niedrigere KMG-Werte für die DEQCT. Lediglich in der Altersgruppe von 80–89 Jahren nähern sich die Werte aneinander an. Dieses deckt sich mit den von uns gefundenen Ergebnissen. *Reinbold* u. Mitarb. (33) kamen zu einem gegenteiligen Ergebnis. Bei ihnen liegt der DEQCT-Wert bei beiden Gruppen von Frauen deutlich über dem SEQCT-Wert.

Bei unseren 11 LWS-Präparaten findet sich eine sehr große Abhängigkeit der im Standard-Abdomen-Mode bestimmten Dichtewerte in Hounsfield-Einheiten (HE) und den Hydroxylapatitwerten der drei QCT-Modi. Eine Korrelation von 0,99 fand sich für beide SEQCT-Modi, die Abhängigkeit der DEQCT-Werte von den HE-Werten lag mit 0,97 aufgrund des vermehrten Bildrauschens (25, 26) erwartungsgemäß etwas schlechter (Abb. 9). Diese guten Korrelationen sind insofern überraschend, da es sich bei unserem Untersuchungskollektiv um Lendenwirbelsäulen mit einem deutlich erniedrigten KMG-Wert und einer ausgeprägten Spongiosararefizierung handelte, so daß stärkere Einflüsse, wie z. B. durch das Absorptionsverhalten von Fett, zu erwarten wären.

Verlaufsmessungen bei der Knochenmineralgehaltsbestimmung kommen häufig zur Erfassung einer Typ-I-Osteoporose bei Frauen im peri- und postmenopausalen Alter zum Einsatz (21, 33, 34). In diesem Untersuchungskollektiv sollen osteoporosegefährdete Individuen, sogenannte "fast bone losers" frühzeitig erfaßt werden (3, 20). Für diese Fragestellung ist vorrangig eine hohe Reproduzierbarkeit der Messung und nicht eine absolute Genauigkeit erforderlich (18, 20, 22, 32, 37). Deshalb ist hier die SEQCT als Methode der Wahl anzusehen, da sie eine höhere Reproduzierbarkeit als die DEQCT bietet (7, 22) und für den Patienten weniger strahlenbelastend ist (23, 25). Die SEQCT mit ca. 80 kV Röhrenspannung und möglichst niedrigem mAs-Wert erscheint hier methodisch besonders geeignet (23).

Da bei dieser Patientengruppe mit noch relativ hoher Mineralisierung und homogenem Spongiosamuster außerdem kein allzu großer Fettfehler zu erwarten ist (24, 28, 31), erscheint uns die Durchführung solcher Verlaufsmessungen bei Fehlen eines quantitativen Auswerteprogramms mittels Dichtebestimmung der Spongiosa von Wirbelkörpern im Standard-Abdomen-Mode (HE) möglich. Durch sie wird eine ausreichende Abschätzung des KMG-Verlustes erreicht (3). Bei Verlaufsmessungen von Patienten mit seniler Osteoporose ist bei ausgeprägtem Fettfehler eine Überschätzung des KMG-Verlustes denkbar.

Ein Scannerabgleich mittels eines einheitlichen Hydroxylapatitphantoms ist zur Beurteilung der Meßergebnisse baugleicher Geräte jedoch unabdingbar (2).

## Literatur

- <sup>1</sup> Andresen, R., S. Radmer, D. Banzer, D. Felsenberg: Comparison of bone mineral measurement with different CT systems. Radiology, Scientific Program, RSNA (1991) 229
- <sup>2</sup> Andresen, R., S. Radmer, D. Banzer, D. Felsenberg: System comparison of various CT scanners for quantitative determination of bone mineral content with the aid of a standardized measuring phantom. Current Research in Osteoporosis and Bone Mineral Measurement II: Bath Conference (1992) 18–19
- <sup>3</sup> Banzer, D., D. Felsenberg: Computertomographische Knochenmineralgehaltsbestimmung zur quantitativen Osteoporosediagnostik. Orthopäde 18 (1989) 12–17
- <sup>4</sup> Banzer, D., U. Schneider, O.-H. Wegener, H. Oeser, O. Pleul: Quantitative Mineralsalzbestimmung im Wirbelkörper mittels CT. Fortschr. Röntgenstr. 130 (1979) 77–80
- <sup>5</sup> Cann, C. E., H. K. Genant: Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography. J. Comput. Assist. Tomogr. 4 (1980) 493–500
- <sup>6</sup> Cann, C. E., H. K. Genant: Cross-sectional studies of vertebral mineral using quantitative computed tomography. J. Comput. Assist. Tomogr. 6 (1982) 216–217
- <sup>7</sup> Cann, C. E., H. K. Genant: Single versus dual-energy CT for vertebral mineral quantification. J. Comput. Assist. Tomogr. 7 (1983) 551
- <sup>8</sup> Cann, C. E.: Quantitative computed tomography for bone mineral analysis: technical considerations. In: Genant, H. K. (ed.): Osteoporosis update 1987. Radiology Research and Education Foundation, University of California, San Francisco 1987
- <sup>9</sup> Felsenberg, D.: Quantitative Knochenmineralgehaltsbestimmung mit der Zwei-Spektren-Computertomographie. Radiologe 28 (1988) 166–172
- <sup>10</sup> Felsenberg, D., W. A. Kalender, D. Banzer, G. Schmilinsky, M. Heyse, F. Fischer, U. Schneider: Quantitative computertomographische Knochenmineralgehaltsbestimmung. Fortschr. Röntgenstr. 148 (1988) 431–436
- <sup>11</sup> Felsenberg, D., W. A. Kalender, E. Fischer, S. Kimmel, U. Schneider, D. Banzer: Quantitative Mineralsalzbestimmung mit dual energy im CT – Normalkollektiv und Standardmeßparameter. Zbl. Radiol. 134 (1987) 259
- <sup>12</sup> Firooznia, H., C. Golimbu, M. Rafii, M. S. Schwartz: Rate of spinal trabecular bone loss in normal perimenopausal women: CT measurement. Radiology 161 (1986) 735–738
- <sup>13</sup> Genant, H. K., J. Block, P. Steiger, C. C. Glüer: Quantitative computed tomography in the assessment of osteoporosis. In: Genant, H. K. (ed.): Osteoporosis update 1987. University of California Press, Berkeley (1987) 49–73
- <sup>14</sup> Genant, H. K., D. Boyd: Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. Invest. Radiol. 12 (1977) 545–551
- <sup>15</sup> Genant, H. K., C. E. Cann, B. Ettinger, G. S. Gordan, F. O. Kolb, U. Reiser, C. D. Arnaud: Quantitative computed tomography for spinal mineral assessment: Current status. J. Comput. Assist. Tomogr. 9 (1985) 602–604
- <sup>16</sup> Genant, H. K., C. E. Cann, B. Ettinger, G. S. Gordan: Quantitative computed tomography of vertebral spongiosa: a sensitive method for detecting early bone loss after oophorectomy. Ann. Intern. Med. 97 (1982) 699–705
- <sup>17</sup> Genant, H. K., C. E. Cann, R. S. Pozzi-Mucelli, A. S. Kanter: Vertebral mineral determination by quantitative CT. Clinical feasibility and normative data. J. Comput. Assist. Tomogr. 7 (1983) 554
- <sup>18</sup> Glüer, C. C., U. J. Reiser, C. A. Davis, B. K. Rutt, H. K. Genant: Vertebral mineral determination by quantitative computed tomography (QCT): accuracy of single and dual energy measurements. J. Comput. Assist. Tomogr. 12 (1988) 242–258
- <sup>19</sup> Graves, V. B., R. Wimmer: Long-term reproducibility of quantitative computed tomography vertebral mineral measurement. CT 9 (1985) 73
- <sup>20</sup> Heuck, A., C. Ch. Glüer, P. Steiger, J. Block, H. Genant: Knochendichtemessungen in der Osteoporosediagnostik. Röntgenpraxis 42 (1989) 155–165
- <sup>21</sup> Kalender, W. A.: Stand der Entwicklung und klinischen Anwendung der Zwei-Spektren-CT. Röntgenpraxis 42 (1989) 50–57
- <sup>22</sup> Kalender, W. A.: Neue Entwicklungen in der Knochendichtemessung mit quantitativer Computertomographie (QCT). Radiologe 28 (1988) 173–178
- <sup>23</sup> Kalender, W. A.: Effective dose values in bone mineral measurements by photon absorptiometry and computed tomography. Osteoporosis Int., Vol. 2 (1992) 82–87
- <sup>24</sup> Kalender, W. A., E. Klotz, H. Brestowsky: Automatische Auswertung von CT-Bildern in der Diagnose der Osteoporose. Electro-Medica 57 (1989) 20–24
- <sup>25</sup> Kalender, W. A., W. Bautz, D. Felsenberg, C. Süß, E. Klotz: Materialelektive Bildgebung und Dichtemessung mit der Zwei-Spektren-Methode. I. Grundlagen und Methodik. Digit. Bilddiag. 7 (1987) 66–72
- <sup>26</sup> Kalender, W. A., D. Felsenberg, C. Süß: Materialelektive Bildgebung und Dichtemessung mit der Zwei-Spektren-Methode. III. Knochenmineralbestimmung mit CT an der Wirbelsäule. Digit. Bilddiag. 7 (1987) 170–176
- <sup>27</sup> Kalender, W. A., C. Süß: A new calibration phantom for quantitative computed tomography. Med. Phys. 14 (1987) 863–865
- <sup>28</sup> Laval-Jeantet, A. M., B. Roger, S. Bouysse, C. Bergot, R. B. Mazess: Influence of vertebral fat content on quantitative CT density. Radiology 159 (1986) 463–466
- <sup>29</sup> Mazess, R. B.: Errors in measuring trabecular bone by computed tomography due to marrow and bone composition. Calcif. Tissue Int. 35 (1983) 148–152
- <sup>30</sup> Montag, M., P. E. Peters: Computertomographische Mineralsalzbestimmung am Lendenwirbelkörper. Röntgenstrahlen 58 (1987) 14–17
- <sup>31</sup> Pacifici, R., R. C. Rupich, L. V. Avioli: Vertebral cordical bone mass measurement by a new qualitative computer tomography method: correlations with vertebral trabecular bone measurements. Calcif. Tissue Int. 47 (1990) 215–220
- <sup>32</sup> Reinbold, W. D., C. P. Adler, W. A. Kalender, R. Lente: Accuracy of vertebral mineral determination by dual-energy quantitative computed tomography. Skelet. Radiol. 20 (1991) 25–29
- <sup>33</sup> Reinbold, W. D., H. K. Genant, E. Dinkel: Vergleichende Knochendichtemessungen bei gesunden Frauen und Frauen mit Osteoporose. Radiologe 28 (1988) 153–160
- <sup>34</sup> Reinbold, W. D., H. K. Genant, U. J. Reiser, S. T. Harris, B. Ettinger: Bone mineral content in early-postmenopausal and postmenopausal osteoporotic women: Comparison of measurement methods. Radiology 160 (1986) 469–478
- <sup>35</sup> Reuther, G., M. Dören, M. Montag, P. E. Peters, H. P. G. Schneider: Aussagefähigkeit der Osteodensitometrie in der Osteoporose-Diagnostik. Dtsch. Ärztebl. 88 (1991) 2708–2711
- <sup>36</sup> Ringe, J.-D., H. W. Wahner: Früherkennung der Osteoporose: Heutiger Stand der nicht-invasiven Meßmethoden des Knochenmineralgehaltes. Dtsch. Med. Wschr. 24 (1986) 954–958
- <sup>37</sup> Rohloff, R., H. Hitzler, W. Arndt, K. W. Frey, J. Lissner: Experimentelle Untersuchungen zur Genauigkeit der Mineralgehaltsbestimmung spongioser Knochen mit Hilfe der quantitativen CT (Einenergiemessung). Fortschr. Röntgenstr. 143 (1985) 692–697
- <sup>38</sup> Rosenthal, D. I., M. A. Gannott, G. Wyshak: Quantitative computed tomography for spinal density measurements: Factors affecting precision. Invest. Radiol. 20 (1985) 306–310
- <sup>39</sup> Schmidtchen, M., J. R. Mellmann: Knochendichtemessung bei Osteoporose. MTA 10 (1991) 1029–1037
- <sup>40</sup> Wasnich, R. D., J. M. Vogel, K. Yano, P. D. Ross: Osteoporosis among Hawaii Japanese: a review of the major findings of the Kuakini osteoporosis study. Hawaii Med. J. 44 (1985) 309

Dr. R. Andresen

Knobelsdorffstraße 11 a, 14059 Berlin