

Radiologie up2date

4 · 2018

Gerätetechniken / Neuentwicklungen / Digitale Radiologie 11

# Grundlagen, Umsetzung und klinische Anwendung der Dual-Energy-CT

*Nils Große Hokamp  
Simon Lennartz  
David Maintz*

VNR: 2760512018154652655  
DOI: 10.1055/a-0657-7090  
Radiologie up2date 2018; 18 (4): 303–315  
ISSN 1616-0681  
© 2018 Georg Thieme Verlag KG

## Unter dieser Rubrik sind bereits erschienen:

### Gefäßverschießende Methoden (Embolotherapie)

R. Müller-Wille Heft 3/2018

### PET/MR: aktuelle Einsatzmöglichkeiten in der onkologischen Diagnostik

B. M. Schaarschmidt, H. H. Quick, K. Herrmann, L. Umutlu Heft 3/2018

### Grundlagen der kontrastverstärkten Sonografie (CEUS)

H. Strunk, M. Marinova Heft 2/2018

### Dosis und Dosisreduktion in der Computertomografie

M. Lell, M. Wucherer, M. Kachelrieß Heft 2/2017

### Diffusionsbildgebung: Technik und klinische Anwendung

G. Kukuk, S. Greschus, J. Goldstein, C. Pieper Heft 1/2017

### MRT-Perfusionsmessung mit Arterial Spin Labelling –

Anwendung für die Niere und Transplantatniere K. Hüper, B. Kühn, M. Gutberlet Heft 2/2016

### Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung in der Neuroradiologie

S. Peters Heft 1/2014

### Artefakte und Fallstricke in der onkologischen F-FDG-PET-CT-Diagnostik

C. von Falck, H.-J. Raatschen, F. Bengel Heft 4/2011

### Dynamische Flat-Panel-Detektoren: Technik und Anwendungen

R. Loose Heft 2/2011

### Neue Entwicklungen in der MSCT

H. Shin Heft 4/2010

### Hochfeld-MRT: Was ist anders?

H. Quick Heft 3/2010

### MR-Artefakte erkennen und vermeiden

S. Heiland Heft 4/2009

### Wissenswertes zur Untersuchungstechnik bei Multislice-CT: ein Leitfaden für die Praxis

H. Shin Heft 1/2007

### Funktionelle Magnetresonanztomografie: Grundlagen und klinische Anwendung

C. Stippich Heft 4/2005

### Radiologische Messverfahren zur Beurteilung des Therapieansprechens solider Tumoren

D. Wormanns Heft 3/2005

### Parallele Bildgebung in der Magnetresonanztomografie

S. Maderwald, M. Ladd Heft 2/2005

### PET/CT in der Onkologie

G. Antoch, A. Bockisch, M. Forsting Heft 4/2004

### Der klinische Einsatz der diffusionsgewichteten MRT am Gehirn

J. Fiebach, I. Harting Heft 3/2004

### Perfusions-MRT

S. Heiland, M. Hartmann Heft 3/2004

### Mehrzeilen-CT: Anwendung beim Schlaganfall

P. Schramm Heft 2/2004

### Kontrastmittel in der Radiologie – Röntgen und MRT

U. Speck Heft 1/2003

### Schnelle Magnetresonanz-Bildgebung

S. Brockstedt, K. Scheffler, G. Bongartz, E.-M. Larsson Heft 4/2002

### Grundlegende Techniken des Image Processing in der Schnittbilddiagnostik

H. Shin, G. Stamm Heft 3/2002

### Digitale Flachdetektorsysteme

K. Ludwig, T. Bernhardt Heft 1/2002

### Multi-Detektor-Computertomografie

H. Shin, S. Heiland Heft 4/2001

#### ALLES ONLINE LESEN



Mit der eRef lesen Sie Ihre Zeitschrift: online wie offline, am PC und mobil, alle bereits erschienenen Artikel. Für Abonnenten kostenlos! <https://eref.thieme.de/radio-u2d>

#### JETZT FREISCHALTEN



Sie haben Ihre Zeitschrift noch nicht freigeschaltet? Ein Klick genügt: [www.thieme.de/eref-registrierung](http://www.thieme.de/eref-registrierung)

# Grundlagen, Umsetzung und klinische Anwendung der Dual-Energy-CT

Nils Große Hokamp, Simon Lennartz, David Maintz



Die neuesten Computertomografen messen die Schwächung hoch- und niederenergetischer Röntgenquanten separat und erlauben so neben der Berechnung konventioneller Bilder die Erstellung vieler weiterer Rekonstruktionen. Die so zur Verfügung stehenden virtuell monoenergetischen Bilder, Jodkarten, virtuell nativen Bilder u. v. a. erhalten zunehmend Einzug in sämtliche Domänen der CT-Diagnostik.

## Einleitung

Das Konzept der schnittbildtomografischen Bildgebung mit Röntgenstrahlung unterschiedlicher Energien gibt es seit der Einführung der CT in der 1970er-Jahren. Erste klinisch einsetzbare Scanner waren aber erst Mitte der 2000er-Jahre verfügbar. Heute stehen verschiedene technologische Konzepte zur Dual-Energy-CT (DECT) von verschiedenen Herstellern zur Verfügung. Die Abtastung mit 2 unterschiedlichen Energien erlaubt eine genauere Charakterisierung des untersuchten Objekts und somit Rückschlüsse auf dessen Zusammensetzung oder Beschaffenheit. Daher ermöglicht die DECT neben den seit Langem etablierten morphologischen Bildrekonstruktionen (konventionelle CT-Bilder) viele weitere Bildrekonstruktionen: Virtuell monoenergetische Rekonstruktionen bieten z. B. Vorteile hinsichtlich des Jodkontrastes in kontrastverstärkten Untersuchungen oder reduzieren Artefakte in Gegenwart orthopädischen Fremdmaterials. Darüber hinaus ist es mit jod- oder kalziumsupprimierten Bildrekonstruktionen möglich, Zufallsbefunde besser zu charakterisieren oder den Knochen diagnostisch genauer zu beurteilen. Neuartige Bildrekonstruktionen wie Jodkarten und Karten der Elektronendichte oder der effektiven Ordnungszahl liefern Informationen, die über die rein morphologische Bildgebung hinausgehen. Derartige multiparametrische DECT-Rekonstruktionen finden zunehmend Verwendung in sämtlichen Domänen moderner CT-Diagnostik.

## Physikalische Grundlagen: Interaktion von Röntgenstrahlung mit Materie

Die Röntgendiagnostik beruht darauf, dass Röntgenstrahlen ein zu untersuchendes Objekt durchdringen und dabei geschwächt werden. Diese Schwächung wird registriert, wobei 2 physikalische Effekte von Bedeutung

### INFO

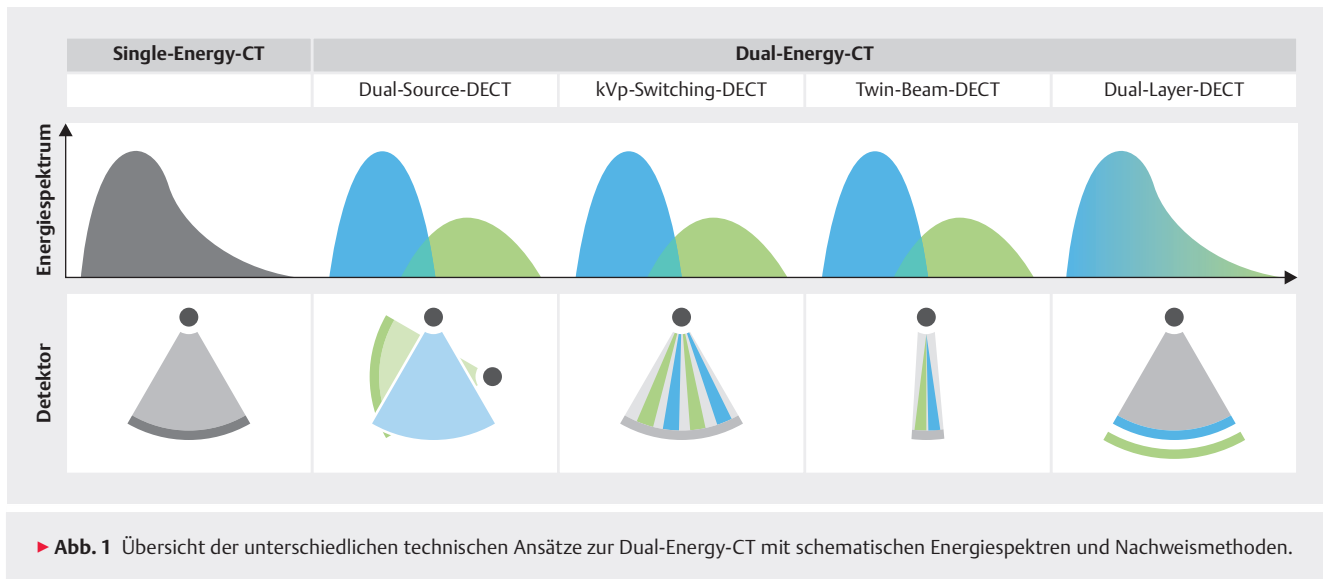
#### Physikalische Effekte

- Der photoelektrische Effekt hat eine primäre Abhängigkeit von der chemischen Ordnungszahl des untersuchten Objekts und ist bis zu Energien von ca. 100 kV vorherrschend.
- Der Compton-Effekt (auch die Compton-Streuung) hängt vor allem von der physikalischen Dichte des untersuchten Objekts ab und ist bei höheren Energien vorherrschend.

Misst man den Beitrag beider Effekte getrennt, lassen sich Rückschlüsse auf die Materialzusammensetzung und -beschaffenheit ziehen.

sind: der photoelektrische Effekt und der Compton-Effekt (s. Infobox).

In der konventionellen CT-Diagnostik wird die totale Schwächung eines Spektrums von Röntgenstrahlen gemessen, d. h. sämtliche in einem Röntgenspektrum enthaltene Photonenenergien werden gemeinsam registriert. In der DECT hingegen wird die Schwächung von hoch- und niederenergetischen Photonen (weitgehend) unabhängig voneinander gemessen. So können Rückschlüsse auf den energieabhängigen, materialinhärenten Absorptionskoeffizienten gezogen werden. Auf diese Weise lassen sich die untersuchten Objekte genauer charakterisieren und ihre physikalischen und chemischen Eigenschaften gezielt identifizieren und quantifizieren (z. B. Jod oder Harnsäure). Ein typisches Beispiel hierfür ist die Separierung zwischen Knochen und jodhaltigem Kontrastmittel, die anhand der reinen CT-(Hounsfield-)Dichte nicht gelingt.



### Merke

Durch die getrennte Abtastung/Registrierung mit 2 verschiedenen Energien lassen sich Materialien gezielt identifizieren und Gewebe besser charakterisieren.

## Technologische Umsetzung

Grundsätzlich lassen sich emissions- und detektorbasierte Ansätze zur DECT unterscheiden. Dabei steht entweder die sowohl räumlich als auch zeitlich simultane Abtastung eines Untersuchungsobjekts mit 2 verschiedenen Energien im Vordergrund (emissionsbasierte Ansätze) oder die sowohl räumlich als auch zeitlich simultane Registrierung der Schwächung hoch- und niederenergetischer Photonen (detektorbasierte Ansätze).

### INFO

#### Konzepte zur DECT

- emissionsbasiert
  - Dual-Source-DECT: 2 Röhren-Detektor-Paare um 90° versetzt in einem CT-Gerät
  - kVp-Switching-DECT: schneller Wechsel der Röhrenspannung in einer einzelnen Umdrehung
  - Twin-Beam-DECT: Filterung des Röntgenspektrums entlang der Z-Achse und unabhängiges Auslesen der korrespondierenden Detektorreihen
- detektorbasiert
  - Dual-Layer-DECT: 2 gestapelte Detektorschichten, welche die hoch- und niederenergetischen Photonen getrennt registrieren

Die verschiedenen Konzepte unterscheiden sich hinsichtlich der räumlichen und zeitlichen Simultanität und der Überschneidung der 2 Spektren (► **Abb. 1**). Durch eben diese Unterschiede ergeben sich Konsequenzen hinsichtlich der Nachbearbeitung der Untersuchungsdaten. Neben konventionellen Bildern stehen grundsätzlich folgende Rekonstruktionen zur Verfügung:

- virtuell monoenergetische Bilder
- virtuell native Bilder
- Jodkarten
- Harnsäurekarten
- $Z_{\text{eff}}$ -Karten zur Illustrierung der effektiven Ordnungszahl
- weitere, bislang vor allem experimentell verwendete Rekonstruktionen
  - kalziumsupprimierte Bilder
  - Elektronendichtekarten
  - und andere

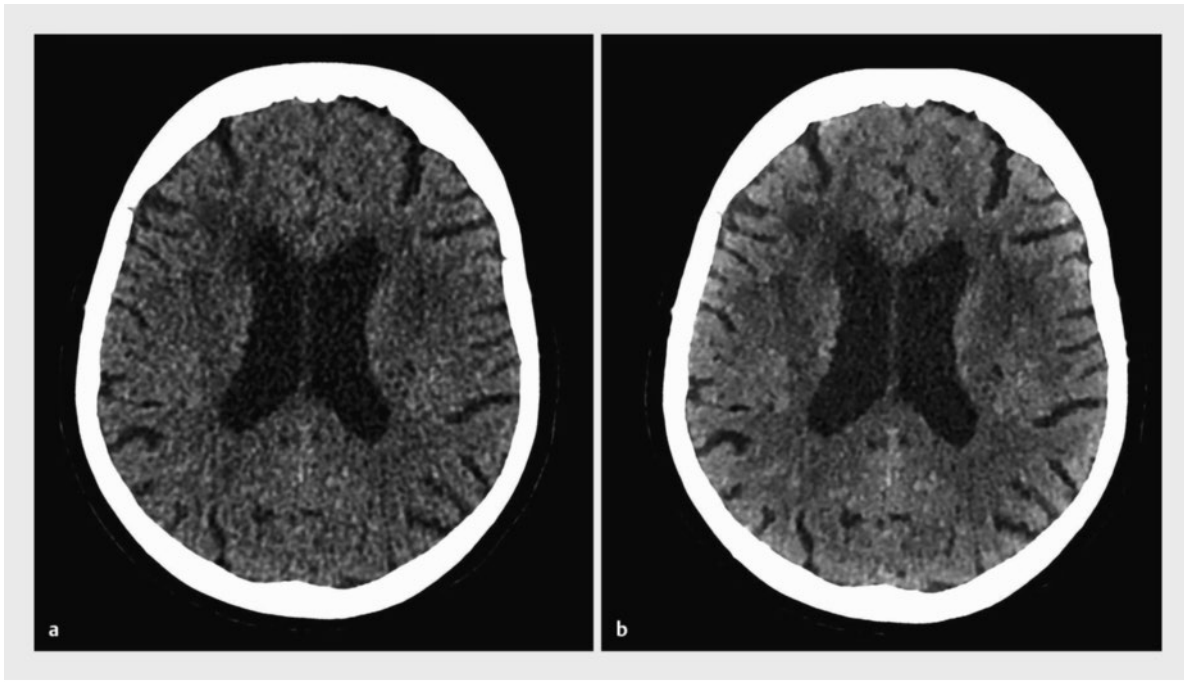
### Merke

Die verschiedenen Konzepte zur DECT bieten unterschiedliche Vor- und Nachteile. Grundsätzlich unterscheiden sich die zur Verfügung stehenden Bildrekonstruktionen jedoch nicht.

## Klinische Anwendung

### Virtuell monoenergetische Bilder

Virtuell monoenergetische Bilder lassen sich errechnen, indem die hoch- und niederenergetischen Bilder linear miteinander kombiniert werden. Je nach DECT-Konzept stehen diese in Energiestufen zwischen 40 und 150 (bis 200 keV) zur Verfügung. Ein virtuell monoenergetisches Bild bei 40 keV simuliert die Schwächung, die Photonen mit einer Energie von 40 keV erzeugen würden.



► **Abb. 2** Verbesserte Differenzierung von grauer und weißer Hirnsubstanz in virtuell monoenergetischen Bildern bei 55 keV (b) gegenüber konventionellen Bildern (a) (IQon Spektraldetektor CT, Philips Healthcare).

#### Cave

Die Energiestufe virtuell monoenergetischer Bilder bezieht sich auf eine Photonenenergie in Kiloelektronenvolt (keV); die Kilovolt-Angabe (kV) hingegen beschreibt die Beschleunigungsspannung in der Röntgenröhre!

Niedrig energetische, virtuell monoenergetische Bilder verstärken aufgrund des bei niedrigen Photonenenergien vorherrschenden photoelektrischen Effekts den Kontrast zwischen Strukturen unterschiedlicher atomarer Zusammensetzung. In nativen CCT-Untersuchungen kann man dies nutzen, um graue und weiße Substanz besser voneinander abzugrenzen und so frühe Infarktzeichen leichter zu erkennen (► **Abb. 2**) [1]. Bei Verwendung jodhaltiger Kontrastmittel lässt sich ein weiterer Effekt ausnutzen: Röntgenphotonen mit einer Energie in der Nähe der k-Kante eines Atoms werden besonders stark geschwächt. Da die k-Kante von Jod bei ca. 33 keV liegt, wird in virtuell monoenergetischen Bildern bei 40 keV die durch Jod hervorgerufene Schwächung weiter verstärkt (zusätzlich zu der deutlich höheren Ordnungszahl von Jod im Vergleich zu menschlichem Gewebe,  $N = 53$  bzw.  $N = 15$ ) [2,3].

#### Merke

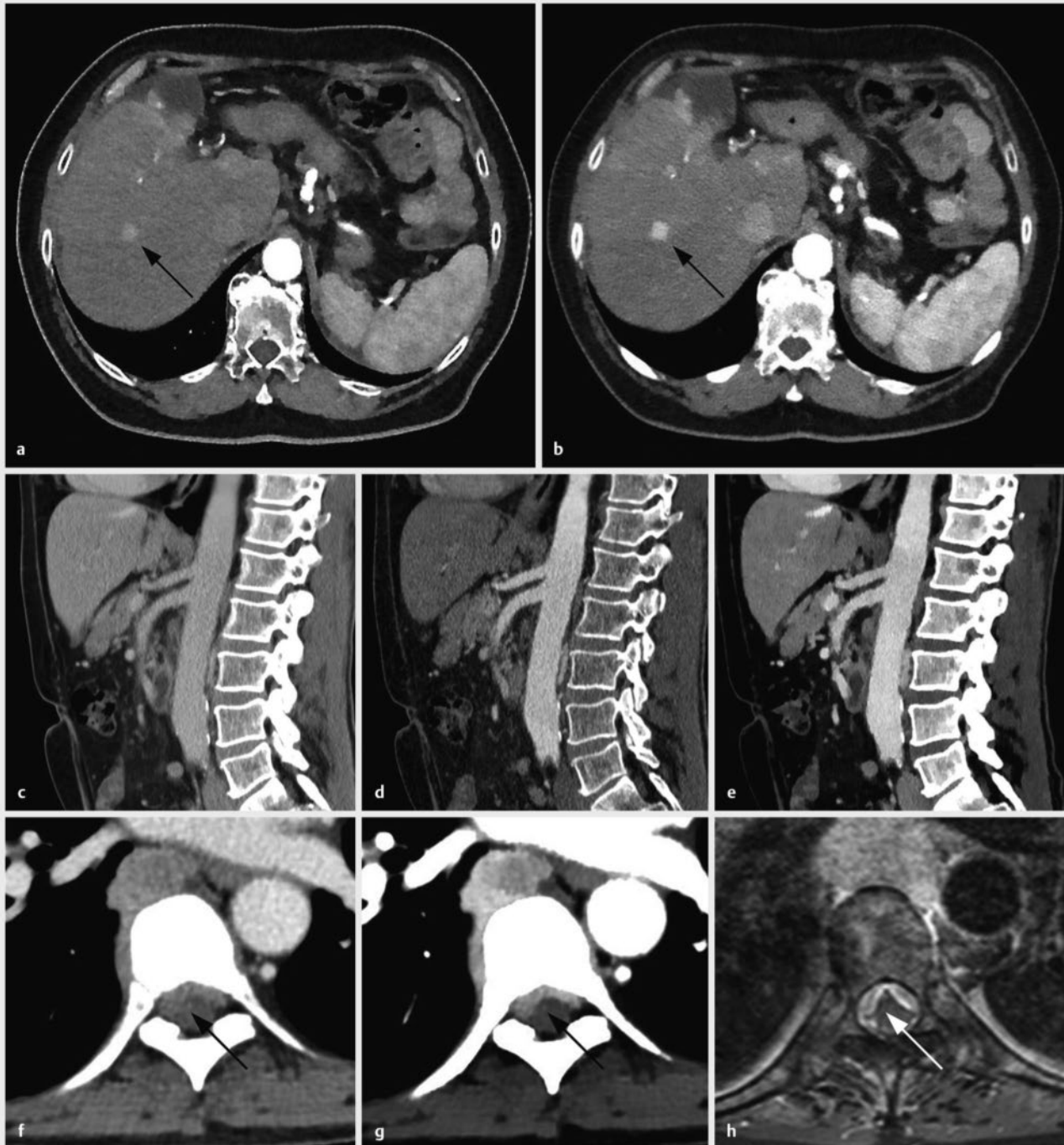
Virtuell monoenergetische Bilder von 40–60 keV verstärken den Jodkontrast in kontrastmittelgestützten Untersuchungen durch die Nähe dieses Energiebereichs zur k-Kante von Jod.

In der klinischen Routine nutzt man diese Eigenschaft vielfältig, beispielsweise als Suchsequenz nach hypervaskularisierten Leberläsionen (► **Abb. 3 a**) oder zur Erhöhung des Gefäßkontrastes (► **Abb. 3 b**) [2,3]. Solche Hochkontrast-Rekonstruktionen können außerdem dazu beitragen, computertomografisch schwer zugängliche Strukturen wie den Spinalkanal besser zu beurteilen (► **Abb. 3 c**) [4]. Da der höhere Kontrast jedoch zu einer deutlichen Veränderung der Hounsfield-Werte führt, ist bisweilen eine Anpassung von Fensterlage und -breite notwendig [5,6].

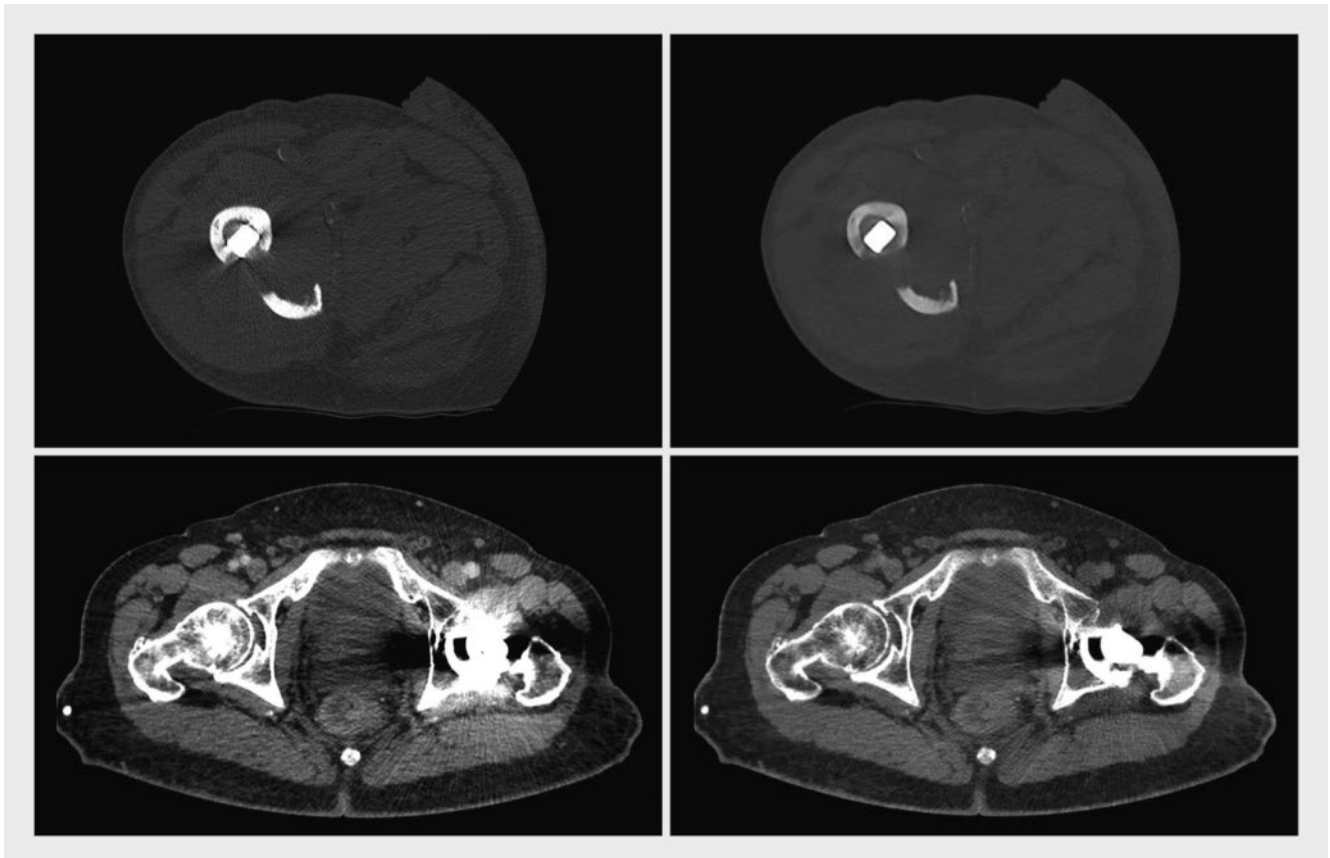
Virtuell monoenergetische Bilder im hohen keV-Bereich können auch zur Verringerung von Artefakten durch orthopädisches Fremdmaterial genutzt werden [7]. Zwei wichtige Mechanismen, die zur Artefaktentstehung beitragen, sind das „Verhungern“ von Photonen, d.h. die vollständige Absorption eines Photons, und die Strahlungsaufhärtung, d.h. die Absorption niedrigenergetischer Photonen mit einem am Detektor entsprechend größeren Anteil hochenergetischer Photonen.

#### Merke

Virtuell monoenergetische Bilder in hohen keV-Stufen sind insbesondere dazu geeignet, Aufhärtungsartefakte zu reduzieren. Dies geschieht jedoch zulasten des Weichteilkontrastes.



► **Abb. 3** Klinische Anwendung virtuell monoenergetischer Bilder (IQon Spektraldetektor CT, Philips Healthcare). **a, b** Verbesserte Abgrenzbarkeit hypervaskularisierter Leberläsionen (Pfeile) in virtuell monoenergetischen Bildern bei 40 keV (rechts). **c–e** Verstärkung des Gefäßkontrastes in virtuell monoenergetischen Bildern der venösen Kontrastmittelfase bei 40 keV (**e**) erlaubt eine vergleichbare Beurteilbarkeit der Gefäße wie in der CT-Angiografie (**d**). Die konventionell-venöse Kontrastmittelfase ist in **c** dargestellt. **f–h** Deutlichere Abgrenzbarkeit einer intraspinalen Tumorkomponente (Pfeile) in virtuell monoenergetischen Bildern der venösen Kontrastmittelfase (**g**) gegenüber konventionellen Bildern (**f**). In der kontrastmittelgestützten MRT-Bildgebung stellt sich die Läsion ebenfalls dar (**h**).



► **Abb. 4** Verringerung von hyperdensen Aufhärtungs- und hypodensen Auslöschungsartefakten in virtuell monoenergetischen Bildern bei 120 keV bei Patienten mit Femurnagel (rechts oben) bzw. Hüft-TEP (rechts unten) im Vergleich zu den jeweiligen konventionellen Bildern (links); obere Reihe GE Revolution kVp switching CT, GE Healthcare, zur Verfügung gestellt von Dr. S. Van Hedent, Universitair Ziekenhuis Brussel; untere Reihe IQon Spektraldetektor CT, Philips Healthcare.

Ein Nutzen solcher Bildrekonstruktionen hinsichtlich einer Artefaktreduktion wurde für verschiedenste orthopädische Implantate demonstriert (► **Abb. 4**) [7–11]. Insbesondere gilt anzumerken, dass das Reduktionspotenzial neben der Art und Größe des Implantats auch vom verwendeten Material abzuhängen scheint [8, 12]. Insbesondere bei großen Implantaten mit entsprechend starken Artefakten ist der Nutzen limitiert. Hier kann durch die Kombination von virtuell monoenergetischen Bildern mit dezidierten Metall-Artefakt-Reduktionsalgorithmen ein Mehrwert erreicht werden [13].

### Virtuell native Bilder

Über den Prozess der sog. Drei-Material-Dekomposition (engl. „three material decomposition“) kann die durch jodhaltiges Kontrastmittel hervorgerufene Schwächung identifiziert werden. Anhand dieser Information lässt sich die jodassoziierte Schwächung aus Bildern herausrechnen – es entstehen sog. virtuell native Bilder (► **Abb. 5 a**) [14, 15]. Klinische Anwendung finden virtuell native Bilder in der Charakterisierung von Zufallsbefunden, beispielsweise inzidentell nachgewiesenen Tumoren der Nebenniere (► **Abb. 5 b**). Darüber hinaus bieten sie ein Po-

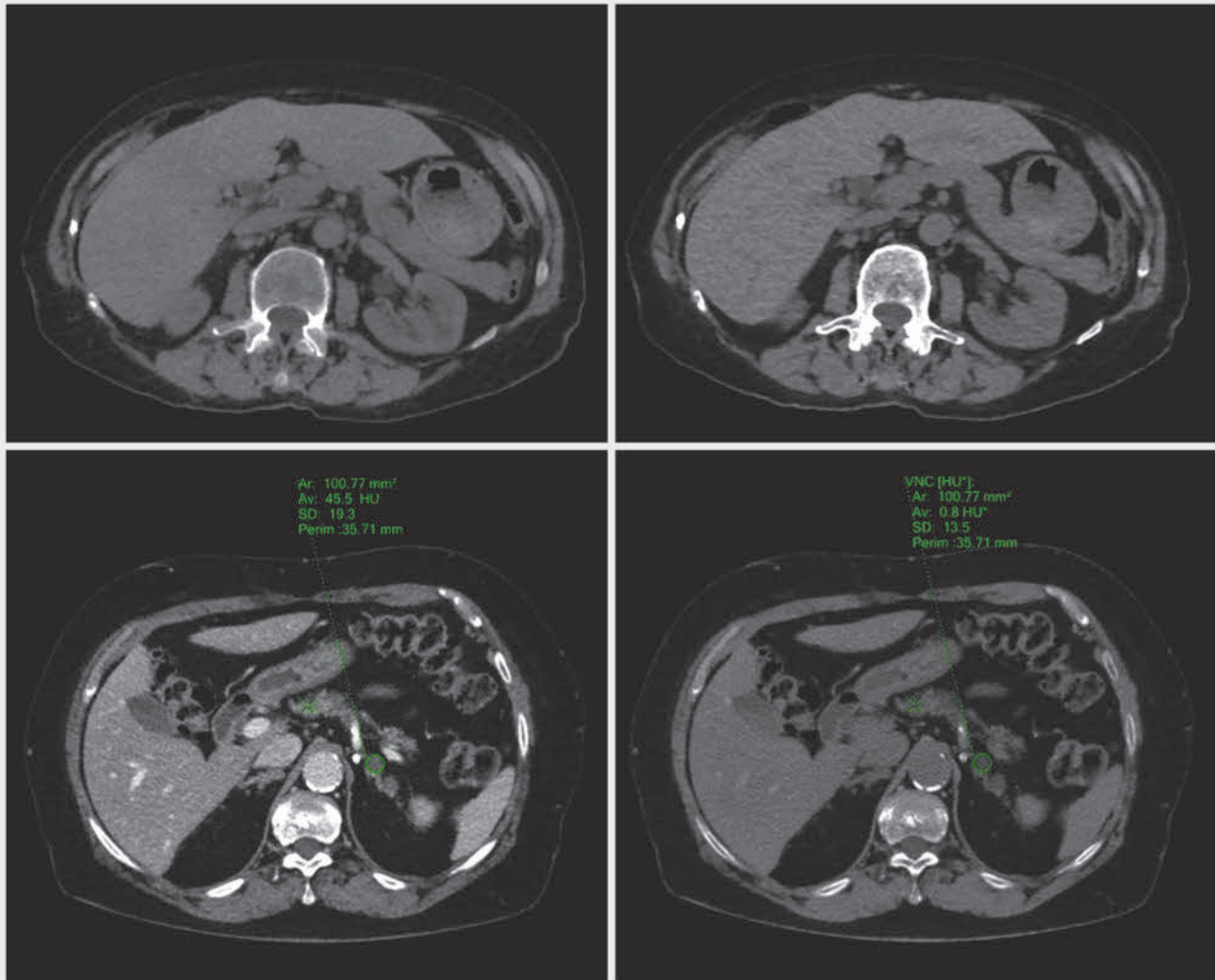
tenzial zur Verringerung der Strahlenbelastung bei Patienten, bei denen eine mehrphasige Untersuchung indiziert ist, da auf eine native Bildakquisition verzichtet werden kann.

### — Cave

**Die Bildinformation in echt und virtuell nativen Bildern ist ähnlich, allerdings fehlt die zeitliche Latenz zwischen nativer und arterieller/venöser Kontrastmittelfase – das muss z. B. bei einer Blutungssuche berücksichtigt werden!**

### Jodkarten

Jodkarten illustrieren die Verteilung und die Konzentration jodhaltiger Kontrastmittel. Sie erlauben quantitative Messungen der Jodkonzentration und können als Surrogatparameter für die Organperfusion verstanden werden. In Phantomstudien hat sich gezeigt, dass sämtliche DECT-Konzepte eine akkurate Quantifizierung ermöglichen. Hinsichtlich der Reproduzierbarkeit beim Menschen ist jedoch eine gewisse Vorsicht geboten, da Schwankungen von bis zu 20% in der parenchymatösen Jodkonzentration physiologisch zu sein scheinen. Diese



► **Abb. 5** Virtuell native Rekonstruktion (rechts oben) im Vergleich zu der korrespondierenden Schicht im tatsächlich nativen Bild (links oben). Untenstehend Darstellung eines Nebennierenadenoms im konventionell venösen (links unten) und virtuell nativen Bild (rechts unten). Letzteres erlaubt die eindeutige Diagnose aufgrund liquider Dichtewerte; obere Reihe GE Revolution kVp switching CT, GE Healthcare, zur Verfügung gestellt von Dr. S. Van Hedent, Universitair Ziekenhuis Brussel; untere Reihe IQon Spektraldetektor CT, Philips Healthcare.

Variabilität scheint jedoch insbesondere durch Unterschiede in der Blutversorgung und weniger durch technische Ursachen bedingt zu sein [16].

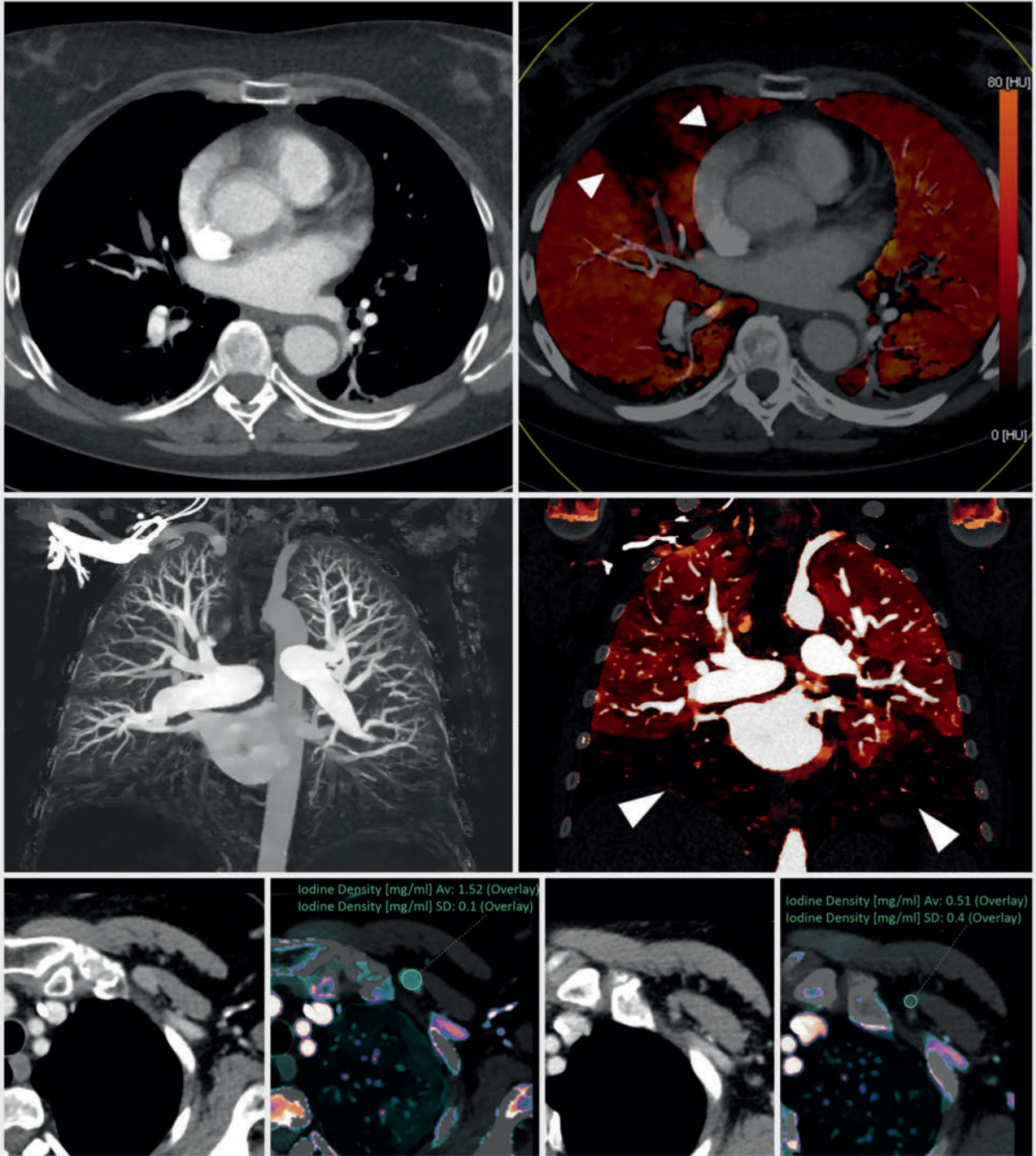
Die Vorteile dieser Methode konnten bereits bei der Diagnostik der akuten und chronischen Lungenembolie unter Beweis gestellt werden (► **Abb. 6 a**) [17, 18]. Ein Wegfall der Perfusion kann hierbei auch auf kleinste Segment- oder Subsegmentverschlüsse hinweisen. Der Nutzen zur Diagnostik chronisch thromboembolischer Erkrankungen wird gegenwärtig untersucht (► **Abb. 6 b**).

Auch in der onkologischen Diagnostik werden Jodkarten eingesetzt. In der Primärdiagnostik können sie Hinweise auf die Tumordignität geben. Bei der Verlaufsbildgebung geben sie Informationen über eine Zu- oder Abnahme der Perfusion (► **Abb. 6 c**).

#### Merke

**Jodkarten erlauben über eine Quantifizierung jodhaltiger Kontrastmittel Rückschlüsse auf die Organ- und Tumorperfusion. Da evidenzbasierte Schwellenwerte bislang fehlen, sollten sie vorerst nur komplexer und in Relation zum umgebenden Gewebe genutzt werden.**





► **Abb. 6** Oben/Mitte: Lungenarterienembolien mit segmentalen Perfusionsausfällen (Pfeile) in den Jodüberlagerungskarten. Unten: retroperitoneale Lymphknotenmetastase vor (links) und nach (rechts) Chemotherapie. Die Metastase ist nach der Chemotherapie kleiner und nimmt weniger Jod auf (von 1,5 mg/ml auf 0,5 mg/ml); obere Reihe SOMATOM Definition Flash, Siemens Healthineers, zur Verfügung gestellt von Dr. C. Booz, Universitätsklinikum Frankfurt; mittlere/untere Reihe IQon Spektraldetektor CT, Philips Healthcare.

## Weitere Materialkarten

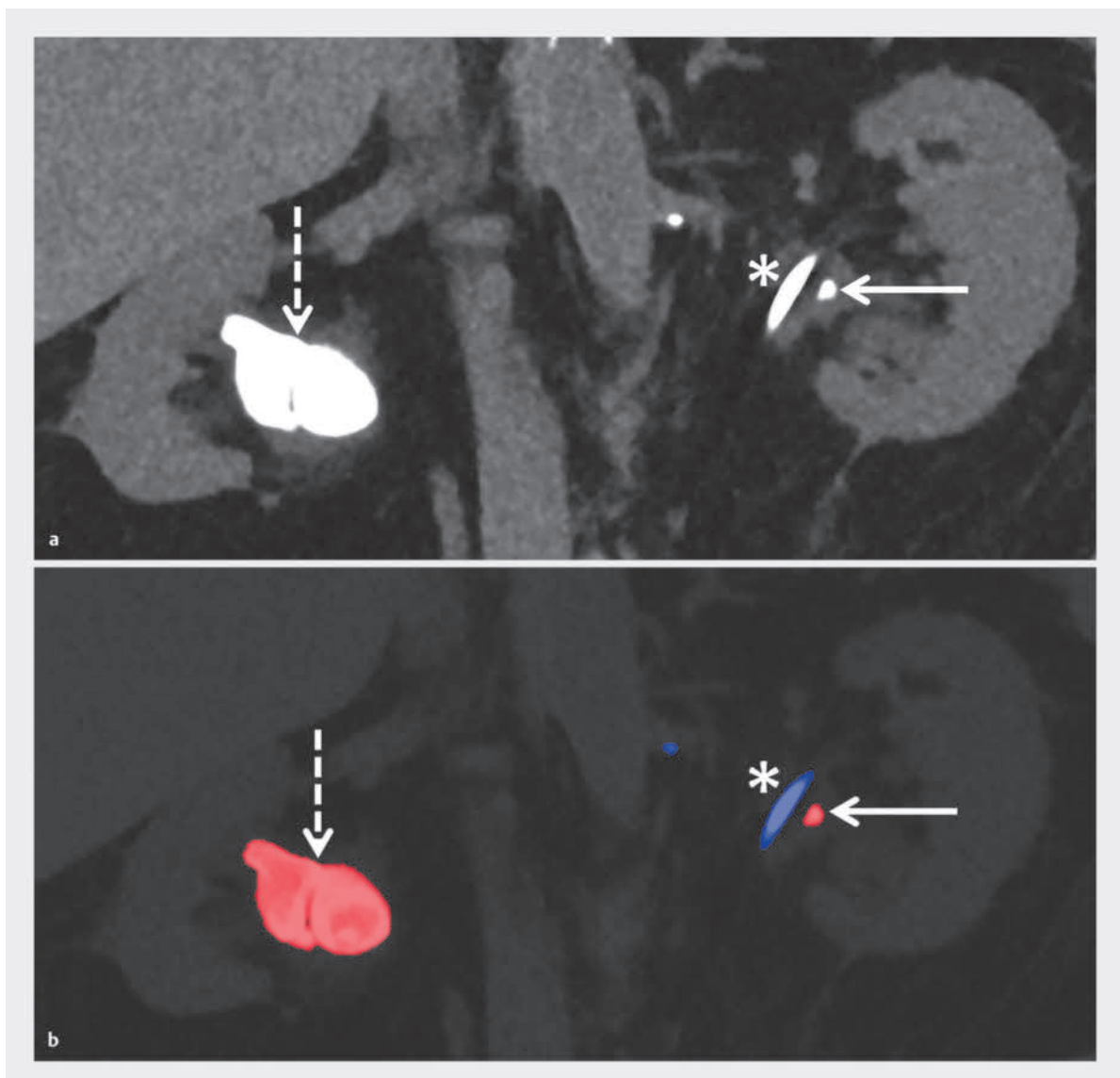
Neben Jod lässt sich auch Harnsäure mittels Materialdekomposition identifizieren, isoliert darstellen und quantifizieren. Klinisch finden solche Harnsäurekarten in der Diagnostik von Nierensteinen oder in der Initial- und Verlaufsdiagnostik von Patienten mit symptomatischer Hyperurikämie Verwendung [19,20]. In der Nierensteindiagnostik können außerdem verschiedene Steinarten anhand von DECT-Informationen differenziert werden (► **Abb. 7**) [21,22].

$Z_{\text{eff}}$ -Karten sind Kartierungen der effektiven Ordnungszahl. Die klinische Anwendung ist noch experimentell und die Evaluation des klinischen Nutzens Gegenstand

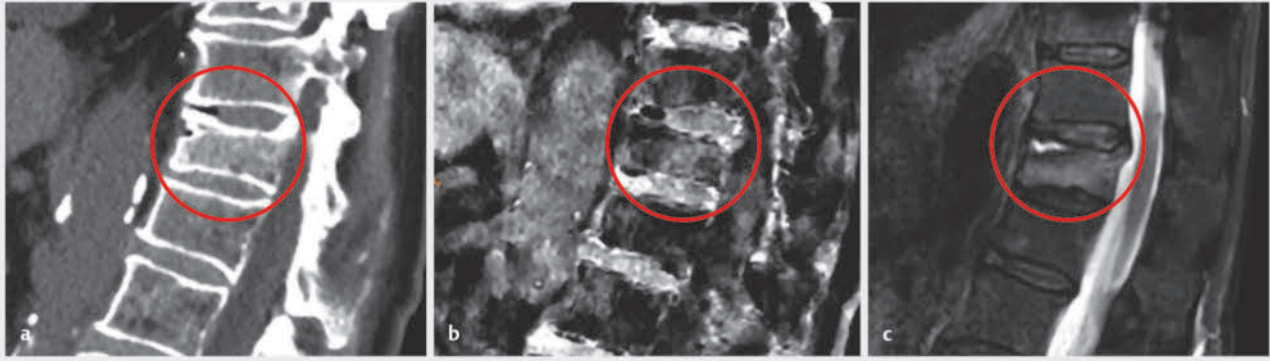
aktueller Untersuchungen. Ihr Gegenstück, sog. Elektrorendichtekarten, haben Potenzial, die Genauigkeit in der strahlentherapeutischen Planung zu verbessern. Hierbei ist insbesondere die Planung für Protonenbestrahlung zu nennen, für die eine möglichst präzise Vorhersage der Interaktion mit Materie notwendig ist [23].

Experimentell werden darüber hinaus kalziumsupprimierte Bilder zur besseren Visualisierung von Knochenödemen in der Diagnostik von Frakturen oder Metastasen eingesetzt (► **Abb. 8**).

Auch Fett-Maps bieten eine Möglichkeit, Knochenmarkveränderungen besser darzustellen.



► **Abb. 7** Identifizierung von Harnsäuresteinen (Pfeile) im Nierenbecken mittels Materialdekomposition: Im Gegensatz zum konventionellen Bild (a) sind diese in der materialspezifischen Karte (b, rot) eindeutig vom miterfassten Doppel-J-Katheter (\*, blau) zu differenzieren; SOMATOM Definition Flash, Siemens Healthineers, zur Verfügung gestellt von Dr. P. Kazmierczak, Klinikum der Universität München.



► **Abb. 8** Knochenmarködem bei Kompressionsfraktur eines Wirbelkörpers. **a** Konventionelle Bildrekonstruktion. **b** Kalziumsuppression. **c** MRT-Darstellung zum Vergleich; IQon Spektraldetektor CT, Philips Healthcare, zur Verfügung gestellt von Dr. V. Neuhaus, Uniklinik Köln.

## Patientenselektion und Strahlenschutz

Emissionsbasierte DECT-Konzepte implizieren die Abtastung mit 2 verschiedenen Energien. Um die Strahlenbelastung möglichst neutral zu halten, werden jedoch die Informationen aus beiden Akquisitionen miteinander integriert, um ein konventionelles Bild (weitgehend) dosisneutral zu erhalten. Diese Integration geht jedoch naturgemäß immer mit einer Rauschzunahme einher, sodass eine Verwendung emissionsbasierter CTs im DECT-Modus stets entweder mit einer (minimalen) Erhöhung der Strahlenexposition oder einer (minimalen) Reduktion der Bildqualität konventioneller Bilder einhergeht [24, 25]. Daher ist es notwendig, vor jeder Untersuchung abzuwägen, ob die DECT-Informationen möglicherweise einen Mehrwert haben könnten.

Demgegenüber werden beim detektorbasierten Ansatz DECT-Informationen in jeder Untersuchung mit akquiriert, während konventionelle CT-Bilder dosisneutral durch eine Integration der Detektor-Rohdaten berechnet werden können [26].

### Merke

**Emissionsbasierte DECTs erfordern eine prospektive Auswahl des Dual-Energy-Modus, um Einbußen hinsichtlich Bildqualität oder Strahlenbelastung abzuwägen – bei detektorbasierten DECTs entfällt dieser Schritt durch die routinemäßige Akquisition der beiden Bilddatensätze.**

Durch die freie Wahlmöglichkeit von konventionellem und Dual-Energy-Akquisitionsmodus ergeben sich auch Stärken der emissionsbasierten Verfahren. So ermöglicht der komplementäre Betrieb beider Röhren beim Dual-Source-CT Scan-Zeiten von unter 1 Sekunde, was deutliche Vorzüge für die CT-Diagnostik des Herzens hat [27].

## Zukünftige Entwicklungen

Neben der für CT und DECT gleichermaßen bedeutenden Entwicklung hinsichtlich beschleunigter Bildrekonstruktion, verbesserten (iterativen) Rekonstruktionsalgorithmen und Strahlendosisreduktion ist die Photon-Counting-CT das zukunftsweisende Konzept der DECT-Bildgebung. Mittels Photon-Counting-Detektoren erfolgt die Energieseparierung nicht nur zwischen 2 Energiestufen, sondern zwischen mehreren z. T. frei wählbaren Energie-„bins“ [28]. Hierdurch lassen sich grundsätzlich Stoffe noch besser identifizieren und so besser separieren. Ein Beispiel ist die simultane Bildgebung mittels verschiedener Kontrastmittel [28].

### KERNAUSSAGEN

- In der Dual-Energy-CT (DECT) werden 2 verschiedene Energien eingesetzt. Damit können die untersuchten Objekte gezielter identifiziert und Gewebe besser charakterisiert werden.
- Bei den Konzepten zur DECT sind emissionsbasierte Ansätze (simultane Abtastung mit 2 verschiedenen Energien) von detektorbasierten Ansätzen (simultane Registrierung der Schwächung) zu unterscheiden.
- Die DECT ermöglicht nicht nur konventionelle CT-Bilder, sondern viele weitere Bildrekonstruktionen, z. B. virtuell monoenergetische Rekonstruktionen, virtuell native Bilder, Jodkarten, Karten der Elektrendichte oder der effektiven Ordnungszahl.
- Bei emissionsbasierten CTs im DECT-Modus ist entweder die Strahlenexposition (minimal) erhöht oder die Qualität konventioneller Bilder (minimal) reduziert.

## Interessenkonflikt

Nils Große Hokamp und David Maintz haben Rednerhonoreare von Philips Healthcare erhalten.

## Autorinnen/Autoren



### Nils Große Hokamp

Dr. med. 2008–2015 Medizinstudium an der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster. 2017 Promotion im Translational Research Center, Münster (Prof. Dr. med. Christoph Bremer). Seit 2015 Assistenzarzt am Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie an der Uniklinik Köln. 2017–2018 Research Fellowship an der Case Western Reserve University in Cleveland, Ohio (USA).



### Simon Lennartz

Dr. med. 2010–2016 Medizinstudium an der Julius-Maximilians-Universität Würzburg. 2018 Promotion Graduate School of Life Sciences Würzburg (Univ.-Prof. Dr. med. Norbert Kleinsasser). Seit 2016 Assistenzarzt am Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie an der Uniklinik Köln. Seit 2018 Research Fellow des Else Kröner Forschungskollegs Cologne „Clonal Evolution in Cancer“.



### David Maintz

Univ.-Prof. Dr. med. Medizinstudium in Bonn, Berlin und Pittsburgh. 1996–2000 AiP, Assistenzarzt und wissenschaftlicher Mitarbeiter Radiologie der Uni Köln. 2000 Institut für Klinische Radiologie der Uni Münster. 2003 Facharzt und Funktionsoberarzt für Diagnostische Radiologie an der Uni Münster. 2004 Habilitation. Ab 2004 Oberarzt, ab 2007 Leitender Oberarzt und Stellvertretender Direktor und ab 2009 apl. Professor am Institut für Klinische Radiologie der Uni Münster. Seit 2012 Leiter des Instituts für Diagnostische und Interventionelle Radiologie an der Uniklinik Köln.

## Korrespondenzadresse

### Dr. med. Nils Große Hokamp

Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie,  
Uniklinik Köln  
Kerpener Straße 62  
50937 Köln  
nils.grosse-hokamp@uk-koeln.de

## Wissenschaftlich verantwortlich gemäß Zertifizierungsbestimmungen

Wissenschaftlich verantwortlich gemäß Zertifizierungsbestimmungen für diesen Beitrag ist Dr. med. Nils Große Hokamp, Köln.

## Literatur

- [1] Neuhaus V, Große Hokamp N, Abdullayev N et al. Comparison of virtual monoenergetic and polyenergetic images reconstructed from dual-layer detector CT angiography of the head and neck. *Eur Radiol* 2018; 28: 1102–1110
- [2] Große Hokamp N, Höink AJ, Doerner J et al. Assessment of arterially hyper-enhancing liver lesions using virtual monoenergetic images from spectral detector CT: phantom and patient experience. *Abdom Radiol (New York)* 2018; 43: 2066–2074
- [3] De Cecco CN, Caruso D, Schoepf UJ, De Santis D et al. A noise-optimized virtual monoenergetic reconstruction algorithm improves the diagnostic accuracy of late hepatic arterial phase dual-energy CT for the detection of hypervascular liver lesions. *Eur Radiol* 2018; 28: 3393–3404
- [4] Große Hokamp N, Abdullayev N, Borggreffe J. Verbesserte Darstellung intraspinaler Lymphome mittels virtuell-monoenergetischen Rekonstruktionen der Dual-Energy-CT. *RoFo* 2018; 190: 638–640
- [5] De Cecco CN, Caruso D, Schoepf UJ, Wichmann JL et al. Optimization of window settings for virtual monoenergetic imaging in dual-energy CT of the liver: A multi-reader evaluation of standard monoenergetic and advanced imaged-based monoenergetic datasets. *Eur J Radiol* 2016; 85: 695–699
- [6] Große Hokamp N, Kessner R, Van Hedent S et al. Spectral detector CT pulmonary angiography: Improved diagnostic assessment and automated estimation of window settings. *J Comput Assist Tomogr* 2018. doi:10.1097/RCT.0000000000000743
- [7] Bamberg F, Dierks A, Nikolaou K et al. Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation. *Eur Radiol* 2011; 21: 1424–1429
- [8] Laukamp KR, Lennartz S, Neuhaus V et al. CT metal artifacts in patients with total hip replacements: for artifact reduction monoenergetic reconstructions and post-processing algorithms are both efficient but not similar. *Eur Radiol* 2018; 28: 4524–4533
- [9] Große Hokamp N, Neuhaus V, Abdullayev N et al. Reduction of artifacts caused by orthopedic hardware in the spine in spectral detector CT examinations using virtual monoenergetic image reconstructions and metal-artifact-reduction algorithms. *Skeletal Radiol* 2018; 47: 195–201
- [10] Kuchenbecker S, Faby S, Sawall S et al. Dual energy CT: How well can pseudo-monochromatic imaging reduce metal artifacts? *Med Phys* 2015; 42: 1023–1036
- [11] Mangold S, Gatidis S, Luz O et al. Single-source dual-energy computed tomography: use of monoenergetic extrapolation for a reduction of metal artifacts. *Invest Radiol* 2014; 49: 788–793
- [12] Große Hokamp N, Laukamp KR, Lennartz S et al. Artifact reduction from dental implants using virtual monoenergetic reconstructions from novel Spectral Detector CT. *Eur J Radiol* 2018; 104: 136–142
- [13] Große Hokamp N, Hellerbach A, Gierich A et al. Reduction of Artifacts Caused by Deep Brain Stimulating Electrodes in Cranial Computed Tomography Imaging by Means of Virtual Monoenergetic Images, Metal Artifact Reduction Algorithms, and Their Combination. *Invest Radiol* 2018; 53: 424–431
- [14] Ananthakrishnan L, Rajiah P, Ahn R et al. Spectral detector CT-derived virtual non-contrast images: comparison of attenuation values with unenhanced CT. *Abdom Radiol (New York)* 2017; 42: 702–709

- [15] Patino M, Prochowski A, Agrawal MD et al. Material Separation Using Dual-Energy CT: Current and Emerging Applications. *RadioGraphics* 2016; 36: 1087–1105
- [16] Große Hokamp N, Abdullayev N, Persigehl T et al. Precision and reliability of liver iodine quantification from spectral detector CT: Evidence from phantom and patient data. *Eur Radiol* 2018. doi:10.1007/s00330-018-5744-0
- [17] Albrecht MH, Bickford MW, Nance JW et al. State-of-the-Art pulmonary CT angiography for acute pulmonary embolism. *Am J Roentgenol* 2017; 208: 495–504
- [18] Leithner D, Wichmann JL, Vogl TJ et al. Virtual Monoenergetic Imaging and Iodine Perfusion Maps Improve Diagnostic Accuracy of Dual-Energy Computed Tomography Pulmonary Angiography With Suboptimal Contrast Attenuation. *Invest Radiol* 2017; 00: 1–7
- [19] Desai M a, Peterson JJ, Garner HW et al. Clinical Utility of Dual-Energy CT for Evaluation of Tophaceous Gout. *Radiographics* 2011; 31: 1365–1375
- [20] Thomas C, Heuschmid M, Schilling D et al. Urinary calculi composed of uric acid, cystine, and mineral salts: differentiation with dual-energy CT at a radiation dose comparable to that of intravenous pyelography. *Radiology* 2010; 257: 402–409
- [21] Große Hokamp N, Salem J, Hesse A et al. Low-Dose Characterization of Kidney Stones Using Spectral Detector Computed Tomography: An Ex Vivo Study. *Invest Radiol* 2018; 53: 457–462
- [22] Boll DT, Patil NA, Paulson EK et al. Renal stone assessment with dual-energy multidetector CT and advanced postprocessing techniques: improved characterization of renal stone composition-pilot study. *Radiology* 2009; 250: 813–820
- [23] Van Elmpt W, Landry G, Das M et al. Dual energy CT in radiotherapy: Current applications and future outlook. *Radiother Oncol* 2016; 119: 137–144
- [24] Henzler T, Fink C, Schoenberg SO et al. Dual-energy CT: radiation dose aspects. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199: 16–25
- [25] Euler A, Obmann MM, Szucs-Farkas Z et al. Comparison of image quality and radiation dose between split-filter dual-energy images and single-energy images in single-source abdominal CT. *Eur Radiol* 2018; 28: 3405–3412
- [26] Haneder S, Siedek F, Doerner J et al. Thoracic-abdominal imaging with a novel dual-layer spectral detector CT: intra-individual comparison of image quality and radiation dose with 128-row single-energy acquisition. *Acta Radiol* 2018; 284185118762611
- [27] Flohr TG, McCollough CH, Bruder H et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 2006; 16: 256–268
- [28] Muenzel D, Bar-Ness D, Roessl E et al. Spectral Photon-counting CT: Initial Experience with Dual-Contrast Agent K-Edge Colonography. *Radiology* 2017; 283: 723–728

## Bibliografie

DOI <https://doi.org/10.1055/a-0657-7090>  
 Radiologie up2date 2018; 18: 303–315  
 © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York  
 ISSN 1616-0681

## Punkte sammeln auf CME.thieme.de



Diese Fortbildungseinheit ist 12 Monate online für die Teilnahme verfügbar. Sollten Sie Fragen zur Online-Teilnahme haben, finden Sie unter [cme.thieme.de/hilfe](https://cme.thieme.de/hilfe) eine ausführliche Anleitung. Wir wünschen viel Erfolg beim Beantworten der Fragen!

Unter [eref.thieme.de/CXB7DJX](https://eref.thieme.de/CXB7DJX) oder über den QR-Code kommen Sie direkt zum Artikel zur Eingabe der Antworten.

VNR 2760512018154652655



### Frage 1

Welche der folgenden Aussagen ist *nicht* richtig?

- A Die Abtastung mit 2 unterschiedlichen Energien erlaubt eine genauere Charakterisierung des untersuchten Objekts und somit Rückschlüsse auf dessen Zusammensetzung oder Beschaffenheit.
- B Der photoelektrische Effekt hängt primär von der chemischen Ordnungszahl des untersuchten Objekts ab.
- C Der Compton-Effekt hängt vor allem von der physikalischen Dichte des untersuchten Objekts ab.
- D Der photoelektrische Effekt herrscht bei Energien ab ca. 100 kV vor.
- E In der konventionellen CT-Diagnostik wird die totale Schwächung eines Spektrums von Röntgenstrahlen gemessen.

### Frage 2

Welche der folgenden Aussagen ist *nicht* richtig?

- A Ein virtuell monoenergetisches Bild bei 40 keV simuliert die Schwächung, die Photonen mit einer Energie von 40 keV erzeugen würden.
- B Niedrig energetische, virtuell monoenergetische Bilder verringern den Kontrast zwischen Strukturen unterschiedlicher atomarer Zusammensetzung.
- C Mit virtuell monoenergetischen Bildern kann der Gefäßkontrast erhöht werden.
- D Bei virtuell monoenergetischen Bildern ist eine Anpassung von Fensterlage und -breite notwendig.
- E Virtuell monoenergetische Bilder werden in der klinischen Routine genutzt, um nach hypervaskularisierten Leberläsionen zu suchen.

### Frage 3

Welche der folgenden Zuordnungen ist *nicht* richtig?

- A virtuell native Bilder – jodassoziierte Schwächung
- B Jodkarten – Surrogatparameter für die Organperfusion
- C emissionsbasierte DECT – Dual Energy Rekonstruktionen nur bei prospektiver Protokollauswahl verfügbar
- D Photon-Counting-Detektoren – Konzept der verminderten Strahlenbelastung
- E virtuell monoenergetische Bilder – Verringerung von Artefakten durch orthopädisches Fremdmaterial

### Frage 4

Bei welchem Wert liegt die k-Kante von Jod ungefähr?

- A 22 keV
- B 33 keV
- C 44 keV
- D 55 keV
- E 66 keV

### Frage 5

Welche der folgenden Aussagen ist richtig?

- A Die Verstärkung des Gefäßkontrastes in virtuell monoenergetischen Bildern erreicht nicht die Qualität von CT-angiografischen Bildern.
- B Virtuell native Bilder werden klinisch für die Charakterisierung von Zufallsbefunden, beispielsweise von inzidentell nachgewiesenen Tumoren der Nebenniere eingesetzt.
- C Alle DECT-Verfahren gehen grundsätzlich immer mit einer Erhöhung der Gesamtstrahlenexposition einher.
- D In der onkologischen Diagnostik werden Jodkarten zur Verlaufsdagnostik, nicht aber zur Primärdiagnostik eingesetzt.
- E Der Einsatz kalziumsupprimierter Bilder zur besseren Visualisierung von Knochenödemen hat sich in Studien bewährt.

### Frage 6

Für die Verwendung von Jodkarten in der onkologischen Diagnostik gilt Folgendes:

- A Eine Jodaufnahme von > 2,0 mg/ml ist beweisend für Malignität einer Läsion.
- B Die Jodaufnahme eines Organs kann intraindividuell um > 20% schwanken.
- C Ursache für eine Veränderung der Jodaufnahme einer Läsion ist ausschließlich die Flussrate am Kontrastmittelinjektor.
- D Die Jodkartenberechnung ist nur für ionische Kontrastmittel erprobt.
- E Bei widersprüchlichem Verhalten von konventionellem Bild und Jodkarte ist letztgenannte ausschlaggebend.

► Weitere Fragen auf der folgenden Seite ...

## Punkte sammeln auf CME.thieme.de

Fortsetzung...

### Frage 7

Welche der folgenden Zuordnungen ist *nicht* richtig?

- A  $Z_{\text{eff}}$ -Karten – Kartierungen der effektiven Ordnungszahl
- B Elektronendichtekarten – bereits routinemäßig in der strahlentherapeutischen Planung
- C kalziumsupprimierte Bilder – mögliche zukünftige Diagnostik von Frakturen
- D Jodkarten – akute und chronische Lungenembolie
- E Harnsäurekarten – Diagnostik von Nierensteinen

### Frage 8

Welche der folgenden Aussagen zu virtuell monoenergetischen Bildern im hohen keV-Bereich ist *nicht* richtig?

- A Sie können Aufhärtungsartefakte reduzieren.
- B In der CCT können graue und weiße Substanz besser voneinander abgegrenzt werden.
- C Das Reduktionspotenzial von Artefakten bei orthopädischen Implantaten hängt u. a. von deren Material ab.
- D Bei starken Artefakten durch orthopädische Implantate ist der Nutzen limitiert.
- E Der Weichteilkontrast nimmt ab.

### Frage 9

Hinsichtlich virtuell nativer Bilder ist folgende Aussage *nicht* zutreffend:

- A Virtuell native Bilder entfernen die jodassoziierte Schwächung aus Bildern.
- B Bei Verfügbarkeit von DECT mit virtuell nativen Bildrekonstruktionen kann grundsätzlich auf die Akquisition ‚echt‘ nativer Aufnahmen verzichtet werden.
- C Die Errechnung virtuell nativer Bilder erfolgt ohne eine zusätzliche Strahlenbelastung.
- D Es gilt zu beachten, dass zwischen virtuell nativem Bild und Bild mit Kontrastmittel keine zeitliche Latenz liegt.
- E Virtuell native Bilder können zur Charakterisierung von Zufallsbefunden verwendet werden.

### Frage 10

Welche der folgenden zusätzlichen Rekonstruktionen aus der DECT müssen stets für die Befundung berücksichtigt werden?

- A Elektronendichtekarten
- B virtuell monoenergetische Bilder
- C virtuell native Bilder
- D Jodkarten
- E Konventionelle Bilder, die sich aus der Kombination von hoch- und niedrigenergetischer Schwächungsinformation errechnen lassen.