

Journal für
Mineralstoffwechsel
Zeitschrift für Knochen- und Gelenkserkrankungen
Orthopädie • Osteologie • Rheumatologie

Quantitative Computertomographie

Engelke K

Journal für Mineralstoffwechsel &

Muskuloskelettale Erkrankungen

2002; 9 (4), 22-31

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



QUANTITATIVE COMPUTERTOMOGRAPHIE

Summary

Quantitative computed tomography is one of the standard techniques to measure bone mineral density. Although less often used than DXA it offers a number of methodological advantages and compares favorably with DXA in the clinical setting. Prospective data on the prediction of future fracture risk are missing, which is a significant drawback in the era of evidence-based medicine. Many new technical developments

in the field of osteodensitometry are based on new CT technologies such as multi-slice spiral scanners, isotropic 3D spatial resolution, and advanced radiation exposure reduction schemes. Forthcoming applications, e. g., a 3D QCT protocol for the proximal femur, are promising but their added diagnostic values compared to standard BMD measurements still have to be established.

EINLEITUNG

Die quantitative Computertomographie (QCT) ist neben der Dual X-ray-Absorptiometrie (DXA) eine Standardmethode in der Osteodensitometrie [1]. Wichtigste Meßorte, für die auch kommerzielle Lösungen existieren, sind die Lendenwirbelsäule (LWS) [2] und der distale Unterarm [3]. Untersuchungen des Tibia- [4] oder auch des Femurschaftes [5] haben dagegen untergeordnete Bedeutung. Untersuchungen der LWS werden mit klinischen Ganzkörpertomographen durchgeführt. Dafür existieren spezielle Aufnahme- und Auswerteprotokolle. Für QCT-Messungen an peripheren Meßorten (pQCT), insbesondere am distalen Unterarm, wurden kompakte CT-Scanner entwickelt, die heute als Tischgeräte angeboten werden.

Entscheidende Vorteile der QCT im Vergleich mit der DXA sind die exakte dreidimensionale Lokalisation des Meßvolumens, die isolierte Erfassung dieses Volumens ohne Überlagerung des umgebenden Gewebes und die Separation trabekulären und kortikalen Knochens. Mit QCT wird die Konzentration des Knochenmineralgehaltes innerhalb einer definierten Auswerteregion (ROI, region of interest) bestimmt. Die Konzentration wird

typischerweise als Knochenmineraldichte (BMD, bone mineral density) bezeichnet und in g/cm^3 angegeben. Dagegen wird mit dem projektiven Verfahren der DXA lediglich eine Flächenkonzentration in g/cm^2 bestimmt, die in Analogie zur QCT als Flächendichte bezeichnet wird. Der Unterschied zwischen Dichte (QCT) und Flächendichte (DXA) wird aber in der Literatur meistens vernachlässigt.

Trotz der technischen Vorteile der QCT wird das DXA-Verfahren weit häufiger eingesetzt. Das liegt zum einen daran, daß insbesondere niedergelassene Ärzte oft keinen direkten Zugriff auf ein klinisches CT-Gerät haben, um die LWS zu untersuchen. Auch unterstützen die meisten Hersteller von Ganzkörpertomographen die Osteodensitometrie nicht in dem Maß, wie das bei der DXA der Fall ist. Ein integriertes benutzerfreundliches Scan- und Auswerteprotokoll für die LWS – Voraussetzung für hohe Reproduzierbarkeit im klinischen Alltag – wird nur von einem Hersteller angeboten. Referenzkollektive für weiße Frauen existieren nicht für alle Scanner, Referenzkollektive für Männer oder andere Rassen sind – wenn überhaupt – nur vereinzelt vorhanden. 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 Frakturrisikoabschätzung und Therapiekontrolle.

QCT basiert noch immer auf der Messung und Auswertung separater Schichtbilder, die bahnbrechenden Fortschritte der CT-Technologie innerhalb der letzten 10 Jahre [6] wie Spiral-CT, Mehrzeilendetektor-Technologie, Dosisreduktion und isotrope Ortsauflösung sind bisher noch nicht in die Osteodensitometrie eingeflossen. Daher existiert bisher auch noch kein klinisch validiertes QCT-Protokoll für das proximale Femur, obwohl erste Ansätze dafür schon bis 1980 zurückreichen [7–10]. In diesem Artikel erfolgt neben der Darstellung und Bewertung der Standardverfahren – QCT der LWS und pQCT des distalen Radius – eine Beschreibung und Diskussion neuer vielversprechender Anwendungen der CT auf dem Gebiet der Osteodensitometrie.

TECHNIK DER STANDARDVERFAHREN

Datenakquisition und -auswertung

Die auf der Computertomographie separater Schichtbilder aufbauenden Standardverfahren haben sich in den letzten Jahren kaum verändert und sind ausführlich in der Literatur beschrieben worden [2, 11–16]. Daher soll hier nur ein zusammenfassender Überblick erfolgen.

Die prinzipiellen Schritte eines QCT-Protokolls sind in Abbildung 1 dargestellt. Primäres Ziel ist die Bestimmung der Knochenmineraldichte der trabekulären und kortikalen Regionen, wobei i. a. 3–4 Wirbelkörper im Bereich BWS12–LWS4 bzw. der ultradistale Radius ausgewertet werden.

Um eine hohe Reproduzierbarkeit zu erreichen, muß der subjektive Einfluß des Bedieners minimiert werden, d. h. der in Abbildung 1 aufgezeigte Ablauf sollte weitestgehend automa-

tisiert sein. Dazu gehören die automatische Segmentierung der Wirbelkörperendplatten in den lateralen Übersichtsaufnahmen und die Positionierung der mittvertebralen Schichten (s. Abb. 2). Weiterhin sollten die Wirbelkörper in den rekonstruierten CT-Bildern automatisch segmentiert und die Knochendichte in den trabekulären und kortikalen ROIs automatisch berechnet werden. Der Benutzer kann in jedem Schritt Korrekturen vornehmen, falls die automatische Auswertung versagt.

Mit einer Ausnahme ist das hier vorgestellte integrale Konzept [12] nicht vollständig auf klinischen CT-Geräten implementiert. Das gilt insbesondere für die Segmentierung der Endplatten und damit für die automatische Lagebestimmung der mittvertebralen Schichten. Auch die Auswerteregionen werden oft manuell plziert. Mit entsprechender Analysesoftware [17, 18] werden hingegen Größe und Lage der Auswerteregionen automatisch an den jeweiligen Wirbelkörper anpaßt, indem z. B. zunächst ein anatomisch orientiertes Koordinatensystem

des Wirbelkörpers berechnet wird. Typische Scanparameter für die laterale Übersichtsaufnahme, die auch als Topogramm oder Scoutview bezeichnet wird, und die CT-Schichtaufnahmen an der LWS sind in Tabelle 1 zusammengefaßt.

Datenaufnahme und -auswertung für pQCT verlaufen analog, sind aber weniger aufwendig. Typische Scanparameter für den distalen Unterarm sind in Tabelle 2 aufgeführt. Es werden je nach Gerät einzelne oder mehrere Schichten aufgenommen. Die Bestimmung der mittleren Knochendichte aus mehreren Schichten erhöht zwar die Reproduzierbarkeit, verlängert aber die Meßzeit. Die gemessenen CT-Werte werden mit Hilfe eines Kalibrierphantoms in äquivalente Knochenmineraldichtewerte umgerechnet. Die BMD-Werte sind also abhängig von dem Material, das im Phantom für die Repräsentation von Knochenmineral eingesetzt wird. Ein Wechsel des Phantoms muß daher von einer sorgfältigen Kreuzkalibrierung begleitet sein [19]. In älteren Phantomen war vor allem K_2HPO_4 gebräuchlich [20], in neueren Festkörperphantomen wird Hydroxylapatit verwendet [21]. Bei der Messung der LWS wird das Kalibrierphantom unterhalb der Wirbelsäule in die Auflage des CT-Tisches eingebettet (simultane Kalibrierung), beim pQCT-Verfahren wird auf gespeicherte Werte separater Phantommessungen zurückgegriffen.

Die primäre Auswerteregion der LWS ist die trabekuläre ROI. Zum einen ist trabekulärer Knochen metabolisch aktiver als kortikaler Knochen [22, 23], zum anderen liegt der trabekuläre Anteil in der LWS bei über 65 % [24], daher lassen sich hier alters- und therapiebedingte Änderungen schneller nachweisen als in anderen Regionen. Abbildung 3 zeigt die am häufigsten verwendete Form der trabekulären ROI [14, 25], die einen großen Teil des trabekulären Volumens erfaßt. Die primäre Auswerteregion am Unterarm ist die ultradistale trabekuläre ROI. Der trabekuläre Anteil kann in dieser Region bis zu 80 % betragen [26], im Gegensatz zur LWS besteht das Knochenmark hier aber im wesentlichen aus Fett (gelbes Knochenmark).

Kortikaler Knochen ist zwar metabolisch weniger aktiv als trabekulärer Knochen, spielt aber für die Bruchfestigkeit eine wichtige Rolle. Neben der kortikalen Mineraldichte ist die kortikale Dicke interessant. Die beiden Parameter lassen sich jedoch mit den Standardprotokollen nicht separat bestimmen, da die räumliche Auflösung in den CT-Schnittbildern nicht ausreicht und zudem die Schichtdicke zu hoch ist. Man kann daher nicht unterscheiden, ob die gemessene Änderung des kortikalen Mineraldichtewertes auf einer wirklichen Änderung der Dichte oder einer Änderung der Kortikalisdicke oder einer Mischung beider Effekte beruht [27]. Als Alternative bietet sich für pQCT daher die Messung im Unterarmschaft an, der zu fast 100 % aus kortikalem Knochen besteht und dessen Dicke im Gegensatz zur ultradistalen Region bei Verwendung entsprechender Segmentierungsalgorithmen hinreichend genau bestimmt werden kann [27].

Abbildung 1: Schematischer Ablauf der QCT der Lendenwirbelsäule

Positionierung des Patienten

Laterale Übersichtsaufnahme und Positionierung der CT Schichten

CT Aufnahme mittvertebraler Schichten im Bereich L1–L4

Bildrekonstruktion

Positionierung / Auswahl der Auswerteregionen

Berechnung der BMD Werte aus den gemessenen CT Werten

Tabelle 1: Typische Scanparameter für QCT der Lendenwirbelsäule

Übersichtsaufnahme

Spannung [kV]	120
Strom [mA]	100
Kollimation [mm]	2
Tischvorschub [mm/s]	2
Field of View (FoV)	T12–L5

CT-Scan

Spannung [kV]	80
Strom [mA]	100
Kollimation [mm]	10
Scanzeit pro Schicht [s]	1–2

Tabelle 2: Typische Scanparameter für pQCT des ultradistalen Unterarms

Spannung [kV]	50
Strom [mA]	0,2
Kollimation [mm]	1–2,5
Scanzeit (pro Schicht) [min]	1–3

Fehlerquellen

Wie bei anderen osteodensitometrischen Verfahren treten auch bei der Computertomographie systematische und zufällige Fehler auf. Systematische Fehler beeinträchtigen die Richtigkeit des Verfahrens. Dazu gehören insbesondere eine limitierte Ortsauflösung, die primär die Bestimmung der kortikalen Dichte und Dicke beeinträchtigt (s. o.), der sogenannte Fettfehler und die Strahlaufhärtung.

Der Fettfehler resultiert aus der vereinfachenden Annahme, daß das Gewebe in der zu messenden ROI nur aus Wasser und Knochenmineral besteht. Insbesondere der Fettanteil des Knochenmarks, aber auch der Kollagenanteil der Knochenmatrix werden vernachlässigt. Fett reduziert die BMD-Werte. Fehlerangaben in der Literatur schwanken zwischen 10–30 %. Mit dem Zweispektrenverfahren (DEQCT, dual energy QCT) läßt sich der Fettfehler elegant reduzieren [28, 29], allerdings steigt der Reproduzierbarkeitsfehler. Verzichtet man auf das zweite Spektrum, kann der Fettfehler in erster Näherung durch lineare, CT-Scanner-spezifische

Korrekturen reduziert werden. Diese Korrekturen sind zwar weniger effektiv als das DEQCT-Verfahren, reduzieren den Fettfehler aber dennoch um etwa einen Faktor 10 [30, 31]. Daher wird DEQCT heutzutage nur noch in Ausnahmefällen verwendet. Der Fettfehler ist abhängig von der Röhrenspannung: Bei 130 kV verdoppelt er sich gegenüber 80 kV, daher sollte mit einer möglichst niedrigen Spannung gearbeitet werden.

Strahlaufhärtung innerhalb eines Objektes entsteht dadurch, daß die niederenergetischen Anteile des polychromatischen Bremsstrahlungsspektrums stärker vom Objekt absorbiert werden als die höherenergetischen Anteile. Das Maß der Strahlaufhärtung hängt vom emittierten Röhrenspektrum, Röntgenfiltern im Strahlengang, gerätespezifischen Korrekturen sowie der Absorption im Objekt ab: je kleiner dessen Durchmesser, desto geringer die Strahlaufhärtung. Bei simultaner Kalibrierung ist es notwendig, das Phantom möglichst nah an der auszuwertenden ROI zu platzieren, um Unterschiede im Spektrum und damit Diskrepanzen in den CT-Werten zwischen Phantom

und Auswerte-ROI zu minimieren. Strahlaufhärtungskorrekturen erster Ordnung sind auf CT-Scannern implementiert, eine vollständige Korrektur kann aber nur durch Zweispektrenverfahren (DEQCT) erreicht werden [32, 33].

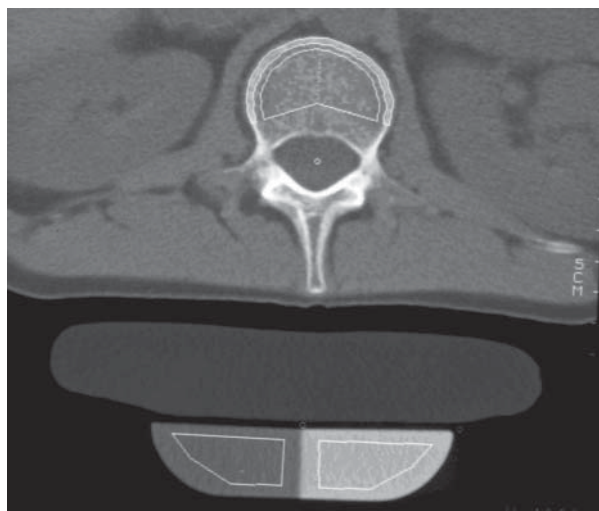
Zufällige Fehler beeinträchtigen die Reproduzierbarkeit des Verfahrens. Sie entstehen primär durch unterschiedliche Patientenpositionierung bei verschiedenen Scans und Patientenbewegungen zwischen Topogramm und Schichtaufnahme, subjektive Einflüsse bei manueller Datenanalyse und durch Rauschen.

Neben dem Quantenrauschen gibt es eine Reihe weiterer Rauschquellen, die vom Design des Tomographen bestimmt werden. Der Benutzer beeinflusst das Rauschen vor allem durch die Wahl des mAs-Produktes und der Röhrenspannung sowie durch die Wahl der Schichtdicke und des Faltungskernes der Rekonstruktion. Insbesondere die Vorgabe einer niedrigen Strahlenexposition bedingt relativ verrauschte Bilder. Zur Kompensation wird im Bereich der LWS eine 10 mm dicke Schicht

Abbildung 2: Laterale Übersichtsaufnahme mit automatischer Segmentierung der Endplatten und automatischer Positionierung der mittervertebralen Schichten



Abbildung 3: Trabekuläre und kortikale Auswerteregion der LWS und Auswerteregionen im Kalibrierphantom



benutzt, so daß selbst mit einem Niedrigdosisprotokoll (Tab. 1) noch eine hohe Reproduzierbarkeit erzielt werden kann.

Zusammenfassend sollten folgende Richtlinien zur Fehlerminimierung beachtet werden:

- Es sollte immer das gleiche Kalibrierphantom benutzt werden.
- Der Patient sollte sorgfältig positioniert werden.
- Die Tischhöhe sollte konstant sein.
- Das mAs-Produkt und die Röhrenspannung sollten konstant bleiben.
- Für die Bildrekonstruktion sollte immer der gleiche Faltungskern benutzt werden.
- Die Datenanalyse sollte weitgehend automatisiert und Benutzer-unabhängig sein.

KLINISCHE ANWENDUNGEN DER STANDARDVERFAHREN

Diagnostik

Die QCT der LWS und in geringerem Maße pQCT des distalen Unterarms sind erfolgreich zur Diagnose der Osteoporose, zu Verlaufs- und Therapiekontrollen und zur Frakturdiskriminierung eingesetzt worden [1, 34–36]. Zur Diagnose von DXA-Messungen wird häufig das von einer Arbeitsgruppe der WHO erstellte, auf T-Werten basierende Schema verwendet, das allerdings für epidemiologische Fragestellungen entwickelt wurde [37]. Zur Erinnerung: der T-Wert ist definiert als:

$$T = \frac{BMD - BMD_{JN}}{SD_{JN}}$$

Er beschreibt die Knochendichte (BMD) eines gegebenen Individuums im Vergleich zur Knochendichte (BMD_{JN}) einer jungen Normalpopulation in Standardabweichungen (SD_{JN}) des Normalkollektivs. Ein T-Wert kann natürlich auch für QCT und pQCT mit entsprechenden Nor-

malkollektiven [38–44] berechnet werden.

Das WHO-Schema definiert Osteopenie für einen T-Wert kleiner als -1 SD und Osteoporose für einen T-Wert kleiner als $-2,5$ SD. Die Abbildung 4 zeigt die Altersabhängigkeit des T-Wertes für verschiedene osteodensitometrische Techniken. Abgesehen von der Fragwürdigkeit, einen absoluten Schwellwert zur Definition eines kontinuierlichen Prozesses wie der Osteoporose einzusetzen, zeigt die Abbildung 4, daß ein T-Wert von $-2,5$ für verschiedene Techniken zu ganz unterschiedlichen Ergebnissen führt. Das WHO-Schema ist nur für DXA definiert und für anderen Techniken wie QCT nicht gültig. Diagnostische Diskrepanzen ergeben sich aber selbst dann, wenn zwei DXA-Scans z. B. der LWS und des proximalen Femurs verglichen werden. Für eine ausführlichere Diskussion der Problematik muß im Rahmen dieses Artikels auf die weiterführende Literatur verwiesen werden [45]. Für QCT der LWS werden statt des T-Wertes i. a. absolute Werte benutzt. Der Schwellenwert für Osteopenie weißer Frauen wird mit einem Knochendichtewert von 120 g/cm^3 , der für Osteoporose mit 80 g/cm^3

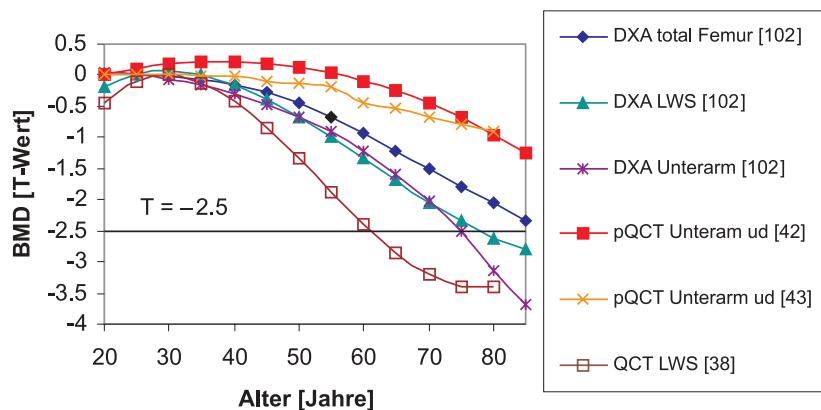
angegeben [46]. Für pQCT werden meist Abweichungen vom Knochendichtewert eines altersgleichen Normalkollektivs in Prozent angegeben.

Verlaufskontrollen

Mit Verlaufskontrollen sollen alters- oder therapiebedingte Änderungen der Knochendichte über einen längeren Zeitraum – typischerweise einige Jahre – verfolgt werden. Der Einsatz von peripheren Messungen und damit auch von pQCT zur Therapiekontrolle ist umstritten [47, 48]. Es gibt allerdings eine Reihe von Studien, die den erfolgreichen Einsatz von pQCT in der Therapiekontrolle belegen [49–52].

Um die Wertigkeit eines osteodensitometrischen Verfahrens im Hinblick auf Verlaufskontrollen abzuschätzen, müssen zwei Parameter – Reproduzierbarkeit und Ansprechrate – in Beziehung gesetzt werden. Die Ansprechrate charakterisiert die spezifischen alters- oder therapiebedingten Änderungen der Knochendichte am Meßort. Zunächst bestimmt man aus der Reproduzierbarkeit die minimale relative Knochendichteänderung, die mit 95 % Konfidenz noch nachgewiesen werden kann.

Abbildung 4: Altersabhängigkeit des T-Wertes in Standardabweichungen in der Osteodensitometrie. Die Quellen der Referenzkollektive sind in der Legende angegeben. Die DXA-Unterarmdaten sind vom sog. 1/3 Meßort.



Sie wird als „least significant change (LSC)“ bezeichnet:

$$\text{LSC}[\%] = 1,96 \cdot \sqrt{2} \cdot \text{CV} \approx 2,8 \cdot \text{CV}$$

CV ist der Variationskoeffizient in Prozent. Die Ansprechrate wird als relative Rate in Prozent pro Jahr berechnet:

$$\text{relative Ansprechrate } [\%/\text{Jahr}] = \frac{\text{BMD}_{n+1} - \text{BMD}_n}{\text{BMD}_n \cdot t}$$

wobei BMD_{n+1} und BMD_n die Ergebnisse zweier Knochendichtemessungen im Abstand t sind, der in Jahren gemessen wird. Aus den Parametern LSC und der mittleren relativen Ansprechrate einer Kohorte von Subjekten kann das Zeitintervall berechnet werden, in dem die Knochendichte um den prozentualen Wert abnimmt, der genau dem LSC entspricht, also das Zeitintervall, das sinnvollerweise vor einer zweiten Messung verstreichen sollte. Dies wird als „monitoring time interval (MTI)“ bezeichnet.

$$\text{MTI} [\text{Jahre}] = \frac{\text{LSC}}{\text{mittlere relative Ansprechrate}}$$

Je kürzer das MIT, desto besser läßt sich ein Verfahren für Verlaufskontrollen einsetzen. Gibt man sich mit 80 % statt 95 % Konfidenz zufrieden, was z. B. sinnvoll sein kann, um anfängliche Therapieerfolge einschätzen so können, benutzt man statt des LSC ein sogenanntes Trendintervall (TAM: trend assessment margin; $\text{TAM} = 1,8 \text{ CV}$), d. h. die „notwendige“ Wartezeit bis zur nächsten Messung verkürzt sich um ca. 30 %.

Folgende Punkte sind zu beachten:

- (1) Für Verlaufskontrollen sollte optimalerweise das LSC aus der in-vivo-Langzeit-Reproduzierbarkeit des zu untersuchenden Kollektivs berechnet werden [53], die i. a. etwas schlechter als die entsprechende Kurzzeit-Reproduzierbarkeit ist.
- (2) Die Ansprechrate ist ebenfalls im gleichen Kollektiv zu bestimmen.
- (3) Ansprechraten sind meßort-, therapie-, geschlechts- und altersspezifisch und hängen zusätzlich von der gewählten Meßmethodik ab.

Die Benutzung des MIT wird in der Praxis dadurch erschwert, daß vollständige Daten in der Literatur nicht vorhanden sind. Selbst für gesunde postmenopausale weiße Frauen sind die in Tabelle 3 berechneten Werte aus einer Vielzahl von Quellen zusammengetragen und erheben keinen Anspruch auf Vollständigkeit. Insbesondere die Werte für die mittlere relative Ansprechrate der pQCT-Technik variieren um mehr als den Faktor 2, zwischen 0,5 und 1,3 % pro Jahr [42, 54, 55]. Langzeitdaten zur in vivo-Reproduzierbarkeit für pQCT und QCT bei postmenopausalen Frauen sind bisher nach Kenntnis des Autors nicht veröffentlicht, daher wurde auf Kurzzeitdaten zurückgegriffen. Auch hier variieren die veröffentlichten Werte [2, 14]. Für DXA zeigt die Tabelle 3 ebenfalls Kurzzeitdaten der Reproduzierbarkeit. Bei postmenopausalen Frauen ist die Langzeit-in-vivo-Reproduzierbarkeit etwa um den Faktor 1,5 schlechter [56, 57]. Für pQCT wurden Werte für Einschicht- und Mehrschichtgeräte aufgenommen. Die Tabelle zeigt deutlich, daß der Parameter Repro-

duzierbarkeit als alleiniges Kriterium zum Vergleich unterschiedlicher Methoden nicht geeignet ist.

Frakturrisikoabschätzung

Weder QCT noch pQCT sind bisher in großen prospektiven randomisierten Frakturstudien eingesetzt worden. Daten zur Frakturrisikoabschätzung liegen primär für DXA vor. Ross und Mitarbeiter zeigten in einer kleineren prospektiven Studie, daß QCT eine im Vergleich zu DXA um 40 % bessere Vorhersage zukünftiger Wirbelkörperfrakturen ermöglicht [58].

Für QCT der LWS belegen weiterhin eine Reihe von retrospektiven Studien zur Wirbelkörperfrakturdiskriminierung [41, 59–63] eine signifikant höhere diagnostische Sensitivität im Vergleich zu anderen osteodensitometrischen Verfahren. Eine genauere Differenzierung nach Altersdekaden bei japanischen Frauen zeigte eine höhere diagnostische Sensitivität von QCT in den beiden Dekaden von 50 bis 69 Jahren, nicht aber in der dritten analysierten Dekade von 70–79 Jahren [64]. Ein Grund für die höhere Sensitivität, vor allem im Vergleich mit DXA an der LWS, ist wahrscheinlich die weitgehende Unabhängigkeit der QCT von degenerativen Veränderungen, die bei älteren Patienten häufig auftreten [59].

Für pQCT sind noch weniger Daten als für QCT veröffentlicht. In bezug auf die Diskriminierung von Wirbelkörperfrakturen gibt es widersprüchliche Ergebnisse [65, 66]. Studien zu Radiusfrakturen [67, 68] untersuchen geometrische Parameter, auf die weiter unten eingegangen wird.

Tabelle 3: Reproduzierbarkeit, Least Significant Change (LSC), Ansprechrate und Monitoring Time Interval (MIT) bei gesunden postmenopausalen Frauen (> 50 Jahre) für verschiedene osteodensitometrische Verfahren.

¹ trabekuläre ROI; ² Daten für Mehrschicht pQCT Scanner.

Verfahren	CV (%)	LSC (%)	Relative Ansprechrate (%/Jahr)	MTI (Jahre)
pQCT ¹ distaler Radius	1,1 [99] ² –1,8 [100]	3,0 ² –5,0	0,9 [101]	3,3–5,5
QCT ¹ LWS	2,0 [2]	5,5	1,5 [38, 39]	3,6
DXA LWS	1,0 [56]	2,8	0,77 [Hologic Ref.-Werte in 102]	3,6
DXA proximales Femur	1,5 [56]	4,15	0,59 [Hologic Ref.-Werte in 102]	7,0

NEUERE QCT-ANWENDUNGEN

3D-QCT

Die Entwicklung der dreidimensionalen Bildgebung wird im Bereich QCT vor allem durch den Wunsch vorangetrieben, auch am Femur trabekuläre und kortikale Knochen-dichte separat bestimmen zu können [69, 70], da dies mit DXA, dem bisherigen Standardverfahren für diesen Meßort, nicht möglich ist. Insbesondere die komplexe Anatomie des Femurs erfordert eine Spiral-CT-Akquisition, obwohl auch auf kontinuierlichen Einzelschichten beruhende Protokolle benutzt worden sind [71]. Die Spiral-CT erlaubt unabhängig von der Kollimation der Röntgenstrahlen die Rekonstruktion mit beliebiger Schichtdicke. Natürlich hängt die räumliche Auflösung in Richtung des Tischvorschubes von der Kollimation ab, aber nicht mehr von Partialvolumenartefakten, die durch die Dicke

der rekonstruierten Einzelschichten bedingt und von deren Position abhängig sind. Das ist besonders für Kortikalismessungen am Schenkelhals, der etwa 40° gegen die Scanrichtung geneigt ist, von entscheidender Bedeutung. Die Abbildung 5 zeigt als Beispiel die am IMP entwickelte 3D-QCT-Applikation für das proximale Femur, die zur Zeit in ersten klinischen Tests erprobt wird.

Im Hinblick auf die Wirbelsäule macht ein 3D-Aufnahmeprotokoll in Verbindung mit entsprechender Auswertungssoftware die exakte Lokalisierung der mittervertebralen Schichten und die Neigung der Gantry überflüssig. Der Einfluß der Patientenpositionierung auf die Reproduzierbarkeit wird geringer. In der Tat konnte eine Reduktion des Reproduzierbarkeitsfehlers an der LWS bereits durch die Verwendung eines aus sequentiellen Schichten bestehenden 3D-Protokolls gezeigt werden [72].

Während der Spiralmodus bei klinischen Ganzkörpertomographen zum

Standard geworden ist und im Hinblick auf die Osteodensitometrie „nur noch“ entsprechende Auswertungssoftware erstellt werden muß, ist die Entwicklung der pQCT-Geräte noch nicht so weit fortgeschritten – ein Spiral-Scanner existiert in diesem Bereich nach Kenntnis des Autors noch nicht.

Hochauflösende QCT und pQCT

Neben der Knochendichte spielt für die Knochenfestigkeit vor allem die Architektur eine entscheidende Rolle. Dazu gehören makroskopische geometrische Parameter, wie z. B. die Dicke der Kortikalis oder die Länge der Schenkelhalsachse, sowie die mikroskopische Struktur des trabekulären Netzwerkes. Die Quantifizierung von trabekulären 3D-Strukturparametern in vivo verlangt eine räumliche isotrope Auflösung von 100–200 µm³, die aus Dosisgründen nur am distalen Unterarm, nicht aber im Bereich der Wirbelsäule erreicht werden kann. Erste hochauflösende pQCT-Scanner für in vivo-Untersuchungen wurden erfolgreich von der Arbeitsgruppe um Ruegsegger entwickelt [73, 74]. Für Struktur-

Abbildung 5: 3D-QCT des proximalen Femurs. (a) Automatische 3D-Segmentierung; Ergebnisse sind auf 3 orthogonalen sog. Multi-Planar-Reformationsschichten (MPR) und einer weiteren Schicht, die senkrecht zur Schenkelhalsachse positioniert ist, dargestellt. (b) Anatomisches Koordinatensystem. (c) Schenkelhals VOI.

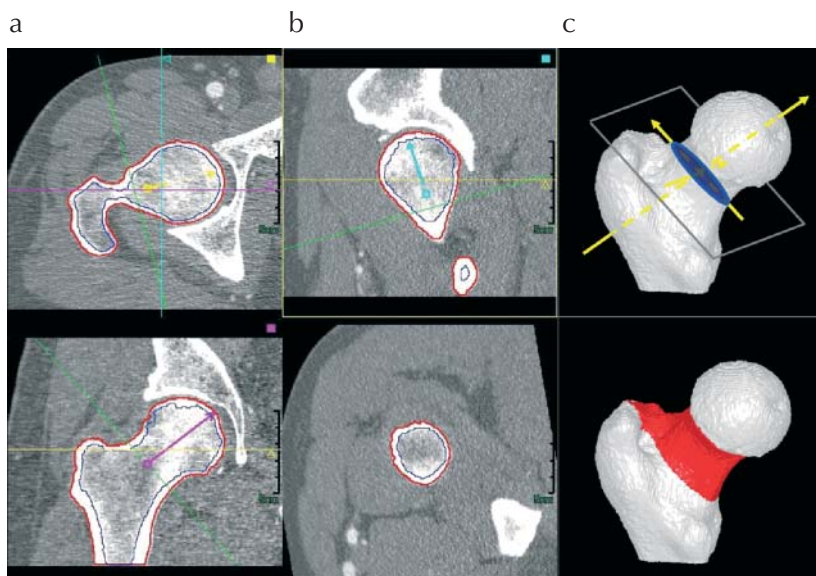
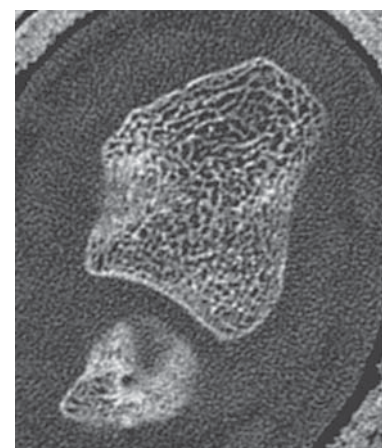


Abbildung 6: In vivo-hochauflösende Spiral-CT des distalen Unterarms (Siemens Sensation 4, Siemens Erlangen, Germany), Schichtdicke: 0,5 mm; FoV: 8 cm



parameter wurde eine exzellente in vivo-Reproduzierbarkeit von 1 % berichtet. Für Verlaufskontrollen ist allerdings ein aufwendiges Matching zweier Datensätze notwendig, was nur mit Volumendaten durchgeführt werden kann. Hier wäre der Einsatz der Spiral-CT von großem Vorteil. Die notwendige Ortsauflösung wird allerdings auf klinischen Ganzkörper-tomographen selbst in der Peripherie noch nicht erzielt. Die Abbildung 6 zeigt am Beispiel eines distalen Unterarms, was Spiral-CT-Scanner heute leisten können.

Im Bereich der Wirbelsäule muß aus Dosisgründen ohnehin die Auflösung reduziert werden, eine Strukturanalyse einzelner Trabekel erscheint nicht möglich. Aussichtsreicher ist hier die Anwendung von Texturmethode[n] [75], allerdings bleibt abzuwarten, ob diese Parameter zusätzliche, diagnostisch relevante Informationen zur normalen Knochendichtemessung liefern können.

Geometrische Parameter

Zur Illustration der Bedeutung geometrischer Parameter für die Bruchfestigkeit sei der Schaft von Röhrenknochen durch einen Zylinder vom Radius r und der Wandstärke d approximiert. Unter Torsion verhält sich die Bruchfestigkeit proportional zum Flächenträgheitsmoment I :

$$I = \pi/2 \cdot [r^4 - (r - d)^4].$$

Soll die Bruchfestigkeit konstant bleiben, muß eine verringerte Kortikalisdicke d durch einen größeren Radius r , also durch periostale Expansion kompensiert werden. Der bone strength index (BSI) [76] oder der stress strain index (SSI) [77] kombinieren das Flächenträgheitsmoment I mit der lokalen Knochendichteverteilung und können z. B. in Schnittbildern für den Radius oder die Tibia berechnet werden.

In biomechanischen Untersuchungen an Ratten wurde eine extrem hohe Korrelation ($r > 0,9$) zwischen BSI und

Bruchlast gefunden [78]. Ähnliche Korrelationen ergaben sich zwischen kortikaler Fläche und Bruchlast am Unterarmschaft, nicht aber an Orten mit höherem trabekulärem Anteil, wie dem distalen Unterarm, da hier neben der Kortikalis auch das trabekuläre Netzwerk die Bruchfestigkeit bestimmt [79]. Insgesamt ist die Datenlage zur Beurteilung der Wertigkeit dieser Parameter noch nicht ausreichend, die Konsistenz der Ergebnisse publizierter Studien [54, 80–82] ist aufgrund der sehr unterschiedlichen Studiendesigns schwer einzuschätzen.

Ein Nachteil von SSI und BSI liegt darin, daß es sich um zweidimensionale Parameter handelt. Ihre Auswertung läßt sich zwar in Einzelschicht-CT-Aufnahmen leicht integrieren, ähnliche Parameter sind sogar für projektive DXA-Aufnahmen entwickelt worden [83, 84], aber die dreidimensionale Geometrie insbesondere an Meßorten mit komplexer Anatomie wie dem proximalen Femur kann damit nur unzureichend erfaßt werden. Auf der anderen Seite stehen entsprechende 3D-Parameter noch nicht zur Verfügung.

KNOCHENDICHTEMESSUNG BEI KINDERN

Bei der Knochendichtemessung bei Kindern muß berücksichtigt werden, daß sich die Knochengröße und -geometrie in Abhängigkeit von Alter und pubertärem Status ändert [85, 86]. Diese beiden Faktoren können mit dem projektiven DXA-Verfahren nur ungenügend berücksichtigt werden. Daher ist in letzter Zeit zunehmend pQCT am distalen Unterarm eingesetzt worden [87–91]. Die Bestimmung der kortikalen Knochendichte und -dicke sollte aber auf Grund der limitierten Ortsauflösung der pQCT-Geräte insbesondere bei jüngeren Kindern mit großer Vorsicht interpretiert werden. QCT-Messungen, die den Einfluß von Alter und puber-

tärem Status auf trabekuläre Knochendichte der LWS dokumentieren, wurden von Gilsanz et al. durchgeführt [92, 93].

STRAHLENEXPOSITION

Die mit einer Knochendichtemessung verbundene Dosis ist von Kalender für DXA und QCT der LWS berechnet worden [94]. Werden die in Tabelle 1 angeführten Parameter benutzt, beträgt die effektive Dosis einer QCT-Aufnahme inklusive lateraler Übersichtsaufnahme etwa 60–100 μ Sv und ist somit einem Transatlantikrückflug vergleichbar. Höhere Werte, die in der Literatur angegeben werden, beziehen sich auf nicht optimierte Akquisitionsprotokolle, die oft mit 120 kV und/oder höheren mAs Werten arbeiten [95]. Für eine DXA-Aufnahme der LWS sind je nach Technik ca. 1–7 μ Sv anzusetzen. Die Strahlenbelastung für pQCT ist mit derjenigen von DXA vergleichbar. Die natürliche Strahlenbelastung liegt bei ca. 2400 μ Sv. Damit ist die Strahlenbelastung der osteodensitometrischen Standardverfahren als vernachlässigbar bis sehr gering einzustufen.

Die Akzeptanz von 3D-Protokollen wird wesentlich durch die Strahlenexposition bestimmt werden, die höher ist als für die Standardprotokolle, die mit Einzelschichten arbeiten. Das gilt insbesondere für das proximale Femur und die Wirbelsäule. Von großer Bedeutung sind hier effektive Maßnahmen zur Dosisreduktion. Zwei Verfahren, die z. B. im Bereich des Beckens die Strahlenexposition jeweils um die Hälfte reduzieren, ohne die Bildqualität zu verschlechtern, sind die Modulation des Röhrenstroms während der Datenakquisition [96] und die adaptive Filtrierung der Rohdaten [97]. Mit diesen beiden Verfahren sollte die Strahlenexposition beispielsweise für die 3D Applikation am Femur auf unter 1 mSv begrenzt werden können.

ZUSAMMENFASSUNG

Die quantitative Computertomographie gehört zu den Standardverfahren in der Osteodensitometrie, wird allerdings heute nicht mehr so häufig wie die DXA eingesetzt, obwohl sowohl vom methodischen Standpunkt als auch von den klinischen Ergebnissen vieles für den Einsatz der QCT spricht. Das Fehlen von prospektiven Frakturrisikodaten wirkt sich allerdings gerade im Zeitalter der Evidenz-basierten Medizin negativ aus. Ein großer Teil der neuen methodischen Entwicklungen auf dem Gebiet der Osteodensitometrie basiert z. Zt. auf der Technologie der CT, insbesondere die Spiral-CT sollte hier neue Impulse setzen. Es muß sich allerdings erst zeigen, ob diese neuen Anwendungen die diagnostische Wertigkeit der Osteodensitometrie verbessern können.

Literatur:

- Genant HK, Engelke K, Fuerst T, Glüer CC, Grampp S, Harris ST, Jergas M, Lang T, Lu Y, Majumdar S, Mathur A, Takada M. Noninvasive assessment of bone mineral and structure: state of the art. *J Bone Miner Res* 1996; 11: 707–30.
- Cann CE. Quantitative CT for determination of bone mineral density: a review. *Radiology* 1988; 166: 509–22.
- Augat P, Fuerst T, Genant HK. Quantitative bone mineral assessment at the forearm: a review. *Osteoporos Int* 1998; 8: 299–310.
- Cheng S, Toivanen JA, Suominen H, Toivanen JT, Timonen J. Estimation of structural and geometrical properties of cortical bone by computerized tomography in 78-year-old women. *J Bone Miner Res* 1995; 10: 139–48.
- Braun MJ, Meta MD, Schneider P, Reiners C. Clinical evaluation of a high-resolution new peripheral quantitative computerized tomography (pQCT) scanner for the bone densitometry at the lower limbs. *Phys Med Biol* 1998; 43: 2279–94.
- Kalender WA. *Computed Tomography*. Wiley, New York, 2000.
- Revak CS. Mineral content of cortical bone measured by computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 1980; 4: 342–50.
- Sartoris DJ, Andre M, Resnick C, Resnick D. Trabecular bone density in the proximal femur: quantitative CT assessment. *Radiology* 1986; 160: 707–12.
- Glüer CC, Steiger PW, Block JE, Genant HK. Precision studies of quantitative computed tomography of the proximal femur. *Radiology* 1987; 165 (P): 297.
- Bhasin S, Sartoris DJ, Fellingham L, Zlatkin MB, Andre M, Resnick D. Three-dimensional quantitative CT of the proximal femur: relationship to vertebral trabecular bone density in postmenopausal women. *Radiology* 1988; 167: 145–9.
- Genant HK, Boyd D, Rosenfeld D, Abols Y, Cann CE. Computed tomography. In: Cohn SH (ed). *Non-invasive measurements of bone mass and their clinical application*. CRC Press, Inc., Boca Raton, FL, 1981; 122–47.
- Kalender WA, Klotz E, Süß C. Vertebral bone mineral analysis: an integrated approach with CT. *Radiology* 1987; 164: 419–23.
- Müller A, Rueggsegger E, Rueggsegger P. Peripheral QCT: a low-risk procedure to identify women predisposed to osteoporosis. *Phys Med Biol* 1989; 34: 741–9.
- Steiger P, Block JE, Steiger S, Heuck A, Friedlander A, Ettinger B, Harris ST, Glüer CC, Genant HK. Spinal bone mineral density by quantitative computed tomography: effect of region of interest, vertebral level, and technique. *Radiology* 1990; 175: 537–43.
- Schneider P, Börner W. Periphere quantitative Computertomographie zur Knochenmineralmessung mit einem neuen speziellen QCT-Scanner. *Fortschr Röntgenstr* 1991; 154: 292–9.
- Glüer CC, Engelke K, Faulkner KG, Genant HK. Aktueller Stand der Knochendensitometrie: II. Methodik der Quantitativen Computertomographie. *Z Med Physik* 1993; 3: 64–70.
- Kalender WA, Klotz E, Brestowsky H. Automatische Auswertung von CT Bildern in der Diagnose der Osteoporose. *Electromedica* 1989; 57: 20–4.
- Steiger P. Computer graphics for highly reproducible quantitative medical image processing. Presented at National Computer Graphics Association: 9th Annual Conference and Exposition, Anaheim, CA. *Proceedings of NCGA* 1988; 3: 178–87.
- Faulkner KG, Glüer CC, Grampp S, Genant HK. Cross calibration of liquid and solid QCT calibration standards: corrections to the UCSF normative data. *Osteo Int* 1993; 3: 36–42.
- Cann CE, Genant HK. Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 1980; 4: 493–500.
- Kalender WA, Süß S. A new calibration phantom for quantitative computed tomography. *Med Phys* 1987; 9: 816–9.
- Frost HM. Dynamics of bone remodelling. In: Frost HM (ed). *Bone biodynamics*. Little Brown, Boston, 1964; 315–34.
- Snyder W, Cook MJ, Nasset ES, Karhausen LR, Parry Howells G, Tipton IH. Report of the task group on reference man. ICRP-Edition. 1975; Report No 23.
- Mundy GR. Bone Remodeling. In: Favus MJ (ed). *Primer of the Metabolic Bone Diseases and Disorders of Mineral Metabolism*. Fourth ed. Lippencott Williams&Wilkins, Philadelphia, 1999.
- Klotz E, Kalender WA, Sandor T. Automated definition and evaluation of anatomical ROI's for bone mineral determination by QCT. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 1989; 8: 371–6.
- Schlenker RA, Von Seggen WW. The distribution of cortical and trabecular bone mass along the lengths of the radius and ulna and the implications for in vivo bone mass measurements. *Calcif Tissue Res* 1976; 20: 41–52.
- Prevrhal S, Engelke K, Kalender WA. Accuracy limits for the determination of cortical width and density: the influence of object size and CT imaging parameters. *Phys Med Bio* 1999; 44: 751–64.
- Genant HK, Boyd DP. Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. *Invest Radiol* 1977; 12: 545–51.
- Vetter JR, Kalender WA, Mazess RB, Holden JE. Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. II. Determination of vertebral bone mineral content. *Med Phys* 1986; 13: 340–2.
- Cann CE, Genant HK, Kolb FO et al. Quantitative computed tomography for prediction of vertebral fracture risk. *Metab Bone Dis Relat Res* 1984; 5: 1–7.
- Glüer CC, Genant HK. Impact of marrow fat on accuracy of quantitative CT. *J Comput Assist Tomogr* 1989; 13: 1023–35.
- Marshall WH Jr, Alvarez RE, Macovski A. Initial results with prereconstruction dual-energy computed tomography (PREDECT). *Radiology* 1981; 140: 421–30.
- Kalender WA, Perman WH, Vetter JR, Klotz E. Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies. *Med Phys* 1986; 13: 334–9.
- Schneider P, Reiners C. Peripheral quantitative computed tomography. In: Genant HK, Guglielmi G, Jergas M (eds). *Bone Densitometry and Osteoporosis*. Springer, Berlin, 1998; 349–63.
- Felsenberg D. Klinische Anwendung der quantitativen Computertomographie. In: Schild HH, Heller M (Hrsg). *Osteoporose*. Thieme Verlag, Stuttgart, 1992; 100–26.
- Prevrhal S, Engelke K, Genant HK. pQCT-Peripheral quantitative computed tomography. In: Grampp S (ed). *Radiology of Osteoporosis*. Springer, 2002; in Druck.
- WHO. Assessment of osteoporotic fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. World Health Organization. Edition. Technical Report Series no. 843, 1994.
- Block J, Smith R, Glüer CC, Steiger P, Ettinger B, Genant HK. Models of spinal trabecular bone loss as determined by quantitative computed tomography. *J Bone Miner Res* 1989; 4: 249–57.
- Kalender WA, Felsenberg D, Louis O, Lopez P, Klotz E, Osteaux M, Fraga J. Reference values for trabecular and cortical vertebral bone density in single and dual-energy quantitative computed tomography. *Eur J Rad* 1989; 9: 75–80.

40. Guglielmi G, Giannatempo GM, Blunt BA, Grampp S, Glueer CC, Cammisia M, Genant HK. Spinal bone mineral density by quantitative CT in a normal Italian population. *Eur Radiol* 1995; 5: 269–75.
41. Yu W, Glüer CC, Grampp S, Jergas M, Fuerst T, Wu CY, Lu Y, Fan B, Genant HK. Spinal bone mineral assessment in postmenopausal women: A comparison between dual x-ray absorptiometry and quantitative computed tomography. *Osteoporosis Int* 1995; 5: 433–9.
42. Reeve J, Kroger H, Nijs J, Pearson J, Felsenberg D, Reiners C, Schneider P, Mitchell A, Rueggsegger P, Zander C, Fischer M, Bright J, Henley M, Lunt M, Dequeker J. Radial cortical and trabecular bone densities of men and women standardized with the European Forearm Phantom. *Calcif Tissue Int* 1996; 58: 135–43.
43. Schneider P, Butz S, Allolio B, Borner W, Klein K, Lehmann R, Petermann K, Tysarczyk-Niemeyer G, Wuster C, Zander C, et al. Multi-center German reference data base for peripheral quantitative computer tomography. *Technol Health Care* 1995; 3: 69–73.
44. Hasegawa Y, Kushida K, Yamazaki K, Inoue T. Volumetric bone mineral density using peripheral quantitative computed tomography in Japanese women. *Osteoporosis Int* 1997; 7: 195–9.
45. Kanis JA, Glueer CC. An update on the diagnosis and assessment of osteoporosis with densitometry. Committee of Scientific Advisors, International Osteoporosis Foundation. *Osteoporosis Int* 2000; 11: 192–202.
46. Felsenberg D, Gowin W. Knochendichtemessung mit Zwei-Spektren-Methoden. *Radio-logie* 1999; 3: 186–93.
47. Boussein ML, Parker RA, Greenspan SL. Forearm bone mineral densitometry cannot be used to monitor response to alendronate therapy in postmenopausal women. *Osteoporosis Int* 1999; 10: 505–9.
48. Eastell R. Treatment of postmenopausal osteoporosis. *N Engl J Med* 1998; 338: 736–46.
49. Medici TC, Rueggsegger P. Does alternate-day cloprednol therapy prevent bone loss? A longitudinal double-blind, controlled clinical study. *Clin Pharmacol Ther* 1990; 48: 455–66.
50. Dambacher MA, Ittner J, Rueggsegger P. Long-term fluoride therapy of postmenopausal osteoporosis. *Bone* 1986; 7: 199–205.
51. Rueggsegger P, Medici TC, Anliker M. Corticosteroid-induced bone loss. A longitudinal study of alternate day therapy in patients with bronchial asthma using quantitative computed tomography. *Eur J Clin Pharmacol* 1983; 25: 615–20.
52. Schneider PF, Fischer M, Allolio B, Felsenberg D, Schroder U, Semler J, Ittner JR. Alendronate increases bone density and bone strength at the distal radius in postmenopausal women. *J Bone Miner Res* 1999; 14: 1387–93.
53. Glüer CC. Monitoring skeletal changes by radiological techniques. *J Bone Miner Res* 1999; 14: 1952–62.
54. Guglielmi G, De Serio A, Fusilli S, Scillitani A, Chiodini I, Torlontano M, Cammisia M. Age-related changes assessed by peripheral QCT in healthy Italian women. *Eur Radiol* 2000; 10: 609–14.
55. Glüer CC, Engelke K, Lang TF, Grampp S, Genant HK. Quantitative computed tomography (QCT) of the lumbar spine and appendicular skeleton. *Europ J Rad* 1995; 20: 173–8.
56. Patel R, Blake GM, Rymer J, Fogelman I. Long-term precision of DXA scanning assessed over seven years in forty postmenopausal women. *Osteoporosis Int* 2000; 11: 68–75.
57. Sahota O, San P, Cawte SA, Pearson D, Hosking DJ. A comparison of the longitudinal changes in quantitative ultrasound with dual-energy X-ray absorptiometry: the four-year effects of hormone replacement therapy. *Osteoporosis Int* 2000; 11: 52–8.
58. Ross PD, Genant HK, Davis JW, M. P.D., Wasnich RD. Predicting vertebral fracture incidence from prevalent fractures and bone density among non-black, osteoporotic women. *Osteoporosis Int* 1993; 3: 120–6.
59. Yu W, Glueer CC, Fuerst T, Grampp S, Li J, Lu Y, Genant HK. Influence of degenerative joint disease on spinal bone mineral measurements in postmenopausal women. *Calcif Tissue Int* 1995; 57: 169–74.
60. Guglielmi G, Grimston SK, Fischer KC, Pacifici R. Osteoporosis: Diagnosis with lateral and posteroanterior dual X-ray absorptiometry compared with quantitative CT. *Radiology* 1994; X: 845–50.
61. Pacifici R, Rupich RC, Griffin M, Chines A, Susman N, Avioli LV. Dual energy radiography versus quantitative computer tomography for the diagnosis of osteoporosis. *J Clin Endocrinol Metab* 1990; 70: 705–10.
62. Grampp S, Genant HK, Mathur A, Lang P, Jergas M, Takada M, Glüer CC, Lu Y, Chavez M. Comparisons of noninvasive bone mineral measurements in assessing age-related loss, fracture discrimination, and diagnostic classification. *J Bone Miner Res* 1997; 12: 697–711.
63. Bergot C, Laval-Jeantet AM, Hutchinson K, Dautraix I, Caulin F, Genant HK. 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.
64. Ito M, Hayashi K, Ishida Y, Uetani M, Yamada M, Ohki M, Nakamura T. Discrimination of spinal fracture with various bone mineral measurements. *Calcif Tissue Int* 1997; 60: 11–5.
65. Grampp S, Lang P, Jergas M, Glüer CC, Mathur A, Engelke K, Genant HK. Assessment of the skeletal status by peripheral quantitative computed tomography of the forearm: short-term precision in-vivo and comparison to dual x-ray absorptiometry. *J Bone Miner Res* 1995; 10: 1566–76.
66. Kroger H, Lunt M, Reeve J, Dequeker J, Adams JE, Birkenhager JC, Diaz Curiel M, Felsenberg D, Hyldstrup L, Kotzki P, Laval-Jeantet A, Lips P, Louis O, Perez Cano R, Reiners C, Ribot C, Rueggsegger P, Schneider P, Brailion P, Pearson J. Bone density reduction in various measurement sites in men and women with osteoporotic fractures of spine and hip: the European quantitation of osteoporosis study. *Calcif Tissue Int* 1999; 64: 191–9.
67. Pludowski P, Bienkowska R, Talajko A, Lorenc RS. [Indices of mechanical strength of the distal radius in healthy women and women with Colles fracture]. *Pol Merkuriusz Lek* 1998; 5: 208–10.
68. Wapniarz M, Lehmann R, Reincke M, Schonau E, Klein K, Allolio B. Determinants of radial bone density as measured by PQCT in pre- and postmenopausal women: the role of bone size. *J Bone Miner Res* 1997; 12: 248–54.
69. Lang TF, Guglielmi G, van Kuijk C, De Serio A, Cammisia M, Genant HK. Measurement of bone mineral density at the spine and proximal femur by volumetric quantitative computed tomography and dual-energy x-ray absorptiometry in elderly women with and without vertebral fractures. *Bone* 2002; 30: 247–50.
70. Engelke K, Kang Y, Bousson V, Laredo JD, Kalender WA. A semi-automatic volumetric segmentation of bone applied to spiral CT of the proximal femur to precisely assessed density, geometry, and cortical thickness. Presented at RSNA 87th Scientific Assembly and Annual Meeting, Chicago, IL. *Radiology* 2001; 221 (P): 381.
71. Lang TF, Keyak JH, Heitz MW, Augat P, Lu Y, Mathur A, Genant HK. Volumetric quantitative computed tomography of the proximal femur: precision and relation to bone strength. *Bone* 1997; 21: 101–8.
72. Lang TF, Li J, Harris ST, Genant HK. Assessment of vertebral bone mineral density using volumetric quantitative CT. *J Comput Assist Tomogr* 1999; 23: 130–7.
73. Laib A, Hauselmann HJ, Rueggsegger P. In vivo high resolution 3D-QCT of the human forearm. *Technol Health Care* 1998; 6: 329–37.
74. Müller R, Hildebrand T, Häuselmann HJ, Rueggsegger P. In vivo reproducibility of noninvasive bone biopsies using 3d-pQCT. *J Bone Miner Res* 1996; 11: 1745–50.
75. Gordon CL, Lang TF, Augat P, Genant HK. Image-based assessment of spinal trabecular bone structure from high-resolution CT images. *Osteoporosis Int* 1998; 8: 317–25.
76. Ferretti JL, Capozza RF, Zanchetta JR. Mechanical validation of a tomographic (pQCT) index for noninvasive estimation of rat femur bending strength. *Bone* 1996; 18: 97–102.
77. Schiessl H, Ferretti JL, Tysarczyk-Niemeyer G, Willnecker J. Noninvasive bone strength index as analyzed by peripheral quantitative computed tomography (pQCT). Presented at First Int. Workshop on Pediatric Osteology, Cologne, Germany. In: Schönau E (ed). Elsevier 1995; 141–6.

78. Ferretti JL. Perspectives of pQCT technology associated to biomechanical studies in skeletal research employing rat models. *Bone* 1995; 17: 353S–64S.
79. Augat P, Reeb H, Claes LE. Prediction of fracture load at different skeletal sites by geometric properties of the cortical shell. *J Bone Miner Res* 1996; 11: 1356–63.
80. Tsugeno H, Goto B, Fujita T, Okamoto M, Mifune T, Mitsunobu F, Ashida K, Hosaki Y, Tsuji T, Tanizaki Y. Oral glucocorticoid-induced fall in cortical bone volume and density in postmenopausal asthmatic patients. *Osteoporos Int* 2001; 12: 266–70.
81. Uusi-Rasi K, Sievanen H, Pasanen M, Oja P, Vuori I. Associations of calcium intake and physical activity with bone density and size in premenopausal and postmenopausal women: a peripheral quantitative computed tomography study. *J Bone Miner Res* 2002; 17: 544–52.
82. Augat P, Fan B, Lane NE, Lang TF, LeHir P, Lu Y, Uffmann M, Genant HK. Assessment of bone mineral at appendicular sites in females with fractures of the proximal femur. *Bone* 1998; 22: 395–402.
83. Mourtada FA, Beck TJ, Hauser DL, Ruff CB, Bao G. Curved beam model of the proximal femur for estimating stress using dual-energy X-ray absorptiometry derived structural geometry. *J Orthop Res* 1996; 14: 483–92.
84. Nelson DA, Barondess DA, Hendrix SL, Beck TJ. Cross-sectional geometry, bone strength, and bone mass in the proximal femur in black and white postmenopausal women. *J Bone Miner Res* 2000; 15: 1992–7.
85. Schonau E. Problems of bone analysis in childhood and adolescence. *Pediatr Nephrol* 1998; 12: 420–9.
86. Nelson DA, Koo WW. Interpretation of absorptiometric bone mass measurements in the growing skeleton: issues and limitations. *Calcif Tissue Int* 1999; 65: 1–3.
87. Fujita T, Fujii Y, Goto B. Measurement of forearm bone in children by peripheral computed tomography. *Calcif Tissue Int* 1999; 64: 34–9.
88. Schoenau E, Neu CM, Mokov E, Wassmer G, Manz F. Influence of puberty on muscle area and cortical bone area of the forearm in boys and girls. *J Clin Endocrinol Metab* 2000; 85: 1095–8.
89. Schonau E. The development of the skeletal system in children and the influence of muscular strength. *Horm Res* 1998; 49: 27–31.
90. Binkley TL, Specker BL. pQCT measurement of bone parameters in young children: validation of technique. *J Clin Densitom* 2000; 3: 9–14.
91. Lettgen B, Hauffa B, Mohlmann C, Jeken C, Reiners C. Bone mineral density in children and adolescents with juvenile diabetes: selective measurement of bone mineral density of trabecular and cortical bone using peripheral quantitative computed tomography. *Horm Res* 1995; 43: 173–5.
92. Gilsanz V. Bone density in children: a review of the available techniques and indications. *Eur J Radiol* 1998; 26: 177–82.
93. Gilsanz V, Boechat MI, Roe TF, Loro ML, Sayre JW, Goodman WG. Gender differences in vertebral body sizes in children and adolescents. *Radiology* 1994; 190: 673–7.
94. Kalender WA. Effective dose values in bone mineral measurements by photon absorptiometry and computed tomography. *Osteoporos Int* 1992; 2: 82–7.
95. Huda W, Morin RL. Patient doses in bone mineral densitometry. *Br J Radiol* 1996; 69: 422–5.
96. Kalender WA, Wolf H, Suess C, Gies M, Greess H, Bautz WA. Dose reduction in CT by on-line tube current control: principles and validation on phantoms and cadavers. *Eur Radiol* 1999; 9: 323–8.
97. Kachelrieß M, Kalender WA. Dose reduction by generalized 3D adaptive filtering for conventional and spiral single-, multirow and cone-beam CT. Presented at RSNA 85th Scientific Assembly and Annual Meeting, Chicago, IL. *Radiology* 1999; 213 (P): 283–4.
98. Lee KW, Min YK, Jang HC, Han IK. Correlation between DEXA, SPA and ultrasound in bone mass measurement in patients with or without HRT. Presented at 4th International Symposium on Osteoporosis & Consensus Development Conference, Hong Kong, 1993; 43.
99. Overton TR, Wheeler GD. Bone mass measurements in the distal forearm using dual-energy x-ray absorptiometry and gamma-ray computed tomography: a longitudinal, in vivo comparative study. *J Bone Miner Res* 1992; 7: 375–81.
100. Grampp S, Lang P, Jergas M, Gluer CC, Mathur A, Engelke K, Genant HK. Assessment of the skeletal status by peripheral quantitative computed tomography of the forearm: short-term precision in vivo and comparison to dual X-ray absorptiometry. *J Bone Miner Res* 1995; 10: 1566–76.
101. Butz S, Wuster C, Scheidt-Nave C, Gotz M, Ziegler R. Forearm BMD as measured by peripheral quantitative computed tomography (pQCT) in a German reference population. *Osteoporos Int* 1994; 4: 179–84.
102. Favus MJ. Primer on the metabolic bone diseases and disorders of mineral metabolism. Lippincott, Williams & Wilkins, Philadelphia, 1999.

Korrespondenzadresse:
Priv.-Doz. Dr. Klaus Engelke
Institut für Medizinische Physik (IMP)
der Universität Erlangen
D-91054 Erlangen,
Krankenhausstraße 12
e-mail:
klaus.engelke@imp.uni-erlangen.de

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](#)