

Dual-Energy-Computertomografie zur Fettquantifizierung in der Leber und im Knochenmark – ein Literatur-Review

Dual-Energy Computed Tomography for Fat Quantification in the Liver and Bone Marrow: A Literature Review

Autoren

Isabel Molwitz, Miriam Leiderer, Cansu Özden, Jin Yamamura

Institut

Department of Diagnostic and Interventional Radiology and Nuclear Medicine, University Medical Center Hamburg-Eppendorf, Hamburg, Germany

Key words

CT-quantitative, bone marrow, bone densitometry, dual-energy CT, fat quantification, hepatic steatosis

eingereicht 10.04.2020

akzeptiert 11.06.2020

online publiziert 10.09.2020

Bibliografie

Fortschr Röntgenstr 2020; 192: 1137–1153

DOI 10.1055/a-1212-6017

ISSN 1438-9029

© 2020. Thieme. All rights reserved.

Georg Thieme Verlag KG, Rüdigerstraße 14, 70469 Stuttgart, Germany

Korrespondenzadresse

Isabel Molwitz

Department of Diagnostic and Interventional Radiology and Nuclear Medicine, University Medical Center Hamburg-Eppendorf, Martinistraße 52, 20246 Hamburg, Germany
Tel.: +49/40/7 41 05 40 10
i.molwitz@uke.de

ZUSAMMENFASSUNG

Hintergrund Mit der Dual-Energy-Computertomografie (DECT) ist es möglich, bestimmte Elemente und Gewebe durch ihre spezifische, vom Röntgenspektrum abhängige Abschwächung zu quantifizieren. Diese systematische Übersichtsarbeit bietet einen Überblick über den Einsatz der DECT zur Fettquantifizierung in der klinischen Diagnostik im Vergleich zu etablierten Verfahren wie der Histologie, Magnetresonanztomografie (MRT) oder Single-Energy-Computertomografie (SECT).

Methode Nach systematischer Literaturrecherche wurden sämtliche Studien eingeschlossen, in denen Fettquantifizierung durch die DECT anhand von Vergleichsmodalitäten validiert wurde. Es erfolgte die Aufarbeitung der methodischen Heterogenität der eingeschlossenen Studien. Die Studiener-

gebnisse wurden je Zielorgan und separat nach Vergleichsmodalitäten präsentiert und eingeordnet.

Ergebnisse Es bestand eine hohe Heterogenität der Studienmethodik. Die DECT-Daten basierten auf sequenzieller Generierung, Fast-kVp-Switching-DECT oder Dual-Source-DECT. Die Studien behandelten sämtlich die Eignung der DECT zur Diagnostik der Steatosis hepatis oder zur Bestimmung des Knochenmarkfettanteils und dessen Einfluss auf die Messung der Knochenmineraldichte. Die DECT-Fettquantifizierung in Leber und Knochenmark kommt gegenüber der Histologie, MRT-Chemical-Shift-Relaxometrie, Magnetresonanztomografie und SECT zu validen Ergebnissen. In kontrastmittelgestützten CT-Aufnahmen ist die DECT der SECT zur Diagnostik der Steatosis hepatis klar überlegen. Im Knochen ermöglicht die Bestimmung des Knochenmarkfettanteils über die DECT die zuverlässigere Bestimmung auch des Knochenmineralanteils.

Schlussfolgerung Die DECT ist eine valide Methode zur Fettquantifizierung in Leber und Knochenmark und insbesondere für die Diagnostik der Steatosis hepatis in kontrastmittelgestützten CT-Untersuchungen gegenüber der SECT vorteilhaft. Die Korrektur der Knochenmineraldichte um den durch die DECT bestimmten Knochenmarkfettanteil gestattet eine exaktere Bestimmung der Knochenmineraldichte als konventionelle Methoden. Bei heterogener sowie fehlender Studienlage zur Split-Filter-DECT oder Dual-Layer-Spektral-CT besteht Bedarf an ergänzenden Arbeiten wie auch Potenzial für weitere Studien zur DECT-Fettquantifizierung in anderen Organsystemen.

Kernaussagen:

- Die Fettquantifizierung in Leber und Knochenmark durch die DECT ist valide möglich.
- Die DECT-Fettquantifizierung ist der SECT in kontrastmittelgestützten Aufnahmen klar überlegen.
- Die DECT-Fettquantifizierung im Knochenmark erlaubt die exaktere Bestimmung der Knochenmineraldichte.
- Es besteht Potenzial für ergänzende Studien zur Dual-Layer-Spektral-CT, Split-Filter-DECT und DECT-Fettquantifizierung in anderen Organsystemen.

Zitierweise

- Molwitz I, Leiderer M, Özden C et al. Dual-Energy Computed Tomography for Fat Quantification in the Liver and Bone Marrow: A Literature Review. Fortschr Röntgenstr 2020; 192: 1137–1153

ABSTRACT

Background With dual-energy computed tomography (DECT) it is possible to quantify certain elements and tissues by their specific attenuation, which is dependent on the X-ray spectrum. This systematic review provides an overview of the suitability of DECT for fat quantification in clinical diagnostics compared to established methods, such as histology, magnetic resonance imaging (MRI) and single-energy computed tomography (SECT).

Method Following a systematic literature search, studies which validated DECT fat quantification by other modalities were included. The methodological heterogeneity of all included studies was processed. The study results are presented and discussed according to the target organ and specifically for each modality of comparison.

Results Heterogeneity of the study methodology was high. The DECT data was generated by sequential CT scans, fast-kVp-switching DECT, or dual-source DECT. All included studies focused on the suitability of DECT for the diagnosis of he-

patic steatosis and for the determination of the bone marrow fat percentage and the influence of bone marrow fat on the measurement of bone mineral density. Fat quantification in the liver and bone marrow by DECT showed valid results compared to histology, MRI chemical shift relaxometry, magnetic resonance spectroscopy, and SECT. For determination of hepatic steatosis in contrast-enhanced CT images, DECT was clearly superior to SECT. The measurement of bone marrow fat percentage via DECT enabled the bone mineral density quantification more reliably.

Conclusion DECT is an overall valid method for fat quantification in the liver and bone marrow. In contrast to SECT, it is especially advantageous to diagnose hepatic steatosis in contrast-enhanced CT examinations. In the bone marrow DECT fat quantification allows more valid quantification of bone mineral density than conventional methods. Complementary studies concerning DECT fat quantification by split-filter DECT or dual-layer spectral CT and further studies on other organ systems should be conducted.

Einleitung

Die zuverlässige Fettquantifizierung ist von medizinischer Bedeutung für die Diagnostik der Steatosis hepatis als Teil des Krankheitsbildes der nichtalkoholischen Fettlebererkrankung. Letztere gilt als Risikofaktor für die Entwicklung eines hepatozellulären Karzinoms [1].

Ebenso ist die Fettquantifizierung im Knochen relevant, da ein inverser Zusammenhang zwischen Knochenmarkfett und Knochenmineraldichte beschrieben wurde [2]. Hohe Knochenmarkfettanteile verfälschen zudem die Ergebnisse von Knochenmineraldichtemessungen [3], wie sie zur Detektion einer Osteoporose zwecks Frakturprävention notwendig sind. Überdies wurde ein erhöhter Knochenmarkfettanteil auch als unabhängiger Risikofaktor für Frakturen dokumentiert [2]. Auch zur Differenzierung benignen von malignen Läsionen wie bei Nebennierenraumforderungen kann die Fettquantifizierung genutzt werden [4].

Radiologisch kann Fettquantifizierung mithilfe von verschiedenen Modalitäten wie der Chemical-Shift-Relaxometrie in der Magnetresonanztomografie (MRT) oder der Magnetresonanzspektroskopie (MRS) erfolgen. Beide Methoden liefern objektive quantitative Werte, wobei die MRS als Referenzstandard gilt [5]. In der MRS einschränkend zu berücksichtigen ist der nur wenige Kubikzentimeter umfassende Messbereich. Entsprechend sind multiple zeitintensive Messungen erforderlich, um ganze Organe abzudecken oder irreguläre Verfettungen zu detektieren. Im Ultraschall erfolgt die Fettbestimmung klinisch in der Regel qualitativ durch subjektive Einschätzung der Echogenität im Vergleich zu Referenzgeweben [6]. Es existieren aber auch quantitative Ansätze zur Fettbestimmung im Ultraschall, unter anderem über Rückstreuoeffizienten oder Controlled Attenuation Parameter (FibroScan, Echosens, Frankreich) [6]. Nachteilig ist dabei, dass die Berechnung über Rückstreuoeffizienten Referenzphantome benötigt und der FibroScan in übergewichtigen weiblichen Patien-

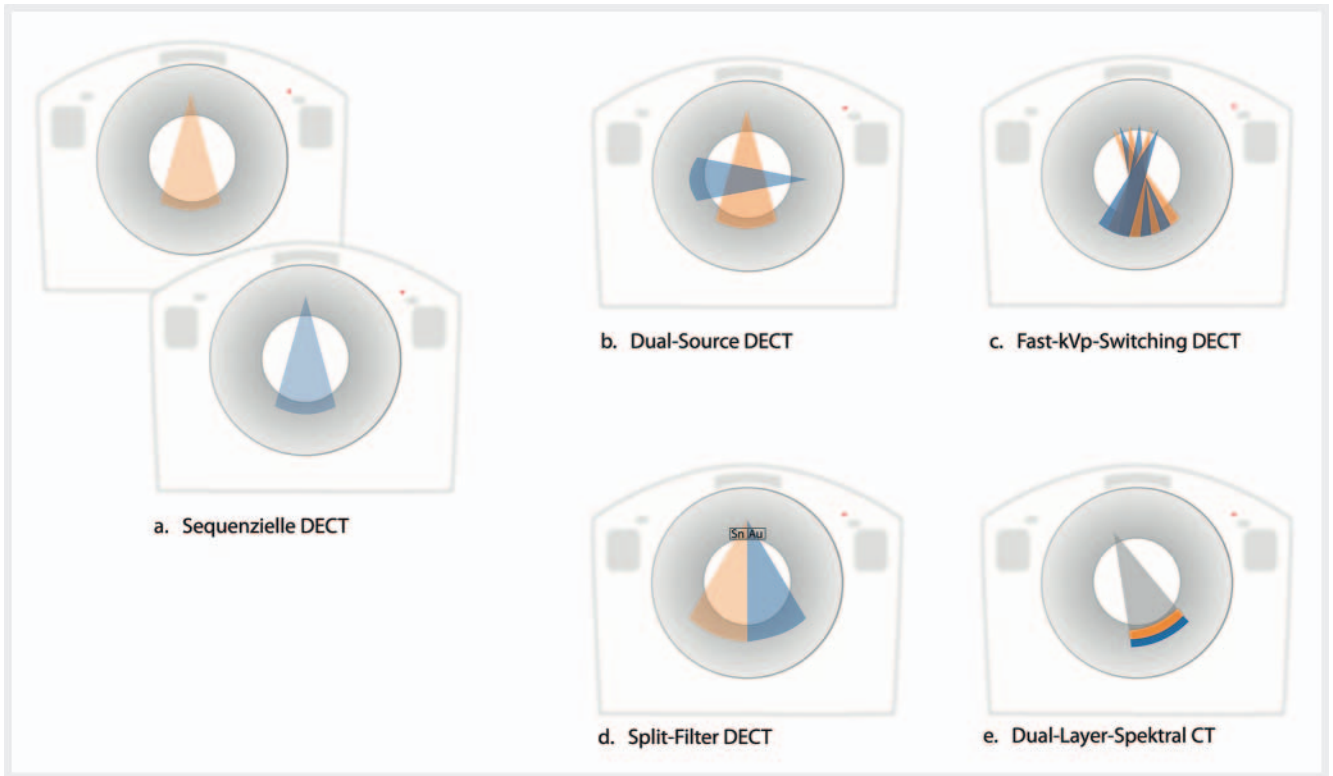
ten teils Messfehler aufweist [6]. Durch die Single-Energy-Computertomografie (SECT) ist die semiquantitative Fettbestimmung über die Abschwächungskoeffizienten in Hounsfield-Einheiten (HU) möglich. Da die Abschwächungskoeffizienten jedoch durch die CT-Parameter und sämtliche Materialien innerhalb eines Voxels beeinflusst werden, sind sowohl die Reliabilität als auch die Validität von Messungen nach Kontrastmittelgabe oder bei Eisenablagerungen eingeschränkt [7].

Eine in den letzten Jahren zunehmend zur Verfügung stehende Methode zur Fettquantifizierung ist die Dual-Energy-Computertomografie (DECT). Während das grundlegende Prinzip der DECT bereits zu Beginn der CT-Diagnostik beschrieben wurde [8, 9], ist es erst mit den 2006 eingeführten Geräten möglich, für die klinische Diagnostik valide Dual-Energy-Daten während eines einzelnen Scans zu generieren.

Ziel dieser Übersichtsarbeit ist die kritische Bewertung und Einordnung der DECT-Fettquantifizierung gegenüber den etablierten Methoden der Histologie, der MRT und MRS sowie SECT.

Technischer Hintergrund

Mit der DECT ist es möglich, über die element- bzw. materialspezifischen energieabhängigen Abschwächungskoeffizienten Elemente unterschiedlicher Ordnungszahl voneinander zu differenzieren [10]. Auch die Quantifizierung von Fett gegenüber anderen Körpergeweben ist so möglich. Die nötigen unterschiedlichen Energiespektren können durch sequenzielle Scans mit hoher und niedriger Röhrenspannung generiert werden [11], durch 2 separate Röhren-Detektor-Systeme (Dual-Source-DECT) [12] oder mit einer in Millisekunden zwischen hoher und niedriger Spannung wechselnden Röntgenröhre (Fast-kVp-Switching-DECT) [11]. Weiterhin können durch Split-Filter aus 2 Materialien wie Zinn und Gold am Röhrenaussgang hoch- und niedrigenergetische Spektren



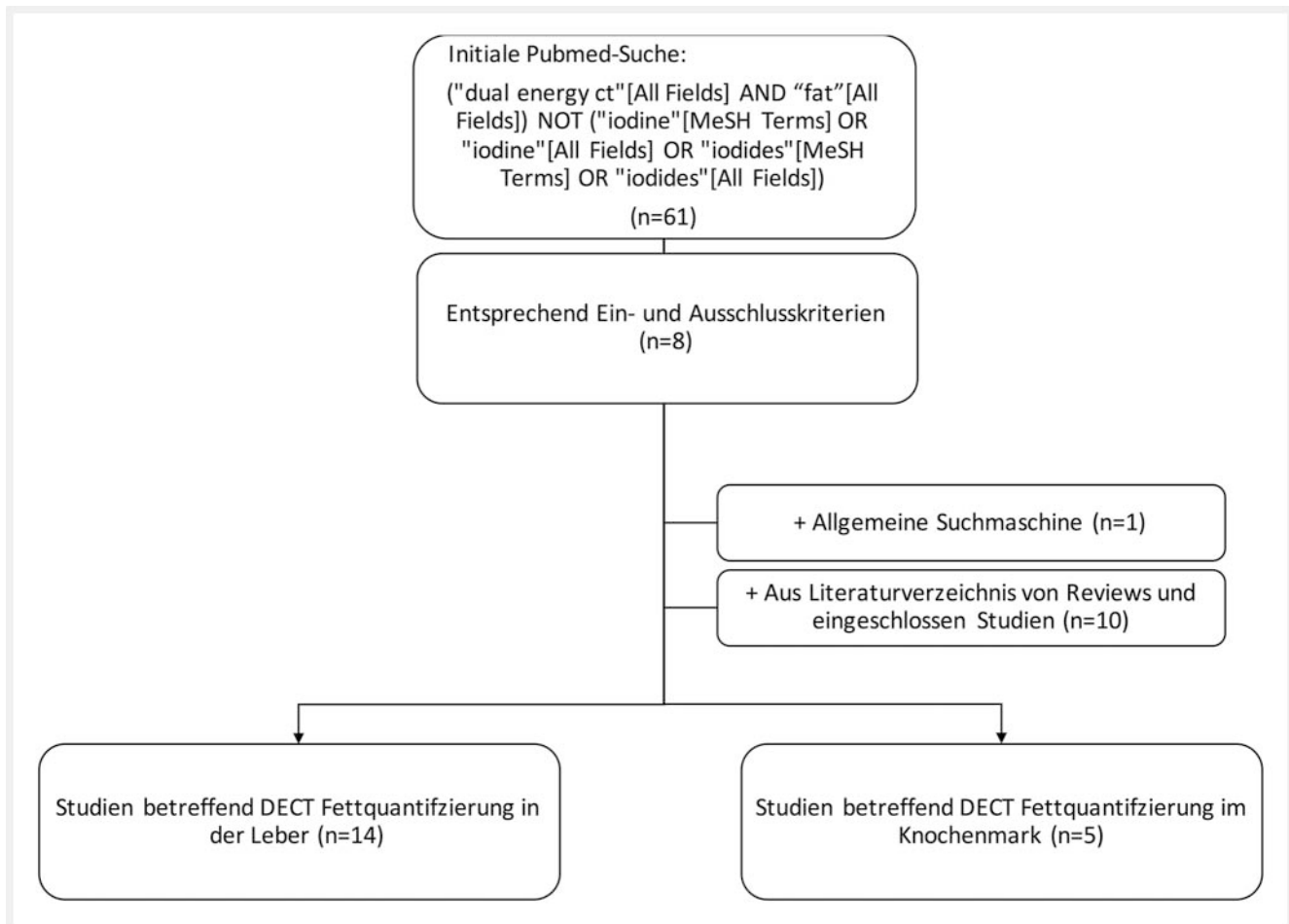
► **Abb. 1** Übersicht über die verschiedenen Scanner-Typen zur Generierung von Dual-Energy-Daten. Dargestellt sind die verschiedenen Optionen zur Generierung von Dual-Energy-Daten. In der sequenziellen DECT (a) werden nacheinander Scans mit hoher und niedriger Röhrenspannung durchgeführt. Weiterhin können die notwendigen hoch- und niedrigenergetischen Spektren auch durch 2 getrennte, im 90°-Winkel zueinander angeordnete Röhren-Detektorsysteme wie in der Dual-Source-CT (b) generiert werden. In der Fast-kVp-Switching-CT wird innerhalb von Millisekunden zwischen beiden Energieniveaus gewechselt (c). Überdies können durch Split-Filter aus 2 Materialien wie Zinn und Gold am Röhrenaussgang niedrig- und hochenergetische Spektren erzeugt werden (d). Auch die Separation der Spektren auf Detektorebene durch übereinanderliegende Schichten unterschiedlichen Materials wie in der Dual-Layer-Spektral-CT ist möglich (e).

erzeugt werden [13, 14]. Die Separation der Spektren auf Detektorebene durch übereinanderliegende Schichten unterschiedlichen Materials, die hoch- bzw. niedrigenergetische Photonen absorbieren, stellt eine weitere Option dar (Dual-Layer-Spektral-CT) [15]. Sämtliche genannte DECT-Techniken sind exemplarisch in ► **Abb. 1** dargestellt.

Methodik

Literaturrecherche, verwendete Suchparameter und Vorgehen der Studienselektion sind in ► **Abb. 2** dargestellt. Die initiale Recherche über die medizinische Datenbank PubMed lieferte am 1.10.2019 61 Treffer. Eingeschlossen wurden Originalarbeiten, in denen die Fettquantifizierung in der DECT mit Messergebnissen der Histologie, MRT oder SECT verglichen wurde. Ausgeschlossen wurden Studien, in denen der Fettgehalt mithilfe der DECT zwar erhoben, aber nicht anhand von Vergleichsmodalitäten validiert wurde. Außerdem exkludiert wurden Phantomstudien ohne *ex* oder *in vivo*-Validierung in Tier oder Mensch, Konferenz-Proceedings und Studien ohne englische oder deutsche Volltexte. Acht Studien zeigten sich kongruent zu den Ein- und Ausschlusskriterien. Außerdem fanden sich 2 Reviews zur Fettbildgebung in Leber und Knochenmark [16, 17]. Nach Einschluss einer weiteren Stu-

die, basierend auf einer Suche mittels gängiger Suchmaschine (Google), folgte ein Screening der Literaturverzeichnisse aller eingeschlossenen Studien und der genannten Reviews. Es ergaben sich 10 weitere Studien. Insgesamt eingeschlossen wurden 19 Studien, davon 14 zur DECT-Fettquantifizierung in der Leber und 5 zur DECT-Fettquantifizierung im Knochenmark. Bezogen auf andere Organsysteme zeigte eine weitere Studie, in der die Differenzierung von Nebennierenmetastasen gegenüber -adenomen mittels DECT-Fettquantifizierung über Materialdekomposition untersucht wurde, eine signifikant niedrigere Fettkonzentration in den Metastasen [4]. Es fehlte jedoch eine Vergleichsmodalität wie die Histologie, MRT oder SECT zur Bestätigung des bestimmten Fettanteils [4]. Entsprechend der definierten Ein- und Ausschlusskriterien wurde diese Studie nicht eingeschlossen. Sämtliche Studien zu anderen Organsystemen, die sich darüber hinaus aus der Literaturrecherche ergaben, behandelten die Fettdetektion und nicht die Fettquantifizierung und wurden entsprechend ebenfalls ausgeschlossen. Beispielhaft wurde die DECT-Fettdetektion in diesen Studien zur Differenzierung von chirurgisch bestätigten Cholesterollithen gegenüber Gallenflüssigkeit [18], zur Differenzierung von *Ex-vivo*-Herzmuskel oder Blutthromben gegenüber Fett [19], zur Festlegung idealer keV-Werte zur Detektion fetthaltiger und kalkhaltiger



► **Abb. 2** Flowchart des Suchalgorithmus. Die initiale Suche in der medizinischen Datenbank PubMed lieferte am 1.10.2019 61 Treffer. Eingeschlossen wurden Originalarbeiten, die die Fettquantifizierung in der Dual-Energy-CT mit etablierten Modalitäten (Histologie, MRT, Single-Energy-CT) verglichen. Ausgeschlossen wurden Studien, in denen der Fettgehalt miterhoben, aber nicht gesondert validiert wurde, Phantomstudien ohne In-vivo-Validierung, Konferenz-Proceedings und Studien ohne englische oder deutsche Volltexte. Es ergaben sich 8 Primärquellen und 2 Reviews. Eine ergänzende Suche mittels gängiger Suchmaschine (Google) führte zu einer zusätzlichen Primärquelle. Basierend auf den Quellenverzeichnissen der eingeschlossenen Studien und beider Reviews ergaben sich 10 weitere Arbeiten. Final eingeschlossen wurden 19 Studien, davon 14 zur Fettquantifizierung in der Leber und 5 zur Fettquantifizierung im Knochenmark.

ger Koronarplaques [20] sowie zur Detektion von im Kaninchen gesetzten pulmonalen Fettembolien [21] genutzt.

Ein Vergleich von Studiendesign und -methodik sämtlicher eingeschlossener Studien findet sich in den ► **Tab. 1, 2**.

Die Definition von SECT- gegenüber DECT-Analysen variierte zwischen den Studien. Zur Vereinheitlichung gelten im Folgenden alle Analysen von Abschwächungskoeffizienten (HU) auf nicht virtuell generierten Bildern jeglicher kV als SECT-Ergebnisse. Analysen, wie sie nur nach DECT-Scans generiert werden können, gelten als DECT-Ergebnisse. Das betrifft zum einen virtuell generierte monoenergetische Bilder, auf denen beispielsweise Abschwächungskoeffizienten in Leber oder Milz erhoben wurden. Auch die im Folgenden als DECT- Δ HU bezeichneten HU-Differenzen zwischen Bildern unterschiedlicher k(e)V, beispielsweise des HU-Wertes bei 140 k(e)V abzüglich des HU-Wertes bei 80 k(e)V, gelten als DECT-Ergebnisse. Weitere DECT-Ergebnisse sind die in 2 Studien erhobenen effektiven Z-Werte oder die in der Mehrzahl

der Studien (n = 14) angegebene, über Materialdekomposition bestimmte Fettfraktion (DECT-FF).

Ergebnisse: Fettquantifizierung in der Leber

Von den 14 Studien zur Fettquantifizierung in der Leber wurde die Fettquantifizierung in der DECT in 9 Studien gegenüber der Histologie verglichen [22–30], in 5 gegenüber der MRT-Chemical-Shift-Relaxometrie [5, 24, 25, 27, 28], in 4 gegenüber der MRS [5, 25, 28, 29] und in 9 gegenüber der SECT [5, 22, 24, 27, 28, 31–34] (► **Tab. 1**). Eine Übersicht der jeweiligen Studienergebnisse ist in ► **Tab. 3** dargestellt.

Stellenwert der DECT gegenüber der Histologie

In den Studien, in denen die DECT gegenüber der Histologie verglichen wurde, wurden die DECT-Daten in den ältesten 1998 und 2003 erschienenen Studien sequenziell generiert [22, 23]. Danach

| ▶ Tab. 1 Studienübersicht eingeschlossener Studien zur Fettquantifizierung in der Leber mittels DECT. | | | | | | | | | |
|--|-------------------|------|-----------------------------------|--|--|---|--|--|--|
| Titel | Autor | Jahr | Studiendesign | Versuchszahl | Versuchsobjekt | Vergleichsmodalität | DECT-Parameter | Scanner-Typ | |
| Dual-energy CT in the diagnosis and quantification of fatty liver: limited clinical value in comparison to ultrasound scan and single-energy CT, with special reference to iron overload | Mendler MH et al. | 1998 | kontrollierte Kohortenstudie | 16 Patienten mit Steatosis (davon 11 mit Eisenüberladung und 5 ohne), 11 Probanden zur Kontrolle | Patienten | Bei V. a. Steatosis im Ultraschall: Histologie (Fettkügelchen auf Hepatozytenanzahl), in allen Fällen: Labor (u. a. CRP, TGL, Cholesteroll, Glukose, Serumseisen, Transferrinsättigung, Ferritin, ASAT, ALAT, GGT, AP, Bilirubin, Prothrombinzeit, Faktor V), SECT (nativ und post-KM, 140 kV/130 mA, 10 mm Schichtdicke), Differenz der Milz zur Leber HU (n = 13 Patienten mit Milz in Probandengruppe), HU paraspinale Muskulatur, Aorta und subkutanes Fett), Leberultraschall (4 Grade an Echogenität) | nativ, 80 kV/130 mA, 140 kV/130 mA, 10 mm Schichtdicke, HU-Werte und DECT-ΔHU zwischen 80 kV und 140 kV in identischen Messregionen zur SECT | GE CT Pace-Plus (sequenziell, General Electric) | |
| Quantitative diagnosis of fatty liver with dual-energy CT. An experimental study in rabbits | Wang B et al. | 2003 | Randomisiert kontrollierte Studie | 16 (fettreiche Diät nach 1 und 4 Wochen), 4 Kontrollen | Kaninchen | Histologie (Einteilung in drei Grade 33.3, 66.6, 100% Fett je Blickfeld und Prozentwerte entsprechend automatischer Bildanalyse) | nativ, 90 kV/150 mA, 120 kV/100 mA, Kollimation und Schichtdicke 5 mm, Pitch 1 mm, HU-Werte bei 90 und 120 kV, DECT-ΔHU | HellCAT flash (sequenziell, Elscint) | |
| Quantification of hepatic steatosis with dual-energy computed tomography: comparison with tissue reference standards and quantitative magnetic resonance imaging in the ob/ob mouse | Artz NS et al. | 2012 | kontrollierte Studie | 5 Phantome, 20 Mäuse (6-mal Wildtyp, 7-mal 4 Wochen alte und 7-mal 8 Wochen alte Leptindefiziente ob/ob-Maus) | Phantome (0, 10, 20, 30, 50 % Fett), Wildtypmäuse, ob/ob-Mäuse | Histologie (Fettanteil < 5, 5–33, 33–66, > 66 %), Triglycerid-Massenfraktion, MRT-FF (IDEAL, TR 300 ms, 5 Echos pro TR, 15 Echos insgesamt, FA 3°), SECT (nativ, 100 kV/100 mA) | nativ, 80/140 kV, 630 mA, Schichtdicke 0,6 mm, HU bei 65 keV, DECT-FF (mg/ml), effektive Z | GE Discovery CT750 HD (Fast-kVp-Switching, General Electric) 3 T MR750 v22.0' (General Electric) | |
| Assessment of hepatic fatty infiltration using spectral computed tomography imaging: A pilot study | Zheng X et al. | 2013 | kontrollierte Studie | 5 Phantome, 26 Patienten mit Steatosis (5-mal mild, 11-mal moderat, 10-mal starke Steatosis hepatis), 20 Probanden als Kontrolle | Phantome (15, 30, 40, 70, 100 % Fett), Patienten, Gesunde | bekannte Phantommfettkonzentration, Einteilung der Patientengruppen nach vorheriger Bildgebung (CT, Ultraschall) | Abdomen-Protokoll ohne Angabe zu KM, 80/140 kV, 600 mA, Kollimation 0,625, Schichtdicke für Abschlussanalysen 2,5 mm, Schichtabstand 5 mm, Pitch 1,25, HU auf monoenergetischen Bildern bei 40, 50, 60, 70, 75, 100, 120 und 140 keV, HU auf Subtraktionsbildern 75 keV – 50 keV | GE Discovery CT750 HD | |

▶ Tab. 1 (Fortsetzung)

| Titel | Autor | Jahr | Studiendesign | Versuchszahl | Versuchsobjekt | Vergleichsmodalität | DECT-Parameter | Scanner-Typ |
|--|---------------------|------|------------------------------------|---|--|---|---|--|
| Contrast-independent liver-fat quantification from spectral CT exams | Mendonça PRS et al. | 2013 | Kohortenstudie | 6 Phantome, 50 Patienten | Phantome (0, 10, 20, 30, 50, 100% Fett), Patienten (Steatosis variabler Ausprägung) | bekanntes Phantommittelgabelgabe (IDEAL), native CT-Werte in Patienten | nativ und nach Kontrastmittelgabe (50-mal nativ, 13-mal arterielle Phase, 50-mal portalvenös, 40-mal Spätphase), DECT-FF (%) | GE Discovery CT750 HD GE Discovery MR750 W (General Electric) |
| Material density hepatic steatosis quantification on intravenous contrast-enhanced rapid kilovolt (peak)-switching single-source dual-energy computed tomography | Patel BN et al. | 2013 | kontrollierte Kohortenstudie | 107 Patienten mit Steatosis, 229 Probanden als Kontrolle | Patienten mit Steatosis (Differenz Leber-HU zu Milz-HU < 1), Probanden zur Kontrolle (Differenz > 1) | SECT-HU nativ und nach Kontrastmittelgabelgabe | nativ und nach Kontrastmittel (arteriell, portalvenös), Kollimation 0,625 mm, 5 mm Schichtdicke, Pitch 1,375, DECT-FF (mg/ml) | GE Discovery CT750 HD |
| A Flexible Method for Multi-Material Decomposition of Dual-Energy CT Images | Mendonça PRS et al. | 2014 | Kohortenstudie | s. Mendonça PRS et al. 2013 | s. Mendonça PRS et al. 2013 | s. Mendonça PRS et al. 2013 | s. Mendonça PRS et al. 2013 | s. Mendonça PRS et al. 2013 |
| Evaluation of hepatic steatosis using dual-energy CT with MR comparison | Sun T et al. | 2014 | randomisierte kontrollierte Studie | 41 (fetteiche Diät), 10 Kontrollen | Ratten | Histologie (< 5, 5–33, 33–66, > 66%), MRT-FF (dual-phase, TR 15 ms, TE 1,4 ms, FA 75°), MRS (TR 2000 ms, TE 35 ms, 64 Akquisitionen) | nativ, 80/140 kV, 630 mA, HU bei 40 keV, effektive Z, DECT-FF (mg/ml) | GE Discovery CT750 HD 3 T Signa MR (General Electric) |
| Separation of Hepatic Iron and Fat by Dual-Source Dual-Energy Computed Tomography Based on Material Decomposition: An Animal Study | Ma J et al. | 2014 | kontrollierte Studie | 55 (9-mal nur Steatosis, 9-mal nur Eisenüberladung, 37-mal Steatosis und Eisenüberladung), 5 Kontrollen | Ratten | Histologie (< 5, 5–33, > 33 %; für statistische Analysen nur eine Einteilung von < und > 5 %) | nativ, 80 kV/323 mA, Sn 140 kV/96 mA, Kollimation 0,6 mm, Schichtdicke 3 mm, Inkrement 2 mm, Pitch 0,6, HU-Werte auf virtuellen Nichtisenkarten | SOMATOM Definition Flash (Siemens) |
| Quantification of the fat fraction in the liver using dual-energy computed tomography and multi-material decomposition | Hur BY et al. | 2014 | randomisierte kontrollierte Studie | 12 (fetteiche Diät: 4-mal 2 Wochen, 4-mal 4 Wochen, 4-mal 6 Wochen), 4 Kontrollen | Kaninchen | Histologie (< 5, 5–33, 33–66, > 66%), MRT-FF (TR 16,2 ms, TE 1,8 ms, FA 8°, IDEAL), native SECT-HU (120 kV, 400 mA, Schichtdicke 5 mm, Pitch 1) | 20 s nach Kontrastmittelgabe, 80/140 kV, 550 mA, Schichtdicke 5 mm, Pitch 1, DECT-FF (%) | GE Discovery CT750 HD 1 T SignalHDxt (General Electric) |

| ▶ Tab. 1 (Fortsetzung) | | | | | | | | | |
|--|-----------------|------|-----------------------------------|---|---|--|--|--|--|
| Titel | Autor | Jahr | Studiendesign | Versuchszahl | Versuchsobjekt | Vergleichsmodalität | DECT-Parameter | Scanner-Typ | |
| Accuracy of Liver Fat Quantification with Advanced CT, MRI, and Ultrasound Techniques: Prospective Comparison With MR Spectroscopy | Kramer H et al. | 2017 | randomisiert-kontrollierte Studie | 50 | Patienten mit CT-Kolonografie | SECT-HU (nativ 120 kV, 1,25 mm Schichtdicke), MRT-FF (TR 13,6 ms, erste TE 1,2 mm, insgesamt 6 Echos, FA 5°), MRS (TR 3500 ms, TE 10, 20, 30, 40 und 50 ms), Ultraschall (Grad 0–3 entsprechend der Echogenität), Elastografie | nativ, 80/140 kV, monoenergetische Bilder bei 70, 80, 90, 100, 110, 120, 130, 140 keV, DECT-FF (mg/ml) | GE Discovery CT750 HD 1.5 T Signa HDxt Acuson S2000 US (Siemens) | |
| Comparative Study of Ultrasonography, Computed Tomography, Magnetic Resonance Imaging, and Magnetic Resonance Spectroscopy for the Diagnosis of Fatty Liver in a Rat Model | Noh H et al. | 2017 | randomisiert-kontrollierte Studie | 15 (fetteiche Diät), 5 Kontrollen | Ratten | Histologie (<5, 5–33, 33–66, >66%), Triglyceridgehalt in Biopsie, SECT-HU und Differenz Leber-HU zu Milz-HU (nativ, 120 kV, 100 mAs, Kollimation 0,6 mm, Pitch 0,55 mm), MRT-FF (TR 8,83 ms, TE 1,23 ms, 6 Echos, FA 4°), MRS (TR 3000 ms, TE 12 ms, 5 Echozeiten), Ultraschall (Vgl. Echogenität Leber, Milz) | nativ, 80 kV/100 mAs, 140 kV/425 mAs, Schichtdicke 1,5 mm, Kollimation 0,6 mm, Pitch 0,55, HU bei 40 kV und 80 kV sowie DECT-ΔHU zwischen 40 und 80 keV jeweils in Leber und Milz | Somatom Definition FLASH (Siemens) Philips IU22 Ultraschall (Philips) 3 T Magnetom Skyra (Siemens) | |
| Multimaterial Decomposition Algorithm for the Quantification of Liver Fat Content by Using Fast-Kilovolt-Peak Switching Dual-Energy CT: Clinical Evaluation | Hyodo T et al. | 2017 | prospektive Kohortenstudie | 33 (davon letztlich 4 ohne Steatosis) | Patienten mit V. a. nichtalkoholische Fettleber basierend auf Labor und Ultraschall | Histologie (<5, 5–33, 33–66, >66%), MRS (single-shot, TE 28 ms) | nativ und nach Kontrastmittelgabe (arteriell, portalvenös, spät), 80/140 kV, 640 mA, Schichtdicke 5 mm, HU auf monoenergetischen 70 keV Bildern, DECT-FF (%) | GE Discovery CT750 HD 1.5 T Signa HDxt | |
| Evaluation on Heterogeneity of Fatty Liver in Rats: A Multiparameter Quantitative Analysis by Dual Energy CT | Cao Q et al. | 2018 | randomisiert-kontrollierte Studie | 16 (fetteiche Diät, je 3–4 Tiere 8, 12, 16 und 20 Wochen), 8 Kontrollen | Ratten | Histologie (<5, 5–33, 33–66, >66%) | nativ, 80/140 kV, 2,5 mm Schichtdicke, 2,5 mm Schichtabstand, HU-Werte auf monoenergetischen Bildern von 40–140 keV in 5 keV-Schritten, Differenz sowie Quotient der Leber-HU zur Milz-HU bei 70 keV, Kurven des HU-Anstiegs von 40–140 keV, DECT-FF (mg/ml) | GE Discovery CT750 HD | |

Die Art der Generierung der Dual-Energy-Computertomografie (DECT) -Aufnahmen durch sequenzielle Scans, Fast-kVp-Switching-Computertomografie oder Dual-Source-Computertomografie ist bei der ersten Nennung des jeweiligen Scanner-Typs angegeben.
SECT = Single-Energy-Computertomografie; MRT-FF = Magnetresonanztomografie-Fettfraktion; IDEAL = iterative decomposition of water and fat with echo asymmetry and least squares estimation; DECT-FF = DECT-Fettfraktion; MRS = Magnetresonanztomografie; KM = Kontrastmittel.

► Tab. 2 Studienübersicht der eingeschlossenen Studien zur Fettquantifizierung im Knochenmark.

| Titel | Autor | Jahr | Studiendesign | Versuchszahl | Versuchsobjekt | Vergleichsmodalität | DECT-Parameter | Scanner-Typ |
|---|--------------------|------|---|---|--|---|---|---|
| A phase I feasibility study of multi-modality imaging assessing rapid expansion of marrow fat and decreased bone mineral density in cancer patients | Hui SK et al. | 2015 | Kadaverstudie, kontrollierte Kohortenstudie | 5 Phantome, 17 Kadaverwirbelkörper, 31 Patienten, 12 Kontrollen | Phantome (0, 50, 70, 95 und 100% Fett), lumbale Kadaverwirbelkörper, Patienten mit Ovarial-/Endometrium-CA und geplante Ovariectomie +Chemotherapie oder +Radiatio (kohorte) und ohne adjuvante Therapie (Kontrolle) | bekanntes Phantomkonzentration, Histologie der Kadaverwirbelkörper (Adipozytenvolumen pro Gewebsvolumen), SECT nach 0, 6, 12 Monaten (keine Angabe zu Kontrastmittel, 80 kV im Phantom, 140 kV in den Patienten, QCT-Pro-Software für Knochenmineraldichte), MRT-FF in 16 Patienten nach 0, 6, 12 Monaten (TE 2, 3, 4 ms, TR 9 ms), DXA nach 0 und 12 Monaten | keine Angabe zu Kontrastmittel, 80 kV, 140 kV, 1 mm Schichtdicke, DECT-Knochenmineraldichte (mg/cm ³), DECT-FF des Knochenmarks (%) | SOMATOM Definition Flash (Dual-Source, Siemens) 3 T TRIO (Siemens) DXA (General Electric) |
| Marrow Adipose Tissue Quantification of the Lumbar Spine by Using Dual-Energy CT and Single-Voxel (1)H MR Spectroscopy: A Feasibility Study | Bredella MA et al. | 2015 | prospektive Kohortenstudie | 12 | Patienten mit Übergewicht und Osteopenie | MRS (3000/30, 8 Akquisitionen), SECT-Knochenmineraldichte | keine Angabe zu Kontrastmittel, 80 kV/210 mAs, 140 kV/80 mAs, Schichtdicke 2 mm, Inkrement 2 mm, Kollimation 0,6 mm, Pitch 0,9:1, DECT-FF des Knochenmarks (%) | SOMATOM Definition Flash 3 T TRIO |
| Validation of marrow fat assessment using noninvasive imaging with histologic examination of human bone samples | Arentsen L et al. | 2015 | Kadaverstudie | 20 in der MRT und CT, davon 17 auch histologisch | lumbale Kadaverwirbelkörper | Histologie (Adipozytenvolumen pro Gewebsvolumen), MRT-FF (TE = 2, 3, 4 ms, TR = 9 ms, FA = 1°) | keine Angabe zu Kontrastmittel, 80 kV/140 kV, 1 mm Schichtdicke, DECT Volumenfraktion des gelben Marks (%) (DECT-FF) | SOMATOM Definition Flash 3 T TRIO |
| Evaluation of functional marrow irradiation based on skeletal marrow composition obtained using dual-energy computed tomography, | Magome T et al. | 2016 | Kadaverstudie, Kohortenstudie | 7 Kadaver, 6 Patienten | Kadaver, Leukämiepatienten | in den Kadavern Histologie (Fettvolumen pro Gewebsvolumen), keine Kontrolle in der Patientenstudie | 80 und 140 kV im Kadaver, 90 und 140 kV in den Patienten, Schichtdicke 5 mm, Kollimation 0,98–1,37 mm, Kalibrierung beider CT-Scanner mit QCT pro Phantom (Mindways Software, Austin, r = 0,998, p < 0,0001), DECT rotes Knochenmark (%), DECT-FF (%) | SOMATOM Definition Flash (Siemens) Kadaverstudie, Brilliance Big Bore (Philips) Patientenstudie |

| ▲ Tab. 2 (Fortsetzung) | | | | | | | | | |
|---|-------------------|------|---------------|--------------|----------------|--|--|--|--|
| Titel | Autor | Jahr | Studiendesign | Versuchszahl | Versuchsobjekt | Vergleichsmodalität | DECT-Parameter | Scanner-Typ | |
| Use of dual-energy computed tomography to measure skeletal-wide marrow composition and cancellous bone mineral density | Arentsen L et al. | 2017 | Kadaverstudie | 20 | Kadaver | MRT-FF in 20 Wirbelkörpern (TE = 2, 3, 4 ms, TR = 9 ms, FA = 1°), Knochenmineraldichte (mg/cm ³) im Mikro-CT in 13 Wirbelkörpern (1,3-fache Vergrößerung, 4-faches Binning, 0,5 mm A1-Filter, 80 kV) | nativ, 80 kV/308 mAs, Sn140kV/110–150 mAs, DECT-Knochenmineraldichte (mg/cm ³), Anteil gelbes Knochenmark (%) (DECT-FF), DECT Verteilung rotes und gelbes Knochenmark über den gesamten Körper | SOMATOM Definition Flash 3 T Trio MRT Inveon MicroCT (Siemens) | |
| Die Art der Generierung der Dual-Energy-Computertomografie (DECT) -Aufnahmen durch sequenzielle Scans, Fast-kVp-Switching-Computertomografie oder Dual-Source-Computertomografie ist bei der ersten Nennung des jeweiligen Scanner-Typs angegeben. SECT = Single-Energy-Computertomografie (CT); DECT-FF = DECT-Fettfraktion; MRT-FF = Magnetresonanztomografie-Fettfraktion; DXA = Dual-Energy-Absorptiometrie; MRS = Magnetresonanztomografie. | | | | | | | | | |

erfolgte die DECT-Datenerhebung über die Fast-kVp-Switching-DECT [24, 25, 27, 29, 30] sowie ab 2014 partiell auch mit der Dual-Source-DECT [26, 28]. Lediglich 2 Studien untersuchten Patienten (v. a. Steatosis im Ultraschall) [22, 29], die restlichen Messungen fanden in Ratten oder Kaninchen statt.

Die Korrelation der DECT-Ergebnisse erfolgte zu den histologischen Graden der Steatosis hepatis. Dabei wird zwischen milder Fettleber mit 0–33 % Fett, moderater mit 33–66 % und starker Steatosis hepatis mit > 66 % Fettanteil unterschieden [35]. Die DECT-Analysen korrelierten in der Mehrheit der Studien gut zu dieser histologischen Einteilung.

Die höchste Korrelation wurde dabei für die DECT- Δ HU in einer sequenziellen DECT-Studie in Kaninchen angegeben ($r = 0,95$, für 90, 120 kV [23]). Die Validität dieses einzelnen Studienergebnisses vorausgesetzt, entspricht das Korrelationsniveau dem der Histologie mit der MRS, die als Goldstandard der radiologischen Fettquantifizierung gilt ($r = 0,916$ [28], $r = 0,894$ [25]). Eine ebenfalls gute, leicht geringere Korrelation mit der Histologie wurde für die in 2 Studien mit Fast-kVp-Switching-DECT in Mäusen und Ratten untersuchten Abschwächungskoeffizienten auf virtuell monoenergetischen Bildern genannt ($r = -0,892$ bei 40 keV [25], $r^2 \leq 0,88$ bei 65 keV [24]). Dieses Korrelationsniveau war vergleichbar mit der Korrelation zwischen Histologie und MRT-Fettfraktion (MRT-FF), die über T2*- und DIXON-Chemical-Shift-Relaxometrie bestimmt wurde ($r^2 \leq 0,95$ [24], $r = 0,834$ [27], $r = 0,869$ [28], $r = 0,882$ [25]).

Die Korrelation von Differenz und Quotienten der hepatischen und lienalen Abschwächungskoeffizienten mit der Histologie zeigte sich in 2 Studien als gut bis moderat. Das galt zum einen in sequenzieller Technik bei 140 kV in Patienten im Jahr 1998 und zum anderen in der Fast-kVp-Switching-DECT auf virtuell monoenergetischen Bildern bei 70 keV in Ratten im Jahr 2018 (Differenz: $r = 0,75$ bei 140 kV [22], $r = -0,844$ bis $r = -0,672$ bei 70 keV [30], Quotient: $r = -0,835$ bis $r = -0,657$ bei 70 keV [30]). Auch die in 2 Studien in Ratten und Mäusen erhobene effektive Z korrelierte auf vergleichbarem Niveau mit der Histologie ($r = -0,897$ [25], $r = 0,67$ [24]).

Vergleicht man kontrastmittelgestützte mit nativen Untersuchungen, korrelierten die SECT-Abschwächungskoeffizienten auf nativen Bildern sehr gut bis gut mit der Histologie ($r = -0,92$ bei 120 kV [23], $r = -0,93$ bei 90 kV [23], $r = -0,868$ bei 120 kV [27]), nicht jedoch nach Kontrastmittelgabe ($p = 0,365$ bei 80 kV oder 140 kV [27]). Auch die durch Materialdekomposition erhobene DECT-FF korrelierte nativ in der Mehrzahl der Studien gut mit der Histologie ($r = 0,91$ [25], $r = 0,517$ bis $r = 0,816$ [29, 30]). Im Gegensatz zu den Abschwächungskoeffizienten korrelierte die DECT-FF jedoch sowohl im Kaninchen als auch im Menschen ($n = 33$) auch nach Kontrastmittelgabe mit den histologischen Steatosisgraden ($r = 0,794$; $p < 0,001$ [27, 29]).

Einzig die älteste Studie von 1998 mit 5 Patienten wies gegenüber den restlichen Studien differente Ergebnisse auf. Sie zeigte weder für native SECT-Abschwächungskoeffizienten (80, 140 kV) noch für die in sequenzieller Technik generierte DECT- Δ HU (80, 140 kV) eine Korrelation mit dem histologischen Grad in eisenfreier Fettleber [22]. Eine andere Studie wies in Ratten selbst für den Fall einer koexistierenden Eisen- und Fettüberladung die Detektion einer Steatosis hepatis (< 5 % versus > 5 % Fett) mittels Dual-Source-DECT nach [26].

▶ Tab. 3 Studienergebnisse zur DECT-Fettquantifizierung.

| Zielorgan | Autor | Jahr | Ergebnisse der Fettquantifizierung |
|-----------|---------------------|------|--|
| Leber | Mendler MH et al. | 1998 | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Korrelation der Histologie mit der SECT (Differenz der Milz-HU zur Leber-HU bei 140 kV): $r = 0,75$ ▪ Es bestand keine signifikante Korrelation der Histologie mit der DECT-ΔHU (hepatisch, zwischen 80 und 140 kV) in eisenfreier oder eisenhaltiger Leber. ▪ Mit einem Cut-off von ≥ 12 HU für die SECT (Milz-Leber-HU-Differenz) wurde eine Steatosis in 2 von 3 Fällen ohne Eisenüberladung und in 2 von 10 Fällen mit Eisenüberladung detektiert. ▪ Mit einem Cut-off von ≥ 9 HU für die DECT-ΔHU (zwischen 80 und 140 kV in der Leber) wurde eine Steatosis in 1 von 5 Fällen ohne Eisenüberladung und keinem mit Eisenüberladung detektiert. |
| | Wang B et al. | 2003 | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Korrelation der Histologie mit den SECT-Abschwächungskoeffizienten: $r = -0,93$ (bei 90 kV), $r = -0,92$ (bei 120 kV) ▪ Korrelation der Histologie mit der DECT-ΔHU zwischen 90 und 120 kV: $r = 0,95$; $p < 0,001$ |
| | Artz NS et al. | 2012 | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Korrelation der Histologie mit der MRT-FF: Determinationskoeffizient $r^2 \leq 0,95$ ▪ Korrelation der Histologie mit der monoenergetischen DECT-HU bei 65 keV: $r^2 \leq 0,88$ und mit der effektiven Z: $r = 0,67$ ▪ Korrelation der MRT-FF mit der monoenergetischen DECT-HU bei 65 keV: $r^2 = 0,85$ und mit der DECT-FF: $r^2 \leq 0,67$ ▪ Korrelation der Triglycerid-Massenfraktion aus Biopsien mit der MRT-FF: $r^2 = 0,92$; $p < 0,001$; mit der DECT-HU bei 65 keV: $r^2 = 0,89$; $p < 0,001$; mit der effektiven Z: $r^2 \leq 0,67$; $p < 0,001$ und mit der DECT-FF: $r^2 \leq 0,67$; $p < 0,001$ ▪ Korrelation der Phantombkonzentration mit der MRT-FF: $r^2 = 0,995$; $p < 0,001$; mit der DECT-HU bei 65 keV: $r^2 = 0,999$; $p < 0,001$; mit der effektiven Z: $r^2 = 0,96$; $p = 0,003$ und mit der DECT-FF: $r^2 = 0,98$; $p = 0,001$ |
| | Zheng X et al. | 2013 | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Die HU-Werte auf Subtraktionskarten von Aufnahmen bei 75 und 50 keV lagen signifikant höher als die Werte auf Subtraktionskarten von Aufnahmen bei 140 und 80 keV ($p < 0,001$). ▪ Sowohl der Quotient als auch die Differenz der Leber-HU zur Milz-HU lagen bei unterschiedlichem Leberfettgehalt bei niedrigerer keV weiter auseinander. <p>Die Differenzierung verschiedener Steatosisgrade mittels Quotient und Differenz der hepatischen und lienalen HU-Werte gelingt besser bei niedrigerer keV.</p> |
| | Mendonça PRS et al. | 2013 | <p>Die Differenz des Fettanteils zwischen nativer SECT und kontrastmittelgestützter DECT-FF betrug maximal 3 %.</p> <p>Die DECT-FF ermöglicht Fettquantifizierung auch nach Kontrastmittelgabe.</p> |
| | Patel BN al. | 2013 | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Korrelation der nativen SECT (Differenz Leber-HU zur Milz-HU < 1, gewertet als klinisch relevante Steatosis hepatitis) mit der kontrastmittelgestützten DECT-FF: $r = 0,74$; $p < 0,001$ <p>Die DECT-FF ermöglicht Fettquantifizierung auch nach Kontrastmittelgabe.</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ AUROC DECT-FF 0,85 |
| | Mendonça PRS et al. | 2014 | s. Mendonça PRS et al. 2013 |
| | Sun T et al. | 2014 | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Korrelation der Histologie mit der DECT-HU bei 40 keV: $r = -0,892$; $p < 0,001$; mit der effektiven Z: $r = -0,897$; $p < 0,001$ und mit der DECT-FF: $r = 0,91$; $p < 0,001$ ▪ Korrelation der Histologie mit der MRT-FF: $r = 0,882$; $p < 0,001$ und mit der MRS: $r = 0,894$; $p < 0,001$ ▪ AUROC MRT-FF 0,97; AUROC-MRS 0,98 ▪ AUROC DECT-FF 0,95 |
| | Ma J et al. | 2014 | <ul style="list-style-type: none"> ▪ Korrelation der virtuell monoenergetischen DECT-HU mit dem histologischen Steatosisgrad in eisenfreier Leber: $r = -0,642$; $p < 0,001$ ▪ Es bestand eine signifikante Differenz der virtuell monoenergetischen DECT-HU zwischen gesunder und steatotischer Leber ($p = 0,035$). ▪ Bei koexistierender Fett- und Eisenüberladung ist die Detektion einer Steatosis hepatitis ($< 5\%$ versus $> 5\%$ Fett) nach Anwendung eines eisenspezifischen DECT-Materialdekompositionsalgorithmus möglich. |

| ▶ Tab. 3 (Fortsetzung) | | | |
|------------------------|--------------------|------|---|
| Zielorgan | Autor | Jahr | Ergebnisse der Fettquantifizierung |
| | Hur BY et al. | 2014 | <ul style="list-style-type: none"> Korrelation der Histologie mit der nativen SECT HU: $r = -0,868$; $p < 0,001$ und mit der MRT-FF: $r = 0,834$ Es bestand keine signifikante Korrelation der Histologie mit der SECT-HU nach Kontrastmittelgabe ($p = 0,365$). Die DECT-FF korrelierte auch nach Kontrastmittelgabe mit der Histologie: $r = 0,79$; $p < 0,001$. Korrelation der MRT-FF mit der DECT-FF nach Kontrastmittelgabe: $r = 0,652$; $p = 0,008$ Mittlere Differenz der MRT-FF zur DECT-FF nach Kontrastmittelgabe: 1,56 % AUROC native SECT-HU 0,96 (≥ 5 % Steatosis) AUROC MRT-FF 0,89 AUROC DECT-FF nach Kontrastmittelgabe 0,92 (≥ 5 % Steatosis) |
| | Kramer H et al. | 2017 | <ul style="list-style-type: none"> Es bestand eine gute Korrelation der nativen SECT-HU mit der MRT-FF: Determinationskoeffizient $r^2 = 0,86$ und mit der MRS: $r^2 = 0,86$, ausgenommen die MRS bei Steatosis Grad 0 ($< 5,56$ % Fett): $r^2 = 0,07$ Lebersegmente V/VIII, $r^2 = 0,01$ Lebersegmente VI/VII Die Korrelation der DECT-FF mit der MRS war eingeschränkt: $r^2 = 0,423$ Lebersegmente V/VIII, $r^2 = 0,257$ Lebersegmente VI/VII. |
| | Noh H et al. | 2017 | <ul style="list-style-type: none"> Korrelation der Histologie mit der SECT: $r = -0,867$; mit der MRT-FF: $r = 0,869$; mit der MRS: $r = 0,916$ und mit der DECT-ΔHU: $r = 0,775$ AUROC MRT-FF 0,93; AUROC MRS 0,96 AUROC native SECT (Leber-Milz-Differenz) 0,96 AUROC native DECT-ΔHU 0,95 |
| | Hyodo T et al. | 2017 | <ul style="list-style-type: none"> Die Korrelation der Histologie ist sowohl mit der nativen DECT-FF als auch mit der DECT-FF nach Kontrastmittel gegeben. Mittlere Differenz zwischen nativer monoenergetischen DECT-HU bei 70 keV und der DECT-FF in arterieller und venöser Phase: 10–20 %. Maximale Differenz der DECT-FF zwischen nativer, arterieller, portalvenöser und später Phase: 2 %; $p < 0,05$. AUROC MRS 0,89 AUROC DECT-FF 0,88 |
| | Cao Q et al. | 2018 | <ul style="list-style-type: none"> Korrelation der Histologie mit der DECT-HU bei 70 keV (DECT Leber-Milz-Quotient): $r = -0,835$ linkshepatisch, $r = -0,657$ rechtshepatisch Korrelation der Histologie mit der DECT-HU bei 70 keV (DECT Leber-Milz-Differenz): $r = -0,844$ linkshepatisch, $r = -0,672$ rechtshepatisch Korrelation der Histologie mit der DECT-FF: $r = 0,816$ linkshepatisch, $r = 0,517$ rechtshepatisch |
| Knochenmark | Hui SK et al. | 2015 | <ul style="list-style-type: none"> Korrelation der Histologie mit der DECT-FF in Kadavern: $r = 0,8$ Korrelation der Histologie mit der MRT-FF in Kadavern: $r = 0,77$ Korrelation der DECT-FF mit der MRT-FF in Patienten insgesamt: $r = 0,77$ (Baseline $r = 0,8$; nach 6 Monaten $r = 0,68$; nach 12 Monaten $r = 0,66$) Unter Therapie nahm der Knochenmarkfettanteil sowohl durch die MRT-FF als auch durch die DECT-FF gemessen zu ($p < 0,002$, Korrelation Fettzunahme in der DECT-FF mit der MRT-FF: $r = 0,91$). Die in der Baseline festgestellte negative Korrelation des Knochenmarkfettanteils (DECT-FF) mit der über die DECT-Materialdekomposition bestimmten Knochenmineraldichte war 12 Monate nach Therapie nicht mehr nachweisbar (Baseline: $r = -0,8$, nach Therapie: $r = -0,26$). Die Zunahme an Knochenmarkfett ging nicht mit einer automatischen Abnahme der Knochenmineraldichte einher. Der Varianzkoeffizient zwischen 3 0,5 cm auseinanderliegenden Schichten je Wirbelkörper in der Histologie lag bei 0,08. |
| | Bredella MA et al. | 2015 | <ul style="list-style-type: none"> Korrelation der DECT-FF mit der MRS: $r = 0,91$; $p < 0,001$ Die mittlere Differenz zwischen DECT-FF und MRS betrug $-0,02$ %, $SD \pm 1,96$. Die unkorrigierte Knochenmineraldichte (qSECT) betrug im Mittel $124,9 \text{ mg/cm}^3 \pm 31,7$. Die um den Knochenmarkfettanteil (DECT-FF) korrigierte Knochenmineraldichte betrug im Mittel $160,8 \text{ mg/cm}^3 \pm 20,7$. Mittlere Differenz zwischen korrigierter und nicht korrigierter Knochenmineraldichte: $-35,9 \text{ mg/cm}^3$ (95 %-KI $-83,4$–$11,5$) Hohe Korrelation der Differenz zwischen unkorrigierter und korrigierter Knochenmineraldichte mit der DECT-FF: $r = 0,99$; $p < 0,001$ und gute Korrelation mit der MRS-FF: $r = 0,87$; $p < 0,01$ |

| ▶ Tab. 3 (Fortsetzung) | Ergebnisse der Fettquantifizierung | | |
|---|------------------------------------|------|--|
| Zielorgan | Autor | Jahr | |
| | Arentsen L et al. | 2015 | <ul style="list-style-type: none"> ■ Korrelation der Histologie mit DECT-FF: $r = 0,8$ und mit der MRT-FF: $r = 0,77$ ■ Korrelation der DECT-FF mit der MRT-FF: $r = 0,88$ ■ Der Varianzkoeffizient zwischen 3 0,5 cm auseinanderliegenden Schichten je Wirbelkörper in der Histologie lag bei 0,08. |
| | Magome T et al. | 2016 | <ul style="list-style-type: none"> ■ Korrelation der Histologie mit der DECT-FF: $r = 0,86$; $p < 0,0001$ |
| | Arentsen L et al. | 2017 | <ul style="list-style-type: none"> ■ Korrelation der DECT-FF mit der MRT-FF: $r = 0,88$ ■ Die qSECT überschätzte die Knochenmineraldichte in der Hals- und Brustwirbelsäule signifikant. ■ Die qSECT lieferte sehr niedrige Werte für periphere Knochen mit hohem Anteil an gelbem Knochenmark, z. B. Tibia. ■ Signifikante Unterschiede bestanden zwischen unkorrigierter Mineraldichte (qSECT) und der um den Knochenmarkanteil korrigierten Mineraldichte (DECT) in 14 von 23 Skelettregionen ($p < 0,05$) sowie auch innerhalb einzelner Knochen, z. B. Femur: 40 zu 62 mg/cm³; $p < 0,001$. |
| <p>Aufgeführt sind die Studienergebnisse zur Fettquantifizierung durch die Dual-Energy-Computertomografie (DECT) und die jeweiligen Vergleichsmodalitäten separat nach Zielorgan. SECT = Single-Energy-Computertomografie; MRT-FF = Chemical-Shift-Relaxometrie-Fettfraktion; DECT-FF = DECT-Fettfraktion; AUROC = Fläche unter der ROC-Kurve; MRS = Magnetresonanztomografie; qSECT = quantitative SECT zur Bestimmung der Knochenmineraldichte.</p> | | | |

Stellenwert der DECT gegenüber der MRT

Ausgenommen einer Studie zur Dual-Source-DECT [28] verwendeten 5 weitere Studien, die die DECT mit der MRT verglichen, Fast-kVp-Switching-DECT. Von diesen verglich eine Studie die DECT mit der MRT-Chemical-Shift-Relaxometrie in Patienten [5]. Zwei weitere Publikationen untersuchten die Übereinstimmung beider Modalitäten in Ratten [25, 28], eine in Kaninchen [27] und eine in Mäusen [24]. Der Vergleich der DECT mit der MRS fand in 2 Studien mit Patienten [5, 29] und in 2 mit Ratten statt [25, 28].

Die DECT-Abschwächungskoeffizienten auf virtuell monoenergetischen Bildern der Fast-kVp-Switching-DECT korrelierten gut mit der MRT-FF in gesunden und Leptin-defizienten Mäusen ($r^2 = 0,86$ bei 65 keV [24]). Das Korrelationsniveau war damit vergleichbarer Stärke zu dem der nativen SECT-Abschwächungskoeffizienten gegenüber der MRT-FF ($r^2 = 0,86$) oder MRS ($r^2 = 0,86$) in Patienten [5].

Studien, in denen die Übereinstimmung von Ergebnissen der DECT-Materialdekomposition (DECT-FF) mit der MRT untersucht wurde, kamen zu divergenten Ergebnissen. So scheint die DECT-FF mit der MRT-FF im Tier prinzipiell übereinzustimmen ($r^2 \leq 0,67$ in Mäusen [24], $r = 0,652$ in Kaninchen mit einer mittleren Differenz nach Bland-Altman von 1,56 % [27]). Die Korrelation zwischen der DECT-FF und MRS im Menschen wurde in einer Studie als eingeschränkt beschrieben ($r^2 = 0,423$ Lebersegmente V/VIII, $r^2 = 0,257$ Lebersegmente VI/VII; $n = 50$ [5]), in einer anderen wurde eine gute diagnostische Genauigkeit für die DECT-FF angegeben (0,88 Fläche unter der ROC-Kurve [29]).

Alle Studien im Menschen und Tier, die die diagnostische Genauigkeit der DECT-Analysen gegenüber der MRT erhoben, zeigten ein vergleichbares Niveau. So wurde eine Fläche unter der ROC-Kurve (AUROC) für die DECT- Δ HU in Ratten von 0,95 angegeben (80, 140 keV [28]). Für die DECT-FF lag die AUROC in Ratten bei 0,95 [25], in kontrastmittelgestützten Scans von Kaninchen bei 0,92 [27] und in nativen Scans von Patienten bei 0,88 [29]. Dem ähnelten die Angaben zur diagnostischen Genauigkeit der MRT mit einer AUROC der MRT-FF von 0,97 und 0,93 in Ratten [25, 28], von 0,89 für die MRT-FF in Kaninchen [27] sowie für die MRS von 0,98 und 0,96 in Ratten [25, 28] und 0,89 im Menschen [29].

Stellenwert der DECT gegenüber der SECT

In 9 Studien wurde die Fettquantifizierung in der Leber zwischen DECT und SECT verglichen. Zur SECT gerechnet werden hierbei alle Analysen von Abschwächungskoeffizienten auf nicht virtuell generierten Datensätzen. Von diesen wurden in 5 Studien neben nativen auch kontrastmittelgestützte Untersuchungen durchgeführt [22, 27, 32–34]. Zu berücksichtigen ist, dass 2 dieser Publikationen unterschiedliche Beschreibungen der Methodik sowie verschiedene Ergebnisaspekte eines identischen Studienprotokolls aufwiesen [32, 33]. Die verwendeten SECT-Röhrenspannungen lagen, soweit angegeben, zwischen 100 und 140 kV (CT-Parameter s. ▶ Tab. 1). Vier Studien fanden im Menschen statt [5, 22, 31–34], eine in Mäusen [24], eine in Ratten [28] und eine in Kaninchen [27].

Auf nativen SECT-Aufnahmen korrelierten die Abschwächungskoeffizienten in Mäusen gut mit den Abschwächungskoeff-

fizienten auf mittels Fast-kVp-Switching-DECT generierten virtuell monoenergetischen Bildern ($r^2 = 0,88$ für 65 keV [24]). Die Detektion einer Steatosis hepatis durch die Abschwächungskoeffizienten war am Beispiel von Ratten bis ≤ 120 k(e)V möglich [28]. Ab 140 kV ließ sich anhand des Abschwächungskoeffizienten nicht mehr zwischen gesunder Leber und Steatosis hepatis Grad I unterscheiden [28]. Dies war dann unter Verwendung der Δ DECT-HU noch möglich ($p = 0,004$, 80 und 140 kV [28]). Auch im Menschen gelang die Differenzierung verschiedener Steatosisgrade durch Quotient und Differenz der hepatischen und lienalen HU-Werte besser bei niedrigerer keV [31]. Ebenso zeigten sich die HU-Werte auf Subtraktionskarten von Aufnahmen bei 75 und 50 keV signifikant höher als die von Subtraktionskarten bei 140 und 80 keV ($p < 0,001$ [31]).

Weiterhin vorteilhaft zeigte sich die DECT in kontrastmittelgestützten Untersuchungen. So waren die histologischen Steatosisgrade in einer Studie mit Kaninchen in der SECT nur nativ differenzierbar ($p < 0,001$ [27]), nicht jedoch nach KM-Gabe ($p = 0,365$ [27]). Für die DECT-FF wurde auch nach Kontrastmittelgabe eine gute Korrelation mit den (histologischen) Steatosisgraden beschrieben ($r = 0,79$ [27]). Auch im Menschen korrelierte die DECT-FF in kontrastmittelgestützten Untersuchungen gut mit den nativen SECT-Abschwächungskoeffizienten bei klinisch relevanter Steatosis hepatis ($r = 0,74$ [34]) mit einer maximalen Differenz von 3% [32]. Gegenüber der DECT-HU bei 70 keV zeigte sich die DECT-FF in einer Studie mit der MRS als Vergleichsmodalität überdies unabhängig von der Kontrastmittelfase [29]. Die maximale Differenz zwischen nativer, arterieller, portalvenöser und später Phase betrug dort 2% ($p < 0,05$ [29]).

Die diagnostische Genauigkeit zwischen DECT-Analysen und der nativen SECT ist vergleichbar mit der bereits beschriebenen diagnostischen Genauigkeit zwischen DECT-Analysen und MRT. So wird für die DECT- Δ HU in Ratten eine AUROC von 0,95 angegeben (nativ, 80, 140 kV [28]) und für die DECT-FF in Kaninchen nach Kontrastmittelgabe eine AUROC von 0,92 ($\geq 5\%$ Steatosis [27]). Dem steht eine AUROC der SECT von 0,96 in Ratten (native Leber-Milz-Differenz, 120 kV [28]) und 0,96 in Kaninchen gegenüber (nativer hepatischer HU, 120 kV, $\geq 5\%$ Steatosis [27]). Für die Anwendung der DECT-FF im Menschen wurde die AUROC etwas geringer mit 0,85 angegeben [34].

In der eingeschlossenen Literatur vielfach zitiert wurden die Ergebnisse von Mendler et al. In dieser Studie wurde die DECT im Vergleich zur SECT als unterlegen für die Steatosisdiagnostik gewertet. Dies galt insbesondere bei paralleler Eisenüberladung. So konnten in der SECT (Leber-Milz-Differenz, 140 kV) 2 von 3 Fällen ohne Eisenüberladung und 2 von 10 Fällen mit Eisenüberladung detektiert werden. Durch die DECT- Δ HU (80, 140 kV) konnte nur einer von 5 Fällen ohne Eisenüberladung und keiner mit Eisenüberladung festgestellt werden. Einschränkend berücksichtigt werden sollten jedoch die sequenzielle Generierung der DECT-Aufnahmen und die geringe Fallzahl (16, davon 11 mit Eisenüberladung, 5 ohne). Auch die nicht vorhandenen Analysen zur DECT-Materialdekomposition (DECT-FF) und der fehlende Vergleich nativer und kontrastmittelgestützter Untersuchungen reduzieren die Aussagekraft der Studienergebnisse.

Ergebnisse: Fettquantifizierung im Knochenmark

Von insgesamt 5 Studien zur Fettquantifizierung im Knochenmark verglichen 3 Studien DECT-Ergebnisse mit histologischen Untersuchungen in Kadaverwirbelkörpern [36–38]. Drei Studien verglichen die DECT mit der MRT-FF [36, 37, 39] und eine mit der MRS [40]. In 2 Studien wurde die DECT überdies genutzt, um den Einfluss des Knochenmarkfetts auf die Bestimmung der Knochenmineraldichte in der quantitativen SECT (qSECT) zu korrigieren [39, 40]. Sämtliche Studien wurden mit der Dual-Source-DECT durchgeführt (zur Studienmethodik s. ► Tab. 2). Eine Übersicht der jeweiligen Studienergebnisse ist in ► Tab. 3 dargestellt.

Stellenwert der DECT gegenüber der Histologie

In den 3 Studien, in denen partiell histologische Korrelationen erfolgten, wurden diese jeweils in humanen Kadaverwirbelkörpern durchgeführt. Histologisch bestimmt wurde der Fettgehalt im Knochenmark als Adipozytenvolumen pro Gewebsvolumen der mittleren Schicht lumbaler Kadaverwirbelkörper. Dabei zeigten sich die Abweichungen zwischen dieser und den 0,5 cm oberhalb sowie unterhalb liegenden Schichten in 2 Studien gering (Varianzkoeffizient 0,08 [36, 37]).

Die Korrelation der DECT-FF im Knochenmark mit dem histologischen Ergebnis wurde in allen 3 Studien als gut bis sehr gut angegeben ($r = 0,8$ [37], $r = 0,861$ [38], $r = 0,80$ [36]). Sie war damit dem Korrelationsniveau zwischen MRT-FF und Histologie gering überlegen ($r = 0,77$ [37], $r = 0,77$ [36]).

Stellenwert der DECT gegenüber der MRT

Die Korrelation der DECT-FF im Knochenmark mit der MRS wurde lediglich in einer Studie bestimmt und für diese Patienten ($n = 12$) als hoch angegeben ($r = 0,91$ [40]). Die mittlere Differenz zwischen durch DECT-Materialdekomposition und MRS bestimmten Fettanteil betrug in dieser Kohorte $-0,02\%$ ($SD \pm 1,96$) [40].

Die Korrelation der DECT-FF mit der MRT-FF war in einer Studie mit Patientinnen mit Ovarial-/Endometrium-CA ($n = 31$) und in 2 Studien mit Kadaverwirbelkörpern jeweils etwas geringer ($r = 0,77$ [36], $0,88$ [37, 39]). Dieses Korrelationsniveau blieb jedoch auch über den Therapieverlauf hinweg, nach Ovariectomie, Chemotherapie und/oder Radiatio, bei 7–15% Zunahme an Wirbelkörperfett bestehen ($r = 0,91$ [36]).

Interessanterweise ließ sich die in der initialen Untersuchung in den Patientinnen festgestellte negative Korrelation des Knochenmarkfettanteils mit der über DECT-Materialdekomposition bestimmten Knochenmineraldichte 12 Monate nach Therapie nicht mehr nachweisen (Baseline: $r = -0,8$ DECT-FF, $r = -0,79$ MRT-FF; nach Therapie: $r = -0,26$ DECT-FF, $r = 0,051$ MRT-FF [36]). Die Zunahme an Wirbelkörperfett unter der Therapie ging folglich nicht mit einer automatischen Abnahme an Knochenmineraldichte einher.

Stellenwert der DECT gegenüber der SECT

In 2 Studien wurde der Einfluss des durch DECT-Materialdekomposition (DECT-FF) bestimmten Knochenmarkfettgehalts auf den

berechneten Knochenmineralanteil in der qSPECT bei 140 kV untersucht.

Wurde die mittels qSPECT bestimmte Knochenmineraldichte um den über die DECT-FF erhobenen Fettanteil im Knochenmark korrigiert, ergab sich für die Kohorte osteopener, übergewichtiger Patientinnen (n = 12) eine Differenz zwischen korrigierter und nicht korrigierter Knochenmineraldichte von $-35,9 \text{ mg/cm}^3$ ($-27,2\%$, 95%-KI $-83,4$ – $-11,5$ [40]). Dabei korrelierte der Betrag der Differenz mit der Höhe des Knochenmarkfettanteils in der MRT-FF ($r = 0,87$ [40]). Mit steigendem Knochenmarkfettanteil stieg entsprechend der Messfehler für die Knochenmineraldichte in der SECT.

Bezogen auf verschiedene Skelettregionen zeigte sich die Differenz zwischen korrigierter zu nicht korrigierter Knochenmineraldichte in 14 von 23 Skelettregionen in humanen Kadavern (n = 20) signifikant ($p < 0,05$ [39]). Insbesondere für Skelettregionen mit viel gelbem Knochenmark, z. B. Tibia und Humerus, war die Korrelation der Menge an Knochenmarkfett (DECT-FF) mit der Differenz zwischen korrigierter und nicht korrigierter Knochenmineraldichte hoch ($r = 0,93$; $p < 0,0001$ [39]). Teils ließen sich über die Korrektur der Knochenmineraldichte um den DECT-FF-Knochenmarkfettanteil bereits signifikante Differenzen zwischen korrigierter und nicht korrigierter Knochenmineraldichte innerhalb eines einzelnen Knochens nachweisen ($p < 0,001$ [39]).

Diskussion

Die eingeschlossenen Studien zur Fettquantifizierung in der DECT wiesen eine hohe Heterogenität auf. Dies betraf sowohl die verwendete Hardware (sequenzielle Generierung von DECT-Daten, Fast-kVp-Switching-DECT, Dual-Source-DECT) als auch DECT-Analysemethoden (u. a. Abschwächungskoeffizienten auf virtuell monoenergetischen Bildern, DECT- Δ HU, DECT-FF) und Messobjekte (Kleintiere, Patienten). Sämtliche Studien bezogen sich auf die Leber und das Knochenmark, wobei die Studienlage zum Knochenmark geringer ausfiel.

Basierend auf den eingeschlossenen Studien liefert die Fettquantifizierung mittels DECT-Analysen gegenüber Histologie, MRT und SECT für Leber und Knochenmark dennoch valide Ergebnisse im Tiermodell und im Patienten.

Steatosis Hepatis

Die Diagnostik einer Steatosis hepatis und ihrer Ausprägung ist durch die DECT laut Studienlage sicher möglich. Ein Vorteil gegenüber der SECT ist dabei die Möglichkeit, anhand der DECT virtuell monoenergetische Bilder niedrigerer keV zu generieren. Diese zeigten sich aufgrund des höheren Weichgewebekontrastes sensitiver für die Diagnostik der Steatosis hepatis. Überdies liefert die DECT-Materialdekomposition quantitative Fettangaben gegenüber semiquantitativen Abschwächungskoeffizienten [32]. Klar überlegen ist die DECT der SECT laut Studienlage vor allem in kontrastmittelgestützten CT-Untersuchungen, die einen Großteil der klinisch-indizierten CT-Abdomen-Aufnahmen ausmachen. So erlaubt die DECT-Materialdekomposition eine valide Bestimmung des Fettanteils auch unabhängig von der Kontrastmittel-

phase. Die Eignung der DECT auch nach Kontrastmittelgabe sowie die verschiedenen möglichen Ansätze zur Fettquantifizierung in der DECT relativieren überdies die Studienergebnisse von Mendler et al. So wurde in dieser Studie, die die DECT als stark eingeschränkt beziehungsweise nicht geeignet zur Fettquantifizierung in der Leber wertete, lediglich die Differenz der Abschwächungskoeffizienten zwischen 80 und 140 kV in sequenzieller, nativer DECT in einem kleinen Kollektiv untersucht.

Sowohl die MRT-Chemical-Shift-Relaxometrie als auch die MRS eignen sich als nichtinvasive Kontrolltechniken für DECT-Studien, wie die gute Korrelation zu den histologischen Steatosisgraden demonstriert. Einschränkend ist hinzuzufügen, dass durch die MRS, ebenso wie in der Histologie, nur kleine Organabschnitte untersucht werden. Um irreguläre Verfettungen zu diagnostizieren, bedarf es entsprechend in jedem Fall Techniken wie der MRT-Relaxometrie, SECT oder DECT.

Knochenmarkfett

Als vorteilhaft zeigte sich die Verwendung der DECT-Materialdekomposition zur Fettbestimmung im Knochenmark, insbesondere für die Korrektur des Knochenmineralanteils. Ein mit steigendem Fettgehalt zunehmender Messfehler für die Knochenmineraldichte wie in der qSPECT konnte durch die DECT korrigiert werden. Dies ist auch ein Vorteil gegenüber der Dual-Energy X-Ray Absorptiometry (DXA), die als weitverbreitete Methode zur Knochenmineralbestimmung u. a. vergleichbaren Einschränkungen unterliegt [3]. In jedem Fall könnten zusätzliche DXA- oder qSPECT-Untersuchungen zur Osteoporosebestimmung in Patienten, die aus anderweitiger Indikation bereits eine DECT-Untersuchung erhalten haben, zur Strahlenreduktion perspektivisch vermieden werden.

Auch für Studien zur DECT-Fettquantifizierung im Knochenmark sind die MRT-FF sowie insbesondere auch die MRS als nichtinvasive Kontrolltechniken gut geeignet.

Unabhängig von der Eignung der DECT zur Fettquantifizierung in Leber und Knochenmark sind die inhärenten Vor- und Nachteile der verschiedenen Modalitäten zu berücksichtigen. So sind die kurzen Untersuchungszeiten und die höhere Kompatibilität für Patienten mit Fremdmaterialien oder Klaustrophobie in der (DE)CT vorteilhaft gegenüber der MRT. Aufgrund der inhärenten Strahlenbelastung kann die DECT-Leberfettquantifizierung jedoch nur bei klinisch bereits vorhandener Indikationsstellung zur CT erfolgen. Insbesondere bei geplanter Kontrastmittelgabe wäre die DECT in diesen Fällen gegenüber der SECT zu bevorzugen.

Aufgrund der potenziell verfälschten Werte der Knochenmineraldichte bei hohem Knochenmarkfettanteil in der DXA [3] und qSPECT [39, 40] sollte die alternative Verwendung der DECT anstelle der qSPECT kritisch diskutiert werden. Voraussetzung hierfür sind weitere Studien, die gezielt die Strahlenbelastung bei der Bestimmung der Knochenmineraldichte zwischen beiden Methoden, z. B. in Kadavern, vergleichen. Gegenüber der Histologie ist sämtlichen bildgebenden Modalitäten gemein, dass interventionsbedingte Nebenwirkungen wie Blutungen, Nerven- oder Organverletzungen und Infekte vermieden werden.

Limitationen

Nicht auszuschließen ist es, dass einzelne Studien durch die gewählten Suchparameter (► **Abb. 2**) nicht erfasst wurden. So wären aufgrund der notwendigen Ergänzung „not iodine“ zum Abschluss von Studien zur Jodquantifizierung beispielsweise Studien, in denen Jod und Fett quantifiziert wurden, nicht selektiert worden. Aufgrund des Fokus sämtlicher eingeschlossener Studien auf Leber und Knochenmark sind überdies keine Aussagen zur Validität der DECT-Fettquantifizierung in anderen Organsystemen möglich. Eine einzelne, aufgrund fehlender Vergleichsmodalitäten zur Validierung der DECT-Ergebnisse nicht eingeschlossene Studie aus der Literaturrecherche zeigt jedoch den Nutzen der DECT-Fettmessungen auch zur Differenzierung von benignen gegenüber malignen Nebennierenraumforderungen [4]. Der Fokus der eingeschlossenen Studien auf Leber und Knochenmark könnte in der klinischen Relevanz der Diagnostik einer Steatosis hepatis und der Messung des Fettanteils im Knochenmark begründet liegen. So wird allein die Prävalenz der nichtalkoholischen Fettlebererkrankung (NAFLD) mit 13,5 % (Afrika) bis 46 % (USA) und steigender Tendenz angegeben [41]. Beim fettigen Umbau des Knochenmarks handelt es sich wiederum um einen altersindividuell unterschiedlich ausgeprägten, von Erkrankungen wie Leukämien und entsprechenden Therapien [36] abhängigen Prozess. Je nach Fettanteil im Knochenmark ergibt sich ein hoher Messfehler in den konventionellen Methoden zur Knochenmineralbestimmung [39, 40], sodass die individuelle, valide Bestimmung des Anteils an fettigem Mark von hoher Relevanz ist.

Klinisch relevante Sonderfälle stellen Patienten mit koexistierender hepatischer Fett- und Eisenüberladung dar. Es existieren zahlreiche Studien, die den Einfluss von Fett auf Eisenmessungen durch die DECT in der Leber untersuchen [42–46]. Diese wurden jedoch exkludiert, da deren Fokus auf der Eisen- und nicht auf der Fettmessung lag oder für die Fettmessungen keine *In-vivo*-Validierung anhand von Vergleichsmodalitäten stattfand. Folglich ist lediglich die Aussage möglich, dass die Differenzierung gesunder von steatotischer Leber auch bei Eisenüberladung prinzipiell durchführbar scheint [26].

Abgesehen von der bereits genannten Studienheterogenität fehlten in einigen Studien Angaben zu relevanten Messparametern. So wurde teils lediglich angegeben, dass Standard-Abdomen-Protokolle verwendet wurden. Ob diese eine Kontrastmittelgabe beinhaltet haben, wurde nicht spezifiziert [31]. In einigen Fällen waren keine Angaben zur verwendeten Röhrenspannung, zum Röhrenstrom [32–34] oder generell zu verwendeten CT- und MRT-Parametern [32, 33] vorhanden.

Überdies auffallend ist das Fehlen von Studien, die den Fettgehalt durch die Dual-Layer-Spektral-CT oder die Split-Filter-DECT untersuchen. Dies mag in der erst kürzlich erfolgten Einführung dieser Techniken in klinischen Zentren begründet sein. Studien zur DECT-Fettquantifizierung durch die Dual-Layer-Spektral-CT oder Split-Filter-DECT wären folglich wünschenswert.

Auch Potenzial für ergänzende Studien zur Validierung der DECT-Fettquantifizierung anhand von Vergleichsmodalitäten in anderen Organsystemen ist vorhanden. So wurde *in vitro* für die DECT im Vergleich zur SECT eine zuverlässigere Differenzierung von Fett und arteriellen und venösen Thromben, so wie sie in

Gefäßplaques vorkommen, beschrieben [19]. Die Eignung der DECT zur Bestimmung fetthaltiger und fettarmer Plaqueanteile in Gefäßen *in vivo* sollte entsprechend untersucht werden. Auch der Fettanteil im Skelettmuskel, der im Rahmen der Sarkopeniediagnostik bisher bildmorphologisch oder semiquantitativ über SECT-Abschwächungskoeffizienten bestimmt wird [47], könnte über die DECT quantifiziert werden.

Schlussfolgerung

Die DECT stellt eine valide Technik zur Fettquantifizierung in der Leber und im Knochenmark dar. Im Gegensatz zur SECT ist durch die DECT die zuverlässige Diagnose einer Steatosis hepatis und ihrer Ausprägung nicht nur in nativen, sondern auch in kontrastmittelgestützten CT-Untersuchungen möglich. Im Knochen erlaubt die Bestimmung des Knochenmarkfettanteils über die DECT eine exaktere Bestimmung der Knochenmineraldichte als konventionelle Methoden. Bei heterogener sowie fehlender Studienlage zu anderen Organsystemen, der Dual-Layer-Spektral-CT und Split-Filter-DECT besteht Bedarf an weiteren Arbeiten zur Fettquantifizierung durch die DECT.

Interessenkonflikt

Die Autorinnen/Autoren geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

- [1] Anstee QM, Reeves HL, Kotsiliti E et al. From NASH to HCC: current concepts and future challenges. *Nat Rev Gastroenterol Hepatol* 2019; 16: 411–428. doi:10.1038/s41575-019-0145-7
- [2] Wehrli FW, Hopkins JA, Hwang SN et al. Cross-sectional study of osteopenia with quantitative MR imaging and bone densitometry. *Radiology* 2000; 217: 527–538. doi:10.1148/radiology.217.2.r00nv20527
- [3] Bolotin HH. DXA *in vivo* BMD methodology: an erroneous and misleading research and clinical gauge of bone mineral status, bone fragility, and bone remodelling. *Bone* 2007; 41: 138–154. doi:10.1016/j.bone.2007.02.022
- [4] Ju Y, Liu A, Dong Y et al. The Value of Nonenhanced Single-Source Dual-Energy CT for Differentiating Metastases From Adenoma in Adrenal Glands. *Academic radiology* 2015; 22: 834–839. doi:10.1016/j.acra.2015.03.004
- [5] Kramer H, Pickhardt PJ, Kliewer MA et al. Accuracy of Liver Fat Quantification With Advanced CT, MRI, and Ultrasound Techniques: Prospective Comparison With MR Spectroscopy. *Am J Roentgenol American journal of roentgenology* 2017; 208: 92–100. doi:10.2214/ajr.16.16565
- [6] Ferraioli G, Soares Monteiro LB. Ultrasound-based techniques for the diagnosis of liver steatosis. *World J Gastroenterol* 2019; 25: 6053–6062. doi:10.3748/wjg.v25.i40.6053
- [7] Li Q, Dhyani M, Grajo JR et al. Current status of imaging in nonalcoholic fatty liver disease. *World J Hepatol* 2018; 10: 530–542. doi:10.4254/wjh.v10.i8.530
- [8] Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *The British journal of radiology* 1973; 46: 1016–1022. doi:10.1259/0007-1285-46-552-1016
- [9] Marshall WH Jr, Easter W, Zatz LM. Analysis of the dense lesion at computed tomography with dual kVp scans. *Radiology* 1977; 124: 87–89. doi:10.1148/124.1.87

- [10] Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *European radiology* 2007; 17: 1510–1517. doi:10.1007/s00330-006-0517-6
- [11] Johnson TR. Dual-energy CT: general principles. *Am J Roentgenol American journal of roentgenology* 2012; 199: S3–S8
- [12] Flohr TG, McCollough CH, Bruder H et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *European radiology* 2006; 16: 256–268. doi:10.1007/s00330-005-2919-2
- [13] Rutt B, Fenster A. Split-filter computed tomography: a simple technique for dual energy scanning. *Journal of computer assisted tomography* 1980; 4: 501–509. doi:10.1097/00004728-198008000-00019
- [14] Euler A, Parakh A, Falkowski AL et al. Initial Results of a Single-Source Dual-Energy Computed Tomography Technique Using a Split-Filter: Assessment of Image Quality, Radiation Dose, and Accuracy of Dual-Energy Applications in an In Vitro and In Vivo Study. *Investigative radiology* 2016; 51: 491–498. doi:10.1097/RLI.0000000000000257
- [15] Rassouli N, Etesami M, Dhanantwari A et al. Detector-based spectral CT with a novel dual-layer technology: principles and applications. *Insights Imaging* 2017; 8: 589–598. doi:10.1007/s13244-017-0571-4
- [16] Zhang YN, Fowler KJ, Hamilton G et al. Liver fat imaging—a clinical overview of ultrasound, CT, and MR imaging. *The British journal of radiology* 2018; 91: 20170959. doi:10.1259/bjr.20170959
- [17] Singhal V, Bredella MA. Marrow adipose tissue imaging in humans. *Bone* 2019; 118: 69–76. doi:10.1016/j.bone.2018.01.009
- [18] Yang CB, Zhang S, Jia YJ et al. Clinical Application of Dual-Energy Spectral Computed Tomography in Detecting Cholesterol Gallstones From Surrounding Bile. *Academic radiology* 2017; 24: 478–482. doi:10.1016/j.acra.2016.10.006
- [19] Zachrisson H, Engstrom E, Engvall J et al. Soft tissue discrimination ex vivo by dual energy computed tomography. *European journal of radiology* 2010; 75: e124–e128. doi:10.1016/j.ejrad.2010.02.001
- [20] Ohta Y, Kitao S, Watanabe T et al. Evaluation of image quality of coronary artery plaque with rapid kVp-switching dual-energy CT. *Clinical imaging* 2017; 43: 42–49. doi:10.1016/j.clinimag.2017.01.014
- [21] Tang CX, Zhou CS, Zhao YE et al. Detection of pulmonary fat embolism with dual-energy CT: an experimental study in rabbits. *European radiology* 2017; 27: 1377–1385. doi:10.1007/s00330-016-4512-2
- [22] Mendler MH, Bouillet P, Le Sidaner A et al. Dual-energy CT in the diagnosis and quantification of fatty liver: limited clinical value in comparison to ultrasound scan and single-energy CT, with special reference to iron overload. *J Hepatol* 1998; 28: 785–794. doi:10.1016/s0168-8278(98)80228-6
- [23] Wang B, Gao Z, Zou Q et al. Quantitative diagnosis of fatty liver with dual-energy CT. An experimental study in rabbits. *Acta radiologica (Stockholm, Sweden : 1987)* 2003; 44: 92–97
- [24] Artz NS, Hines CD, Brunner ST et al. Quantification of hepatic steatosis with dual-energy computed tomography: comparison with tissue reference standards and quantitative magnetic resonance imaging in the ob/ob mouse. *Investigative radiology* 2012; 47: 603–610. doi:10.1097/RLI.0b013e318261fad0
- [25] Sun T, Lin X, Chen K. Evaluation of hepatic steatosis using dual-energy CT with MR comparison. *Frontiers in bioscience (Landmark edition)* 2014; 19: 1377–1385
- [26] Ma J, Song ZQ, Yan FH. Separation of hepatic iron and fat by dual-source dual-energy computed tomography based on material decomposition: an animal study. *PLoS One* 2014; 9: e110964. doi:10.1371/journal.pone.0110964
- [27] Hur BY, Lee JM, Hyunsik W et al. Quantification of the fat fraction in the liver using dual-energy computed tomography and multiterminal decomposition. *Journal of computer assisted tomography* 2014; 38: 845–852. doi:10.1097/RCT.0000000000000142
- [28] Noh H, Song X, Heo SH et al. Comparative Study of Ultrasonography, Computed Tomography, Magnetic Resonance Imaging, and Magnetic Resonance Spectroscopy for the Diagnosis of Fatty Liver in a Rat Model. *J Korean Soc Radiol* 2017; 76: 14–24
- [29] Hyodo T, Yada N, Hori M et al. Multiterminal Decomposition Algorithm for the Quantification of Liver Fat Content by Using Fast-Kilovolt-Peak Switching Dual-Energy CT: Clinical Evaluation. *Radiology* 2017; 283: 108–118. doi:10.1148/radiol.2017160130
- [30] Cao Q, Shang S, Han X et al. Evaluation on Heterogeneity of Fatty Liver in Rats: A Multiparameter Quantitative Analysis by Dual Energy CT. *Academic radiology* 2019; 26: e47–e55. doi:10.1016/j.acra.2018.05.013
- [31] Zheng X, Ren Y, Philips WT et al. Assessment of hepatic fatty infiltration using spectral computed tomography imaging: a pilot study. *J Comput Assist Tomogr* 2013; 37: 134–141
- [32] Mendonca PR, Lamb P, Kriston A et al. Contrast-independent liver-fat quantification from spectral CT exams. *Med Image Comput Comput Assist Interv* 2013; 16: 324–331
- [33] Mendonca PR, Lamb P, Sahani DV. A Flexible Method for Multi-Material Decomposition of Dual-Energy CT Images. *IEEE transactions on medical imaging* 2014; 33: 99–116. doi:10.1109/tmi.2013.2281719
- [34] Patel BN, Kumbla RA, Berland LL et al. Material density hepatic steatosis quantification on intravenous contrast-enhanced rapid kilovolt (peak)-switching single-source dual-energy computed tomography. *Journal of computer assisted tomography* 2013; 37: 904–910. doi:10.1097/RCT.0000000000000027
- [35] Brunt EM, Janney CG, Di Bisceglie AM et al. Nonalcoholic steatohepatitis: a proposal for grading and staging the histological lesions. *Am J Gastroenterol* 1999; 94: 2467–2474. doi:10.1111/j.1572-0241.1999.01377.x
- [36] Hui SK, Arentsen L, Sueblinwong T et al. A phase I feasibility study of multi-modality imaging assessing rapid expansion of marrow fat and decreased bone mineral density in cancer patients. *Bone* 2015; 73: 90–97. doi:10.1016/j.bone.2014.12.014
- [37] Arentsen L, Yagi M, Takahashi Y et al. Validation of marrow fat assessment using noninvasive imaging with histologic examination of human bone samples. *Bone* 2015; 72: 118–122. doi:10.1016/j.bone.2014.11.002
- [38] Magome T, Froelich J, Takahashi Y et al. Evaluation of Functional Marrow Irradiation Based on Skeletal Marrow Composition Obtained Using Dual-Energy Computed Tomography. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2016; 96: 679–687. doi:10.1016/j.ijrobp.2016.06.2459
- [39] Arentsen L, Hansen KE, Yagi M et al. Use of dual-energy computed tomography to measure skeletal-wide marrow composition and cancellous bone mineral density. *J Bone Miner Metab* 2017; 35: 428–436
- [40] Bredella MA, Daley SM, Kalra MK et al. Marrow Adipose Tissue Quantification of the Lumbar Spine by Using Dual-Energy CT and Single-Voxel (1)H MR Spectroscopy: A Feasibility Study. *Radiology* 2015; 277: 230–235. doi:10.1148/radiol.2015142876
- [41] Perumpail BJ, Khan MA, Yoo ER et al. Clinical epidemiology and disease burden of nonalcoholic fatty liver disease. *World J Gastroenterol* 2017; 23: 8263–8276. doi:10.3748/wjg.v23.i47.8263
- [42] Hyodo T, Hori M, Lamb P et al. Multiterminal Decomposition Algorithm for the Quantification of Liver Fat Content by Using Fast-Kilovolt-Peak Switching Dual-Energy CT: Experimental Validation. *Radiology* 2017; 282: 381–389. doi:10.1148/radiol.2016160129
- [43] Fischer MA, Gnannt R, Raptis D et al. Quantification of liver fat in the presence of iron and iodine: an ex-vivo dual-energy CT study. *Investigative radiology* 2011; 46: 351–358. doi:10.1097/RLI.0b013e31820e1486
- [44] Xie T, Li Y, He G et al. The influence of liver fat deposition on the quantification of the liver-iron fraction using fast-kilovolt-peak switching dual-energy CT imaging and material decomposition technique: an in vitro experimental study. *Quantitative imaging in medicine and surgery* 2019; 9: 654–661. doi:10.21037/qims.2019.04.06
- [45] Fischer MA, Reiner CS, Raptis D et al. Quantification of liver iron content with CT-added value of dual-energy. *European radiology* 2011; 21: 1727–1732. doi:10.1007/s00330-011-2119-1

- [46] Oelckers S, Graeff W. In situ measurement of iron overload in liver tissue by dual-energy methods. *Physics in medicine and biology* 1996; 41: 1149–1165. doi:10.1088/0031-9155/41/7/006
- [47] Poltronieri TS, de Paula NS, Chaves GV. Assessing skeletal muscle radio-density by computed tomography: An integrative review of the applied methodologies. *Clin Physiol Funct Imaging* 2020. doi:10.1111/cpf.12629
- [48] Cruz-Jentoft AJ, Bahat G, Bauer J et al. Sarcopenia: revised European consensus on definition and diagnosis. *Age Ageing* 2019; 48: 16–31. doi:10.1093/ageing/afy169