

Journal für  
**Mineralstoffwechsel**

Zeitschrift für Knochen- und Gelenkerkrankungen

Orthopädie • Osteologie • Rheumatologie

**Quantitative Computertomographie**

**(QCT)**

Krestan C, Gruber M

*Journal für Mineralstoffwechsel &  
Muskuloskelettale Erkrankungen*

2013; 20 (2), 59-65

**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

# Quantitative Computertomographie (QCT)

C. Krestan<sup>1</sup>, M. Gruber<sup>2</sup>

**Kurzfassung:** Die zentrale quantitative Computertomographie ist ein etabliertes Verfahren zur Knochendichtemessung. Die QCT kann an zentralen und peripheren Messorten durchgeführt werden, wobei die wichtigste zentrale Messregion die Lendenwirbelsäule ist. Die QCT unterscheidet sich von der DXA durch eine 3-dimensionale Messung im Vergleich zur 2-dimensionalen DXA-Untersuchung.

Die T-Score-Definition der Osteoporose sollte nicht anhand von QCT-Untersuchungen verwendet werden, da ein Schwellwert von -2,5 zu einer deutlich höheren Prävalenz osteoporotischer Individuen führen würde. Stattdessen wurden Absolutwerte der Knochenmineraldichte für QCT vorgeschlagen. Die Bestimmung der Knochenmineraldichte aus Routine-CT-Untersuchungen stellt einen neuen Trend in der Osteoporosediagnostik dar.

Neben der reinen Knochenmineraldichte ist die periphere QCT – und insbesondere die HR-

(„high-resolution“) pQCT – in der Lage, Parameter über die trabekuläre und kortikale Knochenqualität zu bestimmen. Die Untersuchungspräzision ist für periphere QCT-Verfahren größer als für zentrale Messorte, was für Verlaufskontrollen relevant ist.

**Schlüsselwörter:** QCT (quantitative Computertomographie), zentrale und periphere QCT, HR-pQCT, trabekuläre und kortikale Knochenmineraldichte

**Abstract: QCT.** Central quantitative computed tomography is an established tool to determine bone mineral density. QCT can be applied to central and peripheral sites. The most common central site is the lumbar spine. QCT is a 3-dimensional measurement, whereas DXA is a 2-dimensional investigation.

The T-score system for the definition of osteoporosis cannot be applied for QCT, as the threshold of -2.5 would lead to a much higher prevalence of osteoporotic individuals. Instead for QCT absolute values of bone mineral density are suggested. The quantification of bone mineral density from routine clinical CTs is a new trend in the diagnosis of osteoporosis.

Besides the measurement of true bone mineral density, pQCT – and especially HR-pQCT – is able to measure parameters of trabecular and cortical bone quality. The precision is higher for peripheral QCT compared to central QCT, which is relevant for longitudinal follow-up of bone mineral density. **J Miner Stoffwechs 2013; 20 (2): 59–65.**

**Key words:** QCT (quantitative computed tomography), central and peripheral QCT, HR-pQCT, trabecular and cortical bone mineral density

## ■ Einleitung

Die zentrale quantitative Computertomographie ist ein etabliertes Verfahren zur Knochendichtemessung. Die Computertomographie ist ein Schnittbildverfahren, welches auf Schwächungswerten gemessen in Hounsfield-Einheiten (HU) basiert [1]. Dabei werden die gemessenen Schwächungskoeffizienten des Gewebes mit dem von Wasser (= 0 HU) in Beziehung gesetzt. Dies geschieht nach folgender Gleichung:  $HU = 1000 \times (\mu T - \mu W) / \mu W$  ( $\mu W$  = linearer Abschwächungskoeffizient von Wasser,  $\mu T$  = linearer Abschwächungskoeffizient von Gewebe).

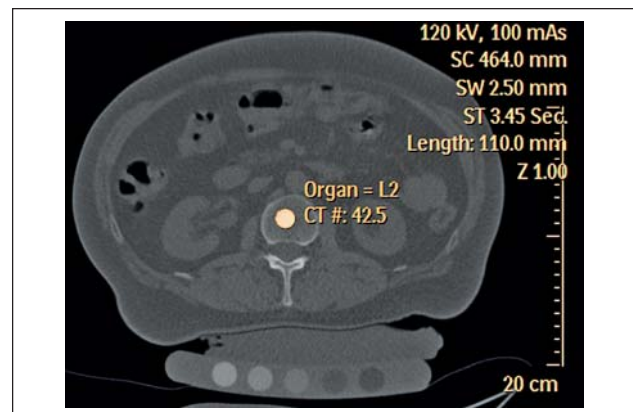
Bei der quantitativen Computertomographie werden kommerzielle CT-Scanner zur Messung der Knochenmineraldichte eingesetzt. Bei jeder Messung wird zur internen Kalibrierung ein Knochenmineraldichtephantom mitgescannt [2]. Dieses Phantom wird bei der Berechnung und Auswertung der gemessenen Dichtewerte benötigt, um einen möglichen geräteabhängigen Drift zu korrigieren.

Die quantitative Computertomographie (QCT) ist neben der Dual X-Ray Absorptiometry (DXA) eine Standardmethode in der Osteodensitometrie. Die Knochenmineraldichtemessung mittels QCT kann an zentralen und peripheren Messorten durchgeführt werden. Die wichtigste zentrale Messregion ist die Lendenwirbelsäule (Abb. 1, 2; Tab. 1), gefolgt vom proximalen Femur. Zu den peripheren Messorten gehört der Radius und in seltenen Fällen die Tibia. Für QCT-Messungen an peripheren

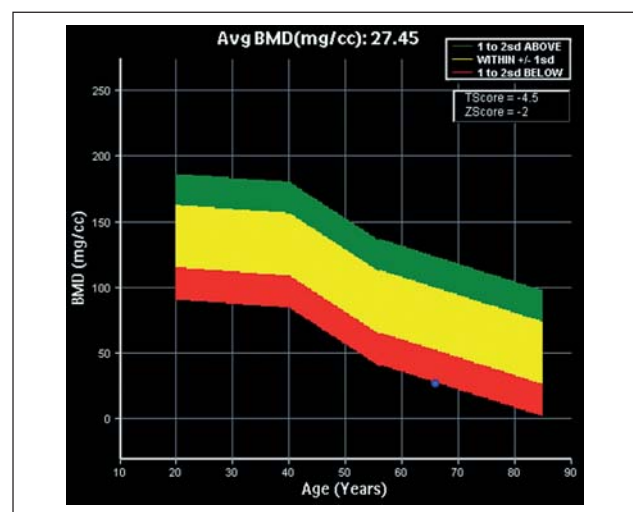
Eingelangt am 8. März 2013; angenommen am 1. April 2013

Aus der <sup>1</sup>Abteilung für Allgemeine und Kinderradiologie und der <sup>2</sup>Abteilung für Neuroradiologie und muskuloskeletale Radiologie, Universitätsklinik für Radiologie und Nuklearmedizin, Medizinische Universität Wien

**Korrespondenzadresse:** Priv.-Doz. Dr. Christian Krestan; Abteilung für Allgemeine und Kinderradiologie, Universitätsklinik für Radiologie und Nuklearmedizin, Medizinische Universität Wien, A-1090 Wien, Währinger Gürtel 18–20; E-Mail: christian.krestan@meduniwien.ac.at



**Abbildung 1:** QCT-Messung an der LWS bei einer 67-jährigen Patientin; ROI in LWK 2 (trabekulär).



**Abbildung 2:** Die Interpretation der Messwerte an der LWS zeigt eine deutlich unter der Altersnorm befindliche Knochenmineraldichte an der LWS mit einem deutlich erhöhten Frakturrisiko.

**Tabelle 1:** Die Messwerte bei der Patientin aus Abbildung 1 ergeben eine mittlere trabekuläre Knochenmineraldichte (BMD) an der LWS (L2–4) von 27 mg/cm<sup>3</sup>.

LWS	BMD	T-Score	Z-Score
L2	33,6	-4,3	-1,8
L3	17,1	-5	-2,5
L4	31,6	-4,4	-1,9
Durchschnitt	27,4	-4,5	-2

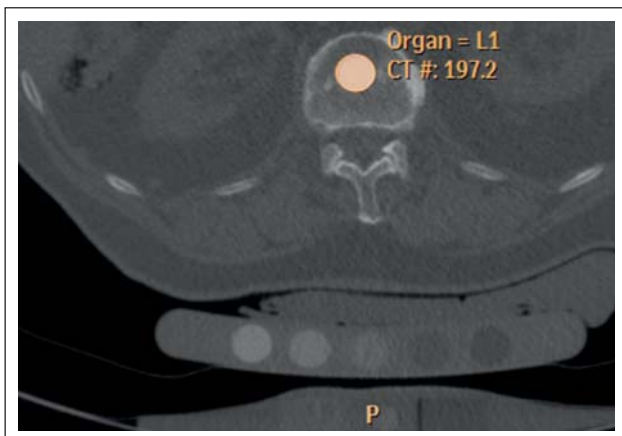
**Tabelle 2:** Messwerte des Patienten aus Abbildung 3

LWS	BMD	T-Score	Z-Score
L1	136,7	-0,4	2,4
L2	37,2	-4,3	-1,5
L3	50,8	-3,8	-1
L4	48,7	-3,9	-1,1
Durchschnitt	68,4	-3,1	-0,3

Messorten (pQCT), insbesondere am distalen Unterarm, wurden kompakte CT-Scanner entwickelt.

Die QCT unterscheidet sich von der DXA durch eine 3-dimensionale Messung im Vergleich zur 2-dimensionalen DXA-Untersuchung. Demzufolge wird die Knochenmineraldichte bei der QCT in mg/cm<sup>3</sup> und bei der DXA in mg/cm<sup>2</sup> angegeben [3]. Bestimmungen der Knochenmineraldichte mit DXA haben zudem den Nachteil, dass die ermittelte Flächendichte von der Körpergröße bzw. Körpermasse abhängt. Asthenische Patienten weisen demnach eine geringere Flächendichte als normal große Personen auf, was eine Überschätzung des Frakturrisikos bewirkt [4]. Ein weiterer technischer Vorteil der QCT an der Wirbelsäule ist die Tatsache, dass arthrotische Veränderungen die trabekuläre Knochenmineraldichte an der LWS nicht beeinflussen, während die Messwerte mittels DXA fälschlich erhöht werden [5] (Abb. 3–5; Tab. 2, 3).

Die Bedeutung der QCT hat trotz der technischen Vorteile durch die flächenhafte Verbreitung der DXA-Geräte sowie deren Innovationen (Erhöhung der Scangeschwindigkeit, laterale Aufnahmen zur Frakturbestimmung an der BWS und LWS) in der vergangenen Dekade abgenommen. Trotz der technischen Vorteile der QCT wird das DXA-Verfahren weit häufiger eingesetzt, sicher auch aufgrund der vernachlässigbaren Strahlen-



**Abbildung 3:** 73-jähriger Patient mit mittlerer Knochenmineraldichte an der LWS (QCT) von 68 mg/cm<sup>3</sup> entsprechend einem erhöhten Frakturrisiko.

**Tabelle 3:** Ergebnisse zu Abbildung 4

Region	Area (cm <sup>2</sup> )	BMC (g)	BMD (g/cm <sup>2</sup> )	T-Score	PR	Z-Score	AM
L1	19,61	25,57	1,304	2,7	129	3,6	143
L2	16,00	21,13	1,321	2,1	121	3,1	134
L3	18,89	24,92	1,319	2,0	120	3,0	133
L4	28,76	44,56	1,549	3,7	135	4,7	150
Total	83,25	116,18	1,395	2,8	128	3,8	142

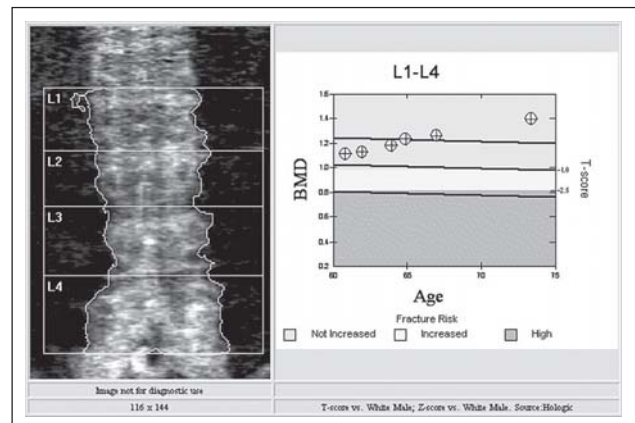
BMC: „bone mineral content“; BMD: „bone mineral density“; PR: „peak reference“; AM: „age-matched“

belastung. Referenzkollektive für weiße Frauen existieren nicht für alle Scanner, Referenzkollektive für Männer oder andere Rassen sind – wenn überhaupt – nur vereinzelt vorhanden. Die meisten klinischen Studien wurden mit der DXA durchgeführt. Deshalb ist DXA vor einer medikamentösen Osteoporosebehandlung empfohlen [6]. Für pQCT sind zwar integrierte Auswerteprotokolle vorhanden, aber die zentralen Messorte LWS und proximaler Femur haben im Vergleich zu peripheren Methoden eine größere Bedeutung für die Frakturrisikoabschätzung und die Therapiekontrolle.

Die Bestimmung der Knochenmineraldichte am proximalen Femur ist erst durch die 3D-QCT mit modernen Multidetektorscannern ermöglicht worden. Die 2D-QCT an der Hüfte mit älteren Scannern war aufgrund der niedrigen Präzision nicht möglich. Neben der Knochenmineraldichte spielt zunehmend auch die Bestimmung der Knochenqualität (Geometrie/Texturanalyse) eine Rolle [7].

### ■ Untersuchungsprotokoll der quantitativen Computertomographie an der LWS

Der Patient wird in Rückenlage am CT-Tisch positioniert. Das Kalibrationsphantom ist entweder im Untersuchungstisch integriert oder wird unter den Patienten gelegt. Zur Reduktion der LWS-Lordose wird eine Rolle unter die Kniekehlen gelegt. Anschließend wird ein laterales Topogramm von Th12–S1 durchgeführt. Anhand des lateralen Topogramms werden mitterverbrale Schichten mittels „Step and shoot“-Technik, z. B. 4 × 2,5 mm

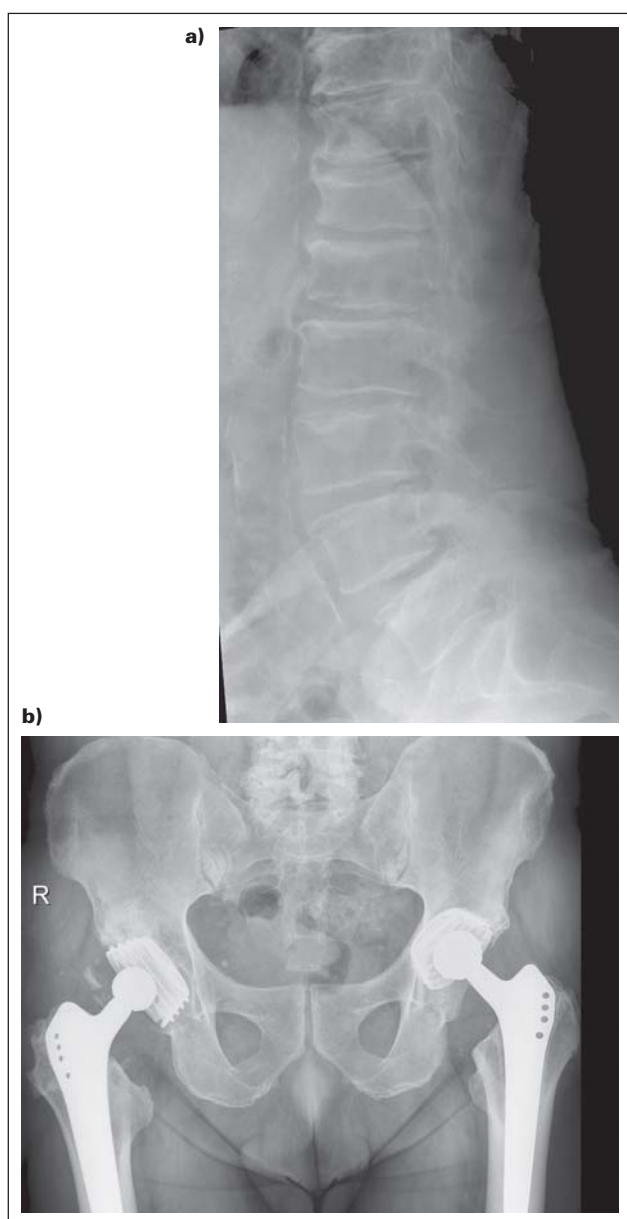


**Abbildung 4:** DXA an der LWS (Patient aus Abbildung 3). Es zeigt sich eine deutlich über der Altersnorm erhöhte Knochenmineraldichte mit ansteigendem T-Score im longitudinalen Verlauf ohne Osteoporosetherapie. Dies ist durch progrediente degenerative Veränderungen verursacht, somit sind die DXA-Werte an der LWS unbrauchbar.

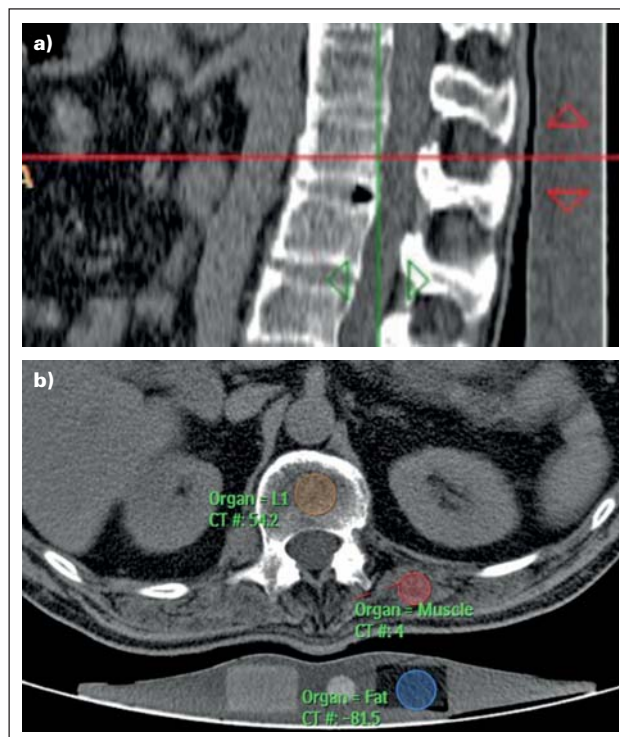
Kollimation, durchgeführt. Die üblicherweise verwendeten Scanparameter sind 70 kV und 140 mAs. Die axialen Schichten sind normal auf die Wirbelsäulenachse zu legen. In der Regel werden 3 Wirbelkörper gemessen (L1–L3). Alternativ zur sequenziellen QCT an der LWS kann mit modernen Multidetektorgeräten eine Volumen-CT der LWS durchgeführt werden (z. B. L1–L3) [8]. Voraussetzung für Volumen-CT-Untersuchungen sind nahezu isotrope Voxelgrößen, welche aber seit Jahren bei modernen MDCT-Scannern Standard sind [9].

### ■ Auswertung der QCT-Daten an der LWS

Die axial generierten Schichten werden im hochauflösenden Knochenkernel rekonstruiert und danach wird mittels automatischer oder semiautomatischer Software die trabekuläre, kor-



**Abbildung 5:** (a, b) Ausgeprägte Spondylitis deformans und multisegmentale Osteochondrosen sowie ausgeprägte Aortensklerose des Patienten aus Abbildung 3. Gleichzeitig besteht bei diesem Patienten ein z. n. bilateraler Hüft-TEP. Somit ist die QCT an der LWS die einzige Möglichkeit einer zentralen Knochendichtebestimmung bei diesem Patienten.



**Abbildung 6:** (a, b) Volumetrische QCT (Multidetektor, Single-Energy-CT) an der LWS mit gleichzeitiger Fettkorrektur und Referenzphantom mit Knochen/Muskel- und Fettäquivalent.

tikale oder integrale Knochenmineraldichte berechnet. Die Automatisierung soll den Bedienerinfluss reduzieren und die Reproduzierbarkeit erhöhen. Bei Fehlern der automatischen Auswertung kann an der CT-Workstation eine manuelle Korrektur durch den Radiologietechnologen erfolgen. Das Festkörperkalibrierungsphantom besteht aus definierten Hydroxylapatit-äquivalenten [10]. Die Berechnung der Knochenmineraldichte erfolgt im Vergleich zu den definierten Hydroxylapatit-äquivalenten. Trabekulärer Knochen hat die höchste metabolische Aktivität, Veränderungen der Knochenmineraldichte sind am trabekulären Knochen deshalb früher messbar. Die relative Robustheit der QCT-Messungen an der LWS gegenüber degenerativen Veränderungen bzw. Überlagerungen (z. B. Aortensklerose) ermöglicht eine objektive Bestimmung der trabekulären Knochenmineraldichte [9, 11]. Der Nachteil der Volumendarstellung (3D-QCT) ist die deutlich höhere Strahlenexposition im Vergleich zur sequenziellen 2D-QCT. Die Volumendarstellung soll den Einfluss der Orientierung entlang der z-Achse reduzieren (Abb. 6).

### ■ Interpretation der QCT-Daten

Die Messwerte werden in mg Hydroxylapatit-äquivalent/ml pro Wirbelkörper angegeben. Zusätzlich wird die gemittelte Knochenmineraldichte über 3 Wirbelkörper angeführt, ebenso T- und Z-Scores im Vergleich zu normativen Daten. Das Prinzip des T- und Z-Scores wird sowohl für die DXA als auch für die QCT verwendet. Der T-Score beschreibt die Abweichung der gemessenen Knochenmineraldichte („bone mineral density“ [BMD]) von der maximal erreichbaren Knochenmineraldichte bei jungen, gesunden Erwachsenen gemessen in Standardabweichungen (SD);  $T = (BMD - BMD_{max.}) / SD_{max.}$  Die WHO

definiert die Osteoporose als einen T-Score von  $< -2,5$  SD, der allerdings bei verschiedenen Scantechniken (DXA, QCT) und unterschiedlichen Messorten zu unterschiedlichen Ergebnissen führt. Diagnostische Diskrepanzen sind eine wesentliche Limitation des T-Score-Systems bei der Definition der Osteoporose [12]. Die WHO-Definition der Osteoporose bezieht sich nur auf die DXA an der LWS und nicht auf die QCT [13]. Die Limitierung der WHO-Definition hat zur Entwicklung des FRAX<sup>®</sup> („Fracture Risk Assessment Tool“) geführt. Es ist ein Rechenprogramm, das von der University of Sheffield entwickelt wurde, um das Frakturrisiko von Patienten zu evaluieren. Es basiert auf individuellen Patienten-Modellen, welche Risiken miteinander beiziehen, die sich einerseits aus klinischen Risikofaktoren und andererseits aus der Knochenmineraldichte am Schenkelhals (DXA) ergeben [14]. Die Algorithmen des FRAX<sup>®</sup> errechnen die 10-Jahres-Wahrscheinlichkeit einer Fraktur. Das Resultat ergibt die 10-Jahres-Wahrscheinlichkeit einer Hüftfraktur sowie die 10-Jahres-Wahrscheinlichkeit irgendeiner der folgenden wichtigen osteoporotischen Frakturen: klinische Wirbelfraktur, distale Unterarmfraktur, Hüft- oder proximale Humerusfraktur.

Querschnittsstudien zeigten, dass die QCT an der LWS frakturierte von nicht frakturierten Individuen besser als die DXA unterscheiden kann [15, 16]. Dies wurde auch in einer Studie an Männern mit DISH-Syndrom nachgewiesen [17].

Ein großer Nachteil der QCT ist die limitierte Anzahl longitudinaler Studien bezüglich der Vorhersagekraft von osteoporotischen Frakturen. Zudem sollten T-Scores von QCT-Untersuchungen nicht zur Definition der Osteoporose verwendet werden, da ein Schwellwert von  $-2,5$  zu einer deutlich höheren Prävalenz osteoporotischer Individuen führen würde. Stattdessen wurden Absolutwerte der Knochenmineraldichte für QCT vorgeschlagen. Eine Knochenmineraldichte von  $80\text{--}110\text{ mg/cm}^3$  entspricht einer geringfügigen Erhöhung des Frakturrisikos, eine Knochenmineraldichte von  $50\text{--}80\text{ mg/cm}^3$  einem mäßig erhöhten Frakturrisiko und eine Knochenmineraldichte von  $< 50\text{ mg/cm}^3$  einem deutlich erhöhten Frakturrisiko [18].

## ■ Klinische Anwendung der axialen QCT

Wie in der Einleitung erwähnt, hat die klinische Bedeutung der axialen QCT in den vergangenen Jahren rapide abgenommen. Indikationen für die axiale QCT sind Patienten mit ausgeprägten degenerativen oder postoperativen Wirbelsäulenveränderungen oder z. B. ausgeprägter Aortensklerose. Auch für Patienten mit ausgeprägter Spondylarthrose der Lendenwirbelsäule und z. B. bilateraler Hüftendoprothese ist die QCT der LWS oft die einzige Möglichkeit, eine suffiziente Messung der Knochenmineraldichte durchzuführen [19]. Bei älteren Individuen steigt der Anteil des Fettgehaltes im Knochen und kann zu einer fälschlichen Erniedrigung der Knochenmineraldichtewerte führen. Der Fehler wird mit  $10\text{--}30\%$  angegeben [20]. Analog zur Dual-Energy-X-Ray-Absorptiometrie (DXA) ist es mit einer Dual-Energy-Computertomographie möglich, diesen Fettfehler zu eliminieren. Diese Möglichkeit wurde bereits – Jahre bevor klinische Dual-Energy-CT-Scanner breit verfügbar geworden sind – publiziert [21–23]. Dennoch hat sich aus klinisch-praktischen Gründen und der limitierten Verfügbarkeit dieser Scanner diese Methode zur Bestimmung der Knochenmineraldichte nicht zuletzt wegen der Tatsache, dass sich

ein Teil des Fettfehlers durch CT-Scanner-spezifische Korrekturen eliminieren lässt, nicht durchgesetzt [24].

Ein relativer Nachteil der QCT ist die deutlich höhere Strahlendosis im Vergleich zur DXA ( $20\text{ }\mu\text{Sv}$  für DXA,  $60\text{ }\mu\text{Sv}$  für die 2D-QCT und bis  $2\text{ mSv}$  für die 3D-Volumen-QCT), die allerdings bei älteren Individuen weniger ins Gewicht fällt [25].

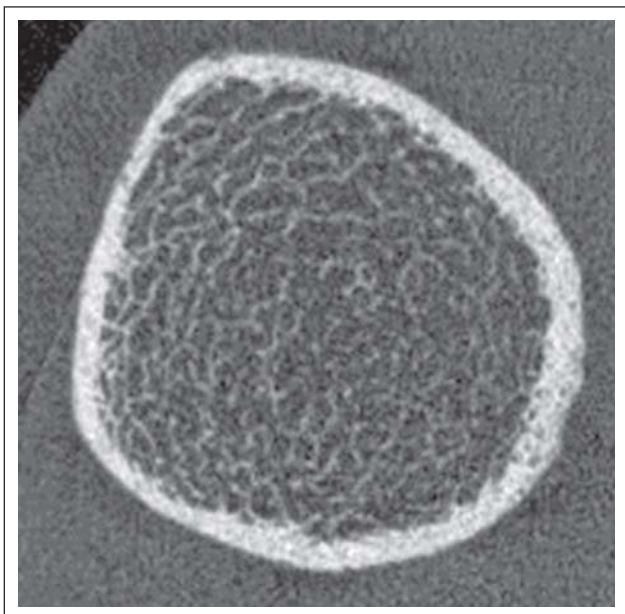
## ■ Knochenmineraldichtebestimmung aus Routine-CT-Untersuchungen

Die Anzahl der jährlichen MDCT-Untersuchungen ist seit Jahren kontinuierlich ansteigend [26]. Lumbale Wirbelkörper sowie die Schenkelhalsregion sind im Scanvolumen von abdominalen MDCT-Untersuchungen enthalten. Es bestehen enge Korrelationen zwischen sequenziellen QCT-Scans der LWS und Spiral-CT-Untersuchungen [27]. Mithilfe von Kalibrierungsphantomen, die routinemäßig mitgescannt werden, kann die Knochenmineraldichte an der LWS und dem Schenkelhals bestimmt werden. Die intravenöse Kontrastmittelgabe im Rahmen von Routine-Abdomen-CT-Untersuchungen führt zu einer fälschlichen Erhöhung der Knochenmineraldichte um ca.  $30\%$ . Dies wird durch die KM-Aufnahme von erythropoetischem Knochenmark hervorgerufen. Mithilfe von Konversionsfaktoren können zuverlässige Knochenmineraldichtewerte bestimmt werden [28]. Anhand der errechneten Knochenmineraldichtewerte konnten Patientinnen mit und ohne Wirbelkörperfraktur unterschieden werden [29, 30]. Auch am proximalen Femur kann die Knochenmineraldichte aus KM-verstärkten Abdomen-CT-Untersuchungen mithilfe von Konversionsfaktoren bestimmt werden (MDCT versus DXA-Konversion) [31]. Diese Methoden ermöglichen einen neuen Trend, Knochenmineraldichtebestimmungen quasi als „Nebenprodukt“ von Abdomen- bzw. Becken-CTs, die aus anderen Indikationen durchgeführt worden sind, zu generieren. So wurde eine enge Korrelation der Knochenmineraldichte an der BWS und LWS gefunden. Die Knochenmineraldichte an der BWS wurde anhand von Herz-CT-Untersuchungen zur Bestimmung der koronaren Kalklast berechnet [32]. Manche Autoren schlagen sogar ein simultanes Screening von Kolonpolypen und Osteoporose im Rahmen von Kolon-CT-Untersuchungen vor [33]. Ein Cut-off-Wert von z. B.  $90\text{ mg/cm}^3$  an der LWS besitzt eine Sensitivität von  $100\%$  für die Diagnose der Osteoporose und eine Spezifität von knapp  $64\%$  verglichen mit der DXA an der LWS als Referenzstandard.

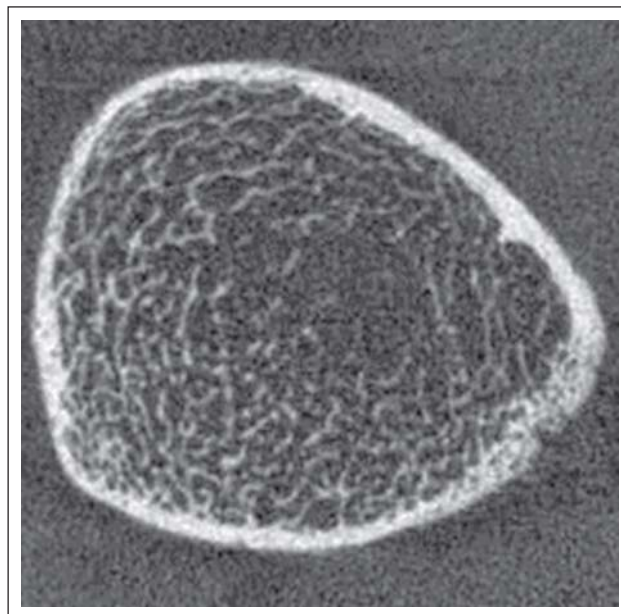
## ■ Periphere QCT

Periphere Messorte können auch mit klinischen CT-Scannern untersucht werden. Dabei ist die Untersuchungsgeschwindigkeit höher als mit dedizierten pQCT-Geräten [34].

In der Regel werden periphere Messorte aber mit eigens dafür entwickelten, kompakten Scannern untersucht [35]. Die Auflösung mit dedizierten klinischen hochauflösenden pQCT-Scannern beträgt  $40\text{--}150\text{ }\mu\text{m}$  mit isotropen Voxel bis  $82\text{ }\mu\text{m}$  und ist damit um das Vielfache höher als mit klinischen CT-Scannern [36] (Abb. 7, 8). Durch die hohe Auflösung reduzieren sich Partialvolumenartefakte.



**Abbildung 7:** HR-pQCT an der Tibia (Xtreme-CT); gesunde 55-jährige Frau, normale Darstellung des Kortex und der Trabekel. Mit freundlicher Genehmigung von Dr. Janina Patsch.



**Abbildung 8:** HR-pQCT an der Tibia (Xtreme-CT); postmenopausale 50-jährige Frau mit Verdünnung der Kortikalis und der Trabekel, die DXA-Untersuchung an der LWS bzw. am proximalen Femur ergab eine Osteopenie laut WHO-Definition. Mit freundlicher Genehmigung von Dr. Janina Patsch.

Der häufigste Messort für die periphere QCT ist der nicht dominante Unterarm (Radius). Um Bewegungsartefakte zu vermeiden, ist die Fixierung des Unterarmes in einer vorgefertigten Schiene in Pronationsstellung notwendig. Anschließend wird ein koronales Topogramm angefertigt und die Referenzlinie durch die mediale Begrenzung des distalen Radius gelegt. Die genaue Positionierung ist für die Aussagekraft von Longitudinalstudien notwendig [3]. Die Messorte am distalen Radius werden in % angegeben und davon hängt die Verteilung zwischen trabekulärem und kortikalem Knochen bei Bestimmung der integralen Knochenmineraldichte ab. Die Vergleichbarkeit der Knochenmineraldichtewerte zwischen verschiedenen Studien hängt von der Variabilität der Messorte ab, insbesondere bei Kindern [37].

Die Messgrößen an peripheren Messorten inkludieren neben der trabekulären und kortikalen die integrale Knochenmineraldichte. Zusätzlich werden folgende Parameter bestimmt: Querschnittsfläche, kortikale Dicke, kortikale Fläche, periostaler und endostaler Durchmesser.

Neben der reinen Knochenmineraldichte ist die periphere QCT und insbesondere die HR- („high-resolution“-) pQCT in der Lage, Parameter über die trabekuläre und kortikale Knochenqualität zu bestimmen. Dazu gehören Strukturindizes sowie die Anisotropie [38]. Mit der Finite-Elemente-Methode werden schließlich mechanische Eigenschaften des Knochens wie die Steifigkeit und Elastizitätsmodule berechnet [39–41].

Ein Reihe von klinischen Studien demonstrierte die Fähigkeit der peripheren HR-pQCT, postmenopausale Patientinnen mit und ohne Fraktur zu differenzieren [42, 43].

Neue Parameter wie die kortikale Porosität wurden entwickelt und sind in der Lage, Patientinnen mit erhöhtem Frakturrisiko zu selektionieren [39, 44].

## ■ Messgenauigkeit, Präzision und Verlaufskontrollen für die zentrale und periphere QCT

Die Messgenauigkeit beschreibt die Differenz zwischen der gemessenen und der tatsächlichen Knochenmineraldichte und wird üblicherweise durch Einäscherung des Knochenmaterials bestimmt. Fehler der Messgenauigkeit sind systematische Fehler und hängen von verschiedenen Faktoren wie dem Fettgehalt des Knochens, Partialvolumenartefakten und gewählten Schwellwerten („thresholds“) ab. Die Genauigkeitsfehler für QCT liegen zwischen 5 und 15 % [24].

Die Reproduzierbarkeit bzw. Präzision der densitometrischen Methoden beschreibt Messunterschiede bei wiederholten Untersuchungen und hängt von der Ausbildung und der Motivation des technischen Personals ab [42]. Sie wird durch den Variationskoeffizienten ausgedrückt (CV%). Man unterscheidet die kurz- und langfristige Präzision bei der Bestimmung der Knochenmineraldichte. Mit optimal ausgebildetem technischem Personal ist eine Präzision von 1–1,5 % erreichbar. Der Variationskoeffizient ist für periphere QCT-Verfahren kleiner als für zentrale Messorte [34, 45].

Verlaufskontrollen der Knochendichtemessung sollen alters- und therapieabhängige Veränderungen der Knochenmineraldichte erkennen. Die minimale, mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 95 % noch nachweisbare Änderung der Knochenmineraldichte wird als „least significant change“ (LSC) bezeichnet und entspricht dem 2,8-Fachen der CV%. Die Ansprechrate ist die prozentuelle Differenz zweier Messungen der Knochenmineraldichte in einem Jahresabstand und berechnet sich nach folgender Formel:  $\text{Relative Ansprechrate } [\%/ \text{Jahr}] = (\text{BMDn} + 1 - \text{BMDn}) / \text{BMDn}$  [20]. Je kleiner die Ansprechrate, desto kürzer ist das Zeitintervall, welches zwischen zwei Messungen liegt, was als statistisch signifikanter Unterschied gewertet werden kann. Daher ist eine Methode mit höherer

Präzision besser bzw. früher geeignet, eine tatsächliche Änderung der Knochenmineraldichte zwischen zwei Messungen festzustellen.

Trabekulärer Knochen hat einen um bis zu 8-fach höheren metabolischen Umsatz als kortikaler Knochen. Da die QCT bzw. pQCT die trabekuläre Knochenmasse direkt misst, ist die Ansprechrate potenziell höher als bei DXA-Untersuchungen [46].

## ■ Frakturvorhersage

Der eigentliche Nutzen sämtlicher densitometrischer Methoden ist die Frakturvorhersage. Für QCT gibt es deutlich weniger Studien als für DXA, was die Frakturvorhersage betrifft. Bei postmenopausalen Patientinnen besteht eine Gleichwertigkeit zwischen QCT und DXA an der LWS für die Vorhersage von vertebralem Frakturen [16, 26]. In der Regel ist die Frakturvorhersage für Frakturen im Bereich der Messregion besser als für andere mögliche Frakturorte. So ist die Frakturvorhersage von QCT an der LWS für Hüftfrakturen nicht ausreichend.

In einer prospektiven Studie war die Frakturvorhersage von nicht-vertebralen Frakturen (Radius) durch QCT an der LWS nicht besser als durch DXA am proximalen Femur [47], während pQCT am Radius Hüftfrakturen bei postmenopausalen Frauen mit ausreichender Genauigkeit vorhersagen kann [48].

Weitere prospektive Studien sind notwendig, um die Verwendung der QCT an der LWS für die Frakturvorhersage von nicht-vertebralen Frakturen, insbesondere an der Hüfte, zu untermauern. Auch die Datenlage für pQCT-Untersuchungen für die Vorhersagekraft von vertebralem Frakturen muss durch prospektive Studien verbessert werden.

## ■ Zusammenfassung/Relevanz für die Praxis

Die klinische Bedeutung der QCT hat in den vergangenen Jahren deutlich abgenommen, da DXA-Geräte neue technische Features (z. B. Frakturerkennung an der BWS und LWS) bieten. Zudem sind DXA-Geräte kostengünstiger und dementsprechend leichter verfügbar. Die meisten Studien zur Frakturrisikoabschätzung und die WHO-Definition der Osteoporose beruhen auf DXA-Untersuchungen an der LWS und am proximalen Femur.

Die zentrale QCT hat jedoch einige Vorteile im Hinblick auf überlagerungsfreie Messung der trabekulären Knochenmineraldichte am Achsenskelett bei degenerativen Skelettveränderungen. Darüber hinaus gibt es Evidenz, dass die QCT an der LWS zur Einleitung einer Osteoporosetherapie verwendet werden kann. Die periphere QCT am Radius kann Frakturen an der Hüfte, aber nicht an der LWS, bei postmenopausalen Patientinnen vorhersagen. Die Datenlage für männliche Patienten ist nicht ausreichend. Aufgrund der höheren Ansprechrate der QCT an der LWS und am distalen Radius können diese Methoden auch gut zur

Verlaufskontrolle einer Therapie verwendet werden. Eine Renaissance der CT-Knochendichtemessung ergibt sich durch die Auswertung der Knochenmineraldichte aus klinischen Routine-Computertomographieuntersuchungen, die in ihrer Häufigkeit weiterhin stark zunehmen.

P-QCT inkl. HR-pQCT an peripheren Messorten ist derzeit vorwiegend in der klinischen Forschung eingesetzt und verspricht, neuartige Einblicke in die Genese und den Verlauf metabolischer Osteopathien zu gewinnen.

## ■ Interessenkonflikt

Der korrespondierende Autor gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

## Literatur:

- Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol* 1973; 46: 1016–22.
- Cann CE, Genant HK. Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 1980; 4: 493–500.
- Adams JE. Quantitative computed tomography. *Eur J Radiol* 2009; 71: 415–24.
- Link TM. Osteoporosis imaging: state of the art and advanced imaging. *Radiology* 2012; 263: 3–17.
- Guglielmi G, Floriani I, Torri V, et al. Effect of spinal degenerative changes on volumetric bone mineral density of the central skeleton as measured by quantitative computed tomography. *Acta Radiol* 2005; 46: 269–75.
- Blake GM, Fogelman I. The clinical role of dual energy X-ray absorptiometry. *Eur J Radiol* 2009; 71: 406–14.
- Bousson V, Le Bras A, Roqueplan F, et al. Volumetric quantitative computed tomography of the proximal femur: relationships linking geometric and densitometric variables to bone strength. Role for compact bone. *Osteoporos Int* 2006; 17: 855–64.
- Lang TF, Li J, Harris ST, et al. Assessment of vertebral bone mineral density using volumetric quantitative CT. *J Comput Assist Tomogr* 1999; 23: 130–7.
- Flohr T, Stierstorfer K, Bruder H, et al. New technical developments in multislice CT – Part 1: Approaching isotropic resolution with sub-millimeter 16-slice scanning. *Rofo* 2002; 174: 839–45.
- Kalender WA, Suess C. A new calibration phantom for quantitative computed tomography. *Med Phys* 1987; 14: 863–6.
- Guglielmi G, Lang TF. Quantitative computed tomography. *Semin Musculoskelet Radiol* 2002; 6: 219–27.
- Faulkner KG, von Stetten E, Miller P. Discordance in patient classification using T-scores. *J Clin Densitom* 1999; 2: 343–50.
- Kanis JA. Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis: synopsis of a WHO report. WHO Study Group. *Osteoporos Int* 1994; 4: 368–81.
- Kanis JA, McCloskey EV, Johansson H, et al. Development and use of FRAX in osteoporosis. *Osteoporos Int* 2010; 21 (Suppl 2): S407–S413.
- Bergot C, Laval-Jeantet AM, Hutchinson K, et al. A comparison of spinal quantitative computed tomography with dual energy X-ray absorptiometry in European women with vertebral and nonvertebral fractures. *Calcif Tissue Int* 2001; 68: 74–82.
- Yu W, Glüer CC, Grampp S, et al. Spinal bone mineral assessment in postmenopausal women: a comparison between dual X-ray absorptiometry and quantitative computed tomography. *Osteoporos Int* 1995; 5: 433–9.
- Diederichs G, Engelken F, Marshall LM, et al. Osteoporotic Fractures in Men Research Group. Diffuse idiopathic skeletal hyperostosis (DISH): relation to vertebral fractures and bone density. *Osteoporos Int* 2011; 22: 1789–97.
- Felsenberg D, Gowin W. [Bone densitometry by dual energy methods]. *Radiologe* 1999; 39: 186–93.
- Yu W, Glüer CC, Fuerst T, et al. Influence of degenerative joint disease on spinal bone mineral measurements in postmenopausal women. *Calcif Tissue Int* 1995; 57: 169–74.
- Engelke K. Quantitative Computertomographie. *J Miner Stoffwechs* 2002; 9 (4): 22–31.
- Genant HK, Boyd D. Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. *Invest Radiol* 1977; 12: 545–51.
- Goodsitt MM, Johnson RH, Chesnut CH 3<sup>rd</sup>. A new set of calibration standards for estimating the fat and mineral content of vertebrae via dual energy QCT. *Bone Miner* 1991; 13: 217–33.
- Link J, Zwaan M, Weiss HD, et al. [The initial results of lumbar dual-energy x-ray absorptiometry (DEXA) compared to double-energy quantitative computed tomography (DE-QCT)]. *Rofo* 1993; 158: 475–8.
- Glüer CC, Genant HK. Impact of marrow fat on accuracy of quantitative CT. *J Comput Assist Tomogr* 1989; 13: 1023–35.
- Brenner DJ, Elliston CD. Estimated radiation risks potentially associated with full-body CT screening. *Radiology* 2004; 232: 735–8.
- Ito M, Hayashi K, Ishida Y, et al. Discrimination of spinal fracture with various bone mineral measurements. *Calcif Tissue Int* 1997; 60: 11–5.

27. Link TM, Koppers BB, Licht T, et al. In vitro and in vivo spiral CT to determine bone mineral density: initial experience in patients at risk for osteoporosis. *Radiology* 2004; 231: 805–11.
28. Bauer JS, Henning TD, Müller D, et al. Volumetric quantitative CT of the spine and hip derived from contrast-enhanced MDCT: conversion factors. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 188: 1294–301.
29. Baum T, Müller D, Dobritz M, et al. Converted lumbar BMD values derived from sagittal reformations of contrast-enhanced MDCT predict incidental osteoporotic vertebral fractures. *Calcif Tissue Int* 2012; 90: 481–7.
30. Baum T, Müller D, Dobritz M, et al. BMD measurements of the spine derived from sagittal reformations of contrast-enhanced MDCT without dedicated software. *Eur J Radiol* 2011; 80: e140–e145.
31. Gruber M, Bauer JS, Dobritz M, et al. Bone mineral density measurements of the proximal femur from routine contrast-enhanced MDCT data sets correlate with dual-energy X-ray absorptiometry. *Eur Radiol* 2013; 23: 505–12.
32. Budoff MJ, Hamirani YS, Gao YL, et al. Measurement of thoracic bone mineral density with quantitative CT. *Radiology* 2010; 257: 434–40.
33. Pickhardt PJ, Lee LJ, del Rio AM, et al. Simultaneous screening for osteoporosis at CT colonography: bone mineral density assessment using MDCT attenuation techniques compared with the DXA reference standard. *J Bone Miner Res* 2011; 26: 2194–203.
34. Engelke K, Libanati C, Liu Y, et al. Quantitative computed tomography (QCT) of the forearm using general purpose spiral whole-body CT scanners: accuracy, precision and comparison with dual-energy X-ray absorptiometry (DXA). *Bone* 2009; 45: 110–8.
35. Schneider P, Butz S, Allolio B, et al. Multicenter German reference data base for peripheral quantitative computer tomography. *Technol Health Care* 1995; 3: 69–73.
36. Burrows M, Liu D, Perdios A, et al. Assessing bone microstructure at the distal radius in children and adolescents using HR-pQCT: a methodological pilot study. *J Clin Densitom* 2010; 13: 451–5.
37. Zemel B, Bass S, Binkley T, et al. Peripheral quantitative computed tomography in children and adolescents: the 2007 ISCD Pediatric Official Positions. *J Clin Densitom* 2008; 11: 59–74.
38. Waldt S, Meier N, Renger B, et al. [The texture-analysis of high-resolution computed tomograms as an additional procedure in osteoporosis diagnosis: in vitro studies on vertebral segments]. *Rofo* 1999; 171: 136–42.
39. Burghardt AJ, Issever AS, Schwartz AV, et al. High-resolution peripheral quantitative computed tomographic imaging of cortical and trabecular bone microarchitecture in patients with type 2 diabetes mellitus. *J Clin Endocrinol Metab* 2010; 95: 5045–55.
40. Burghardt AJ, Kazakia GJ, Link TM, et al. Automated simulation of areal bone mineral density assessment in the distal radius from high-resolution peripheral quantitative computed tomography. *Osteoporos Int* 2009; 20: 2017–24.
41. Burrows M, Liu D, Moore S, et al. Bone microstructure at the distal tibia provides a strength advantage to males in late puberty: an HR-pQCT study. *J Bone Miner Res* 2010; 25: 1423–32.
42. Boutroy S, Bouxsein ML, Munoz F, et al. In vivo assessment of trabecular bone microarchitecture by high-resolution peripheral quantitative computed tomography. *J Clin Endocrinol Metab* 2005; 90: 6508–15.
43. Szulc P, Boutroy S, Vilayphiou N, et al. Cross-sectional analysis of the association between fragility fractures and bone microarchitecture in older men: the STRAMBO study. *J Bone Miner Res* 2011; 26: 1358–67.
44. Burghardt AJ, Kazakia GJ, Ramachandran S, et al. Age- and gender-related differences in the geometric properties and biomechanical significance of intracortical porosity in the distal radius and tibia. *J Bone Miner Res* 2010; 25: 983–93.
45. Glüer CC, Blake G, Lu Y, et al. Accurate assessment of precision errors: how to measure the reproducibility of bone densitometry techniques. *Osteoporos Int* 1995; 5: 262–70.
46. Takada M, Engelke K, Hagiwara S, et al. Accuracy and precision study in vitro for peripheral quantitative computed tomography. *Osteoporos Int* 1996; 6: 207–12.
47. Mackey DC, Eby JG, Harris F, et al.; Health, Aging, and Body Composition Study Group. Prediction of clinical non-spine fractures in older black and white men and women with volumetric BMD of the spine and areal BMD of the hip: the Health, Aging, and Body Composition Study\*. *J Bone Miner Res* 2007; 22: 1862–8.
48. Engelke K, Adams JE, Armbricht G, et al. Clinical use of quantitative computed tomography and peripheral quantitative computed tomography in the management of osteoporosis in adults: the 2007 ISCD Official Positions. *J Clin Densitom* 2008; 11: 123–62.



# 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](#)