

Photon-Counting Computertomographie – klinische Anwendungen in der onkologischen, kardiovaskulären und pädiatrischen Radiologie

Photon-counting computed tomography – clinical application in oncological, cardiovascular, and pediatric radiology

Autorinnen/Autoren

Florian Hagen¹, Martin Soschynski², Meike Weis³, Muhammad Taha Hagar², Patrick Krumm¹, Isabelle Ayx³, Jana Taron², Tobias Krauss², Manuel Hein⁴, Philipp Ruile⁴, Constantin von zur Muehlen⁴, Christopher L. Schlett², Jakob Neubauer², Ilias Tsiflikas¹, Maximilian Frederik Russe², Philipp Arnold², Sebastian Faby⁵, Matthias F. Froelich³, Jakob Weiß², Thomas Stein², Daniel Overhoff³, Malte Bongers¹, Konstantin Nikolaou¹, Stefan O. Schönberg³, Fabian Bamberg², Marius Horger¹

Institute

- 1 Department of Diagnostic and Interventional Radiology, University Hospital Tübingen, Tübingen, Germany
- 2 Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Medical Center – University of Freiburg, Faculty of Medicine, University of Freiburg, Freiburg, Germany
- 3 Department of Radiology and Nuclear Medicine, University Medical Center Mannheim, Medical Faculty Mannheim, University of Heidelberg, Mannheim, Germany
- 4 Department of Cardiology & Angiology, University Heart Center Freiburg – Bad Krozingen, University Hospital Freiburg, Faculty of medicine, 79106 Freiburg, Germany
- 5 Computed Tomography, Siemens Healthcare GmbH, Forchheim, Germany

Key words

photon-counting, computed tomography, diagnostic imaging, photon-counting detector, spectral computed tomography, energy-integrating detector

eingereicht 03.04.2023

akzeptiert 04.06.2023

Artikel online veröffentlicht 04.10.2023

Bibliografie

Fortschr Röntgenstr 2024; 196: 25–35

DOI 10.1055/a-2119-5802

ISSN 1438-9029

© 2023, Thieme. All rights reserved.

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

Korrespondenzadresse

Herr Dr. Florian Hagen

Department of Diagnostic and Interventional Radiology, University Hospital of Tübingen, Hoppe-Seyler-Straße 3, 72076 Tübingen, Germany
Tel.: +49/70 71/2 96 86 22
florian.hagen@med.uni-tuebingen.de

ZUSAMMENFASSUNG

Hintergrund Die Technologie der photonenzählenden Computertomografie (PCD-CT) hat Einzug in die klinische Praxis gehalten und wird erstmals in der klinischen Routine eingesetzt. Während die ersten Erfahrungen mit diesem Verfahren in bestimmten Patientengruppen gemacht werden, hat die Technologie das Potenzial, bestehende Arbeitsabläufe zu verändern und neue Möglichkeiten in der diagnostischen Bildgebung zu öffnen.

Methode Der Inhalt dieser Übersicht basiert auf einer uneingeschränkten Literaturrecherche in den Datenbanken PubMed und Google Scholar unter der Verwendung der Suchwörter „Photon-Counting CT“, „Photon-Counting detector“, „spectral CT“, „Computed Tomography“ sowie auf den Erfahrungen der Autoren.

Ergebnisse Der grundlegende Unterschied zu den derzeit etablierten energieintegrierenden CT-Detektoren besteht darin, dass die PCD-CT die Zählung jedes einzelnen Photons auf Detektorebene ermöglicht. Basierend auf der identifizierten Literatur haben PCD-CT-Phantommessungen und erste klinische Studien gezeigt, dass die neue Technologie eine verbesserte räumliche Auflösung, ein reduziertes Bildrauschen, Potenzial zur erheblichen Dosisreduktion und neue Möglichkeiten für quantitative Bildnachbearbeitung ermöglicht.

Schlussfolgerung PCD-CT ist eine neuartige, innovative Technologie mit dem Potenzial, viele der derzeitigen Einschränkungen der CT-Bildgebung in der klinischen Praxis zu überwinden. Insbesondere kritische Patientengruppen, wie onkologische, kardiovaskuläre, pneumologische als auch pädiatrische Patientenkollektive profitieren von den klinischen Vorteilen.

Kernaussagen:

- Die PCD-CT wird erstmals in der klinischen Routine eingesetzt und ermöglicht in kritischen Patientenkollektiven, wie der Onkologie, Kardiologie, Pulmonologie und Pädiatrie eine signifikante Dosisreduktion.

- Im Vergleich zur herkömmlichen CT ermöglicht die PCD-CT eine Reduzierung des elektronischen Bildrauschens.
- Durch die spektralen Datensätze ermöglicht das PCD-CT vollumfängliche Nachbearbeitungs-Applikationen.

Zitierweise

- Hagen F, Soschynski M, Weis M et al. Photon-counting computed tomography – clinical application in oncological, cardiovascular, and pediatric radiology. *Fortschr Röntgenstr* 2024; 196: 25–35

ABSTRACT

Background Photon-counting detector computed tomography (PCD-CT) is a promising new technology with the potential to fundamentally change workflows in the daily routine and provide new quantitative imaging information to improve clinical decision-making and patient management.

Method The contents of this review are based on an unrestricted literature search of PubMed and Google Scholar using

the search terms “photon-counting CT”, “photon-counting detector”, “spectral CT”, “computed tomography” as well as on the authors’ own experience.

Results The fundamental difference with respect to the currently established energy-integrating CT detectors is that PCD-CT allows for the counting of every single photon at the detector level. Based on the identified literature, PCD-CT phantom measurements and initial clinical studies have demonstrated that the new technology allows for improved spatial resolution, reduced image noise, and new possibilities for advanced quantitative image postprocessing.

Conclusion For clinical practice, the potential benefits include fewer beam hardening artifacts, a radiation dose reduction, and the use of new or combinations of contrast agents. In particular, critical patient groups such as oncological, cardiovascular, lung, and head & neck as well as pediatric patient collectives benefit from the clinical advantages.

Einleitung

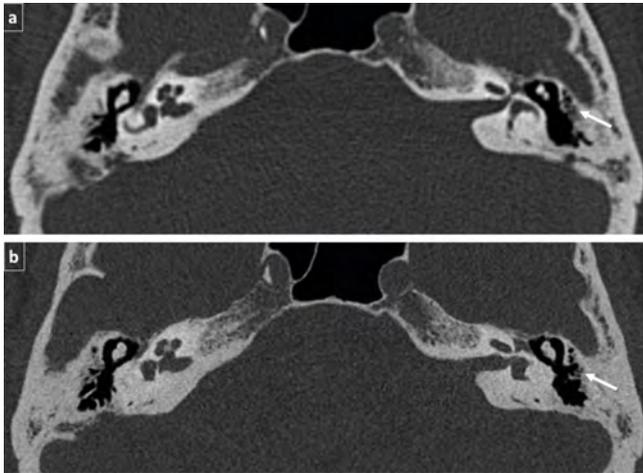
Die Computertomographie (CT) ist nach wie vor eine der am häufigsten zum Einsatz kommenden Bildgebungsmodalitäten bei der Untersuchung onkologischer, pneumologischer, skelettaler und kardiovaskulärer Erkrankungen und wird gezielt auch bei bestimmten pädiatrischen Krankheitsbildern eingesetzt. Jedoch bleibt eine wesentliche Einschränkung der CT-Bildgebung die mit ihr einhergehende Strahlenbelastung, welche insbesondere die folgenden drei Untergruppen betrifft: Erstens onkologische Patienten, die wiederholt zur CT-Verlaufskontrolle überwiesen werden; zweitens kardiovaskuläre Patienten, die eine koronare CT-Angiographie zum Screening für koronare Herzerkrankungen erhalten, insbesondere unter Verwendung eines retrospektiven Gatings; und drittens pädiatrische Patienten, die empfindlicher auf die Auswirkungen ionisierender Strahlung reagieren, da ihre Körper eine schnelle Zellteilung durchlaufen [1–3]. Mit der Einführung des Photon-Counting Detektors (PCD)-CT sollte nun eine deutliche Dosisreduktion bei vergleichbarer oder sogar verbesserter Bildqualität möglich sein [4, 5]. Weitere wesentliche technische Vorteile gegenüber herkömmlichen Energie-integrierenden Detektoren (EID) sind die verbesserte räumliche Auflösung und die Fähigkeit, die Energie einzelner Photonen zu registrieren und damit eine CT in „Multi-Energie“-Technik durchzuführen. Diese technischen Vorteile ergeben sich direkt aus der neuen Detekortechnologie. Ein PCD basiert auf einem Halbleitermaterial (meistens Cadmium Tellurid), welches jedes einzeln eintreffende Röntgenphoton direkt in ein elektrisches Signal umwandelt, wobei die Höhe des vom Röntgenphoton erzeugten Stromimpulses proportional zur Energie desselben ist [6]. Daher spricht man bei PCD auch von direkt-konvertierenden Detektoren. Hierdurch wird der für EID benötigte Umwandlungswischenschritt umgangen, bei welchem Röntgenphotonen zunächst in einem Szintillator in sichtbares Licht und anschließend in einer Photodiode in ein elektrisches Signal konvertiert werden müssen [6]. Deshalb sind auch

die sonst nötigen reflektierenden „Septen“ zwischen den einzelnen Detektorzellen obsolet, da keine Lichtphotonen auf eine Detektorzelle gebündelt werden müssen. Hierdurch wird eine höhere Auflösung am PCD-CT erreicht, da einerseits eine höhere Zelldichte auf dem PCD möglich wird und andererseits der sonst auf die Septen auftreffende und damit informationslose Energieanteil wegfällt [6, 7]. Nebenbei ist somit auch eine flachere Bauart des Photon-Counting Detektors möglich. Ein weiterer Vorteil des Photonenzählens ist der Wegfall des Elektronikrauschens, da nun nur noch ganzzahlige Photonenzahlen ausgelesen werden. Die daraus resultierenden spezifischen Vorteile sollen im Folgenden in den Unterabschnitten onkologische, kardiovaskuläre und pädiatrische Radiologie beleuchtet werden.

Onkologische Bildgebung

Kopf- und Halsbereich

Die Herausforderung bei der CT der Kopf-/Halsregion besteht darin, ein optimales Gleichgewicht zwischen der applizierten Strahlendosis (um die Strahlenbelastung der strahlenempfindlichen Organe im Mittelgesicht zu minimieren) und der zu erzielenden detailreichen Bildqualität zu erreichen [8]. Insbesondere feine Strukturen wie die Nasennebenhöhlen oder aber auch die Schädelbasis profitieren von der höheren Bildauflösung des PCD-CT, da hierdurch sowohl traumatische Komplikationen des Innen-/Mittelohrs als auch subtile Knocheninfiltrationen durch Entzündungen oder Tumorerkrankungen besser visualisiert werden können (siehe ► **Abb. 1**) [8]. Diese hohe Bildauflösung ist auch entscheidend bei den u. U. schwer darstellbaren Tumoren des Larynx und des (Naso-)Pharynx. Insbesondere die Beurteilung, ob eine Infiltration des Kehlkopfknorpels, des Zungenbeins oder sogar der Schädelbasis vorliegt, ist hierbei entscheidend und wird durch die höhere räumliche Auflösung des PCD-CTs erleichtert [9]. Auch

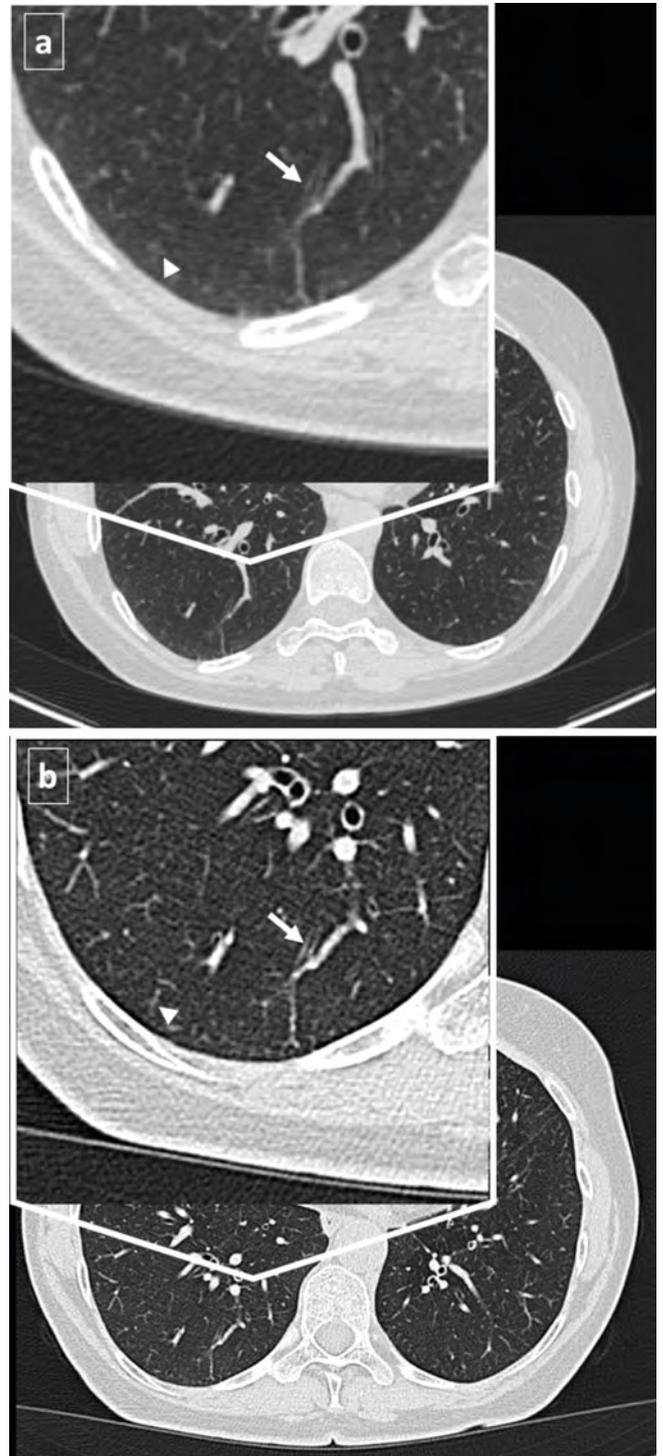


► **Abb. 1** 76-jähriger Patient im präoperativen Status vor Implantation eines Cochlea-Implantats. **a** Ultrahochauflösende Single-Source-Untersuchung des Felsenbeins (Siemens SOMATOM Definition AS + 120 kV). **b** Ultrahochauflösende PCD-CT (Siemens Naeotom Alpha 120 kV) des Felsenbeins. Im Vergleich fällt insbesondere das geringere Rauschen der PCD-CT-Bilder und auch die höhere Auflösung der Trabekelstrukturen auf. Anstatt etwas verwaschener Spongiosaarchitektur, finden sich sehr detailreiche Strukturkonturen z. B. im Mittelohr. Fensterbreite: 3514 HU, Fenstermitte: 927 HU.

ermöglicht die Kombination der höheren Auflösung des PCD-CTs mit bereits validierten Knochensubtraktionsalgorithmen die Beurteilung eines möglichen Befalls der Schädelbasis [10]. Zudem kann ein potenzieller Bezug zu den zervikalen Gefäßen, welche beispielsweise durch Hochkontrastartefakte in Form von Zahnimplantaten überlagert werden, auf ein Minimum reduziert werden. Wie schon bei den Dual-Energy EID-CT, wird durch die Berechnung von virtuell monoenergetischen (VMI) Bilddatensätzen wahlweise ein hoher Gewebekонтраст durch ein gesteigertes Iod-Signal (niedrige keV) oder die Strahlauhfärtungsartefaktreduktion (hohe keV) ermöglicht [11]. Des Weiteren ermöglicht die PCD-CT im Vergleich zur EID-CT einen höheren Gewebekонтраст zwischen grauer und weißer Substanz, welcher in Kombination mit dem verminderten Bildrauschen insbesondere bei der Diagnostik von akuten Schlaganfällen (1–3 Stunden) entscheidend sein kann [12].

Thorax und Brust

Die spektralen Datensätze, welche durch die PCD-CT generiert werden, können durch die Definierung verschiedener Energieschwellenwerte in unterschiedliche Energiebereiche unterteilt werden. Durch diese Unterteilung können die auf den Detektor eintreffenden Photonen, je nach Energielevel, in sogenannte „Bins“ einsortiert werden [13]. In der Thoraxdiagnostik ermöglicht diese Bündelung niederenergetischer Photonen nach der Kontrastmittelgabe einen hohen Gewebekонтраст, sowohl im Mammaparenchym [14] als auch im Lungenparenchym [15]. Hierdurch werden auch kleine Strukturen wie Lungennoduli mit der hochauflösenden PCD-CT im Randbereich schärfer dargestellt und, bezogen auf deren Größe im Verlauf, besser vergleichbar [16, 17]. Das insgesamt niedrigere Rauschen sowie die höhere



► **Abb. 2** 65-jährige Patientin mit chronischer Bronchitis. **a** EID-CT (Siemens SOMATOM Definition AS+ 120 kV), **b** PCD-CT (Siemens Naeotom Alpha 120 kV). Insbesondere die Bronchialwände sind deutlich schärfer dargestellt (langer Pfeil). Auch die Aufzweigung der peripheren Gefäße unmittelbar an der Pleura (siehe Pfeilspitze) sind im PCD-CT detailreicher als in der EID-CT. Fensterbreite: 1500 HU, Fenstermitte: -500 HU, 1 mm Schichtdicke.

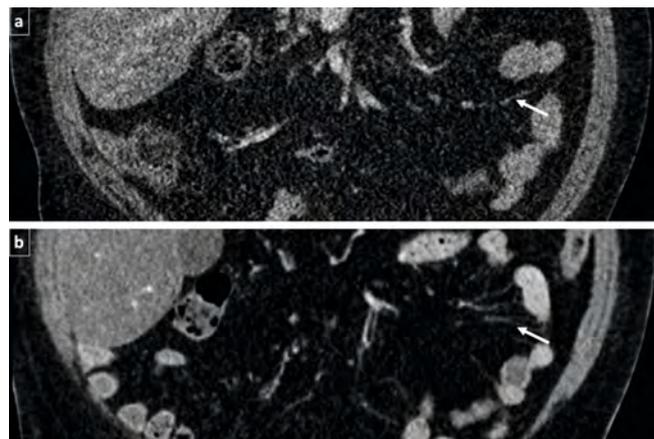
räumliche Auflösung des nativen PCD-CT führen auch zu einer verbesserten Detaildarstellung der peripheren Lungenstrukturen, wie z. B. von verdickten Bronchialwänden (siehe ► **Abb. 2**), milch-



► **Abb. 3** Erstdiagnose einer malignomsuspekten Raumforderung im oberen inneren und oberen äußeren Quadranten der rechten Mamma (Pfeil a–c). MIP eines MRT, das die verdächtige Raumforderung zeigt (a). Entsprechende 5 mm MIP des PCD-CT (b). Bemerkenswert sind die feinen Gefäßstrukturen, die sowohl im MRT- als auch im PCD-CT des inneren oberen Quadranten der linken Brust sichtbar sind (Pfeilspitze).

glasartigen Veränderungen sowie dem „tree-in-bud“-Mosaikmuster, welche allesamt entscheidend für Diagnostik interstitieller Lungenerkrankung sind [18]. Milos et al zeigen, dass sich unter Verwendung eines geeigneten Rekonstruktionskernels (BI64) bronchiale Aufzweigungen in den peripheren Lungenanteilen, die Lappenfissuren und auch die Bronchialwände im hochauflösenden (UHR = ultra-high-resolution) PCD-CT besser darstellen, ohne dass das Gefäßrauschen und die Detailschärfe pulmonaler Rundherde beeinträchtigt werden [19]. Zur weiteren Verbesserung der pulmonalen Bildqualität besteht die Möglichkeit, virtuell monoenergetische (VMI) Bilddatensätze zu generieren. Hierdurch werden beispielsweise Lungenemphyseme zwischen 60 und 70 keV am besten sichtbar gemacht [20]. Außerdem kann der Gefäßkontrast bei weniger als 60 keV in der kontrastverstärkten Thorax PCD-CT deutlich erhöht werden, was jedoch den Nachteil eines höheren Rauschens mit sich bringt [20, 21]. Die Erzeugung von VMI-Bilddatensätzen verringert auch die Strahlauflösungs- und Metallartefakte bei 90 keV erheblich [22] und erlaubt so eine bessere Beurteilung von Artefakt-nahen Tumormanifestationen und Metastasen. Darüber hinaus ist eine Verringerung der Strahlendosis um 66 % im Vergleich zur EID-CT möglich, ohne dass die Bildqualität und die diagnostische Sicherheit beeinträchtigt werden, welche beispielsweise bei der Beurteilung von interstitiellen Lungenerkrankungen (ILD) wichtig sind [23, 24]. Ein weiterer Vorteil ist die Möglichkeit, virtuell kontrastmittelfreie Bilder (VNC) zu erstellen, die eine bessere Quantifizierung eines Lungenemphysems ermöglichen, da die höhere Parenchymdichte in der kontrastverstärkten CT zu einer Unterschätzung des Emphysems führen kann [25].

Die Bildgebung der weiblichen Brust profitiert ebenfalls deutlich von der PCD-CT. Aufgrund der höheren räumlichen Auflösung ist es möglich, Herdbefunde [14] und Gefäßstrukturen in guter Qualität abzubilden (siehe ► **Abb. 3**). Darüber hinaus könnten durch Nachbearbeitung der Bilddaten Jodkarten rekonstruiert werden, welche Rückschlüsse auf die Kontrastmittelaufnahme innerhalb des Brustdrüsengewebes ermöglichen. Auf diese Weise können Mammakarzinome besser erkannt, hinsichtlich ihrer Ausdehnung beurteilt und charakterisiert werden, ähnlich wie dies bereits für das Dual-Energy EID-CT berichtet wurde [14, 26, 27]. Schlussendlich ist im Vergleich zur Mammographie keine Kompression der Brust erforderlich und dementsprechend ein deutlich



► **Abb. 4** 69-jähriger Patient mit einem BMI von 43. a Single-Source-EID-CT mit geringem Kontrast und reduzierter Abgrenzbarkeit der Mesenterialvenen (weiße Pfeile). b PCD-CT mit hohem Kontrast und verbesserter Abgrenzbarkeit der Mesenterialvenen. Zu beachten ist das geringere Bildrauschen der PCD-CT-Bilder sowie der höhere vaskuläre Kontrast. Fensterbreite: 342 HU, Fenstermitte: 56 HU.

höherer Patientenkomfort gegeben [28]. Auch wenn die Mammographie weiterhin als Standard-Diagnostik in der Mammabildgebung anerkannt ist, bietet die PCD-CT dennoch vielversprechende neue Möglichkeiten (z. B. in Staging-Untersuchungen), die in weiteren klinischen Studien evaluiert werden sollten.

Abdomen und Becken

Die abdominopelvine Bildgebung wird maßgeblich durch den oftmals konstitutionsbedingten höheren Fettanteil in diesem Körpergebiet beeinflusst, da hierdurch eine erhöhte Strahlendosis erforderlich wird. Mithilfe des PCD-Scanners wird einerseits die Bildqualität verbessert und andererseits das Bildrauschen und die Photonen-Starvation-Artefakte, insbesondere bei adipösen Patienten verringert. In mehreren Studien wurde berichtet, dass mit steigendem BMI das Signal-zu-Rausch-Verhältnis verschiedener abdominaler Strukturen bei der PCD-CT weniger stark abfällt und das Rauschen weniger stark ansteigt als bei der EID-CT (siehe ► **Abb. 4**) [4, 29, 30]. Weiteres Verbesserungspotenzial bezüglich der Bildqualität besteht darin, die verschiedenen iterativen Rekonstruktionsstufen (Quantum Iterative Reconstruction, QIR-),

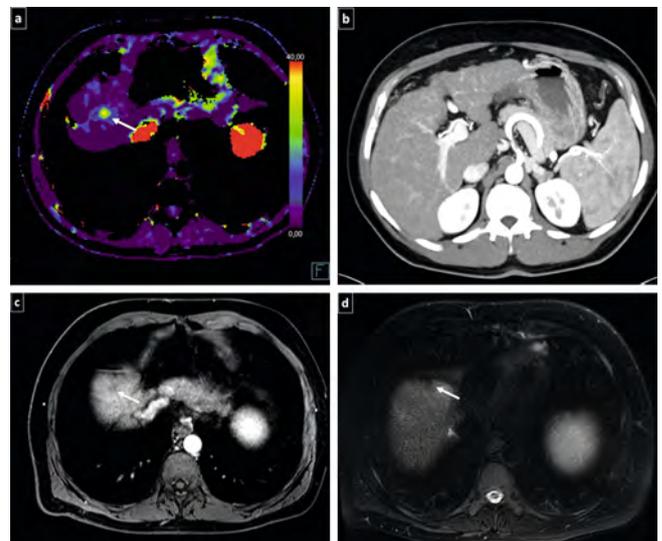
welche in den Stufen 1 bis 4 wählbar sind und mit zunehmender Stufe eine zunehmende Rauschunterdrückung erzielen, zur optimalen Detektion von Leberläsionen einzusetzen [31].

Neben der absoluten Dosisreduktion pro Scan aufgrund höherer Dosiseffizienz bietet die PCD-CT die theoretische Möglichkeit, die erforderliche Anzahl der Gesamtskans pro Untersuchung durch simultane Applikation mehrerer Kontrastmittel zu reduzieren [9]. Mehrere vielversprechende Studien haben gezeigt, dass die Trennung zweier elementar unterschiedlicher Kontrastmittel, welche mit einer bestimmten Verzögerung oder auf unterschiedliche Weise verabreicht wurden, in einem Scan möglich ist [32–34]. So wurde in einem ex-vivo-Phantom gezeigt, dass die gleichzeitige Anwendung von rektalem und intravenösem Kontrastmittel eine Unterscheidung zwischen einfachen Polypen und Darminhalt ermöglicht [35]. Darüber hinaus zeigt eine Studie im Tiermodell unter Verwendung von Gadolinium- und jodhaltigem Kontrastmittel zur Unterscheidung von Leberarterien und -venen in einem biphasischen Single-Scan mittels PCD-CT vielversprechende Ergebnisse und ebnet den Weg, Leberläsionen anhand ihrer charakteristischen Kontrastaufnahme und -auswaschung in jeder Phase richtig zu unterscheiden [33, 36]. Eine weitere Technik zur Charakterisierung von Leberläsionen stellt die sogenannte Volumen-Perfusions-CT (VP-CT) dar. Diese wird als Alternative zur Leber-MRT bereits an EID-CT angewendet, da hierdurch der Arterialisierungsgrad der hepatozellulären Karzinome (HCCs) und anderer Tumore quantifizierbar wird [37]. Die Volumenperfusion-CT der Leber in Verbindung mit der höheren Auflösung und der geringeren Strahlenbelastung der PCD-CT lässt vielversprechende Ergebnisse erwarten und kann eventuell zu Änderungen in den Leitlinien führen (siehe ► **Abb. 5**). Darüber hinaus wird die Beurteilung des Leberparenchyms durch die PCD-CT erleichtert, da durch die spektralen Informationen VNC-Bilder erzeugt werden können, welche sehr nahe an die echt kontrastmittelfreien (nativen) Datensätze kommen. Hierdurch kann die Steatosis hepatis mit einer Sensitivität von 94% aus VNC-Bildern am PCD-CT detektiert werden [38].

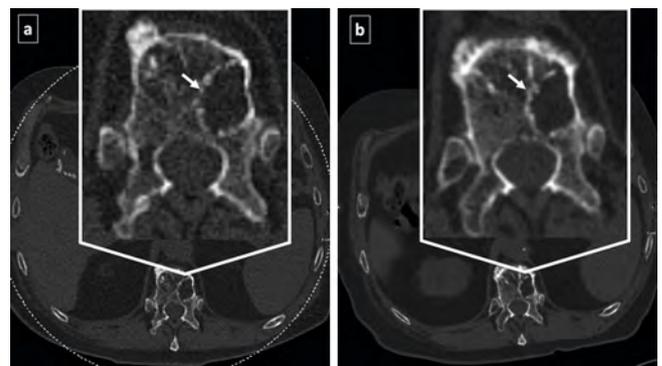
In Bezug auf die Nieren liefert einerseits die Energiediskriminierung zwischen den gruppierten Photonenenergien Informationen über die elementare Zusammensetzung besonders kleiner (<3 mm) renaler Konkremete. Andererseits ermöglicht die PCD-CT im Vergleich zur EID-CT auch eine bessere Detektion solcher Konkremete [39].

Knochen und Knochenmark

Durch die PCD-CT wird die trabekuläre Knochenmikrostruktur deutlich besser dargestellt, ebenfalls ein primärer Effekt der verbesserten räumlichen Auflösung. Einerseits profitieren davon osteoporotische Patienten, da hierdurch die Knochenfestigkeit über die Knochenmineraldichte bestimmt werden kann und auch Frakturen besser visualisiert werden können [40]. Andererseits profitieren onkologische Patienten hiervon, da ossäre Metastasen und deren Verläufe deutlich detailgetreuer dargestellt werden können (siehe ► **Abb. 6**). Wie in anderen Körperregionen wird eine Rauschreduktion bei der Verwendung von ultrahochoflösenden PCD-CT-Bilddatensätzen erzielt [40], wodurch sich knöcherne Strukturen detailreicher darstellen und somit eine bessere

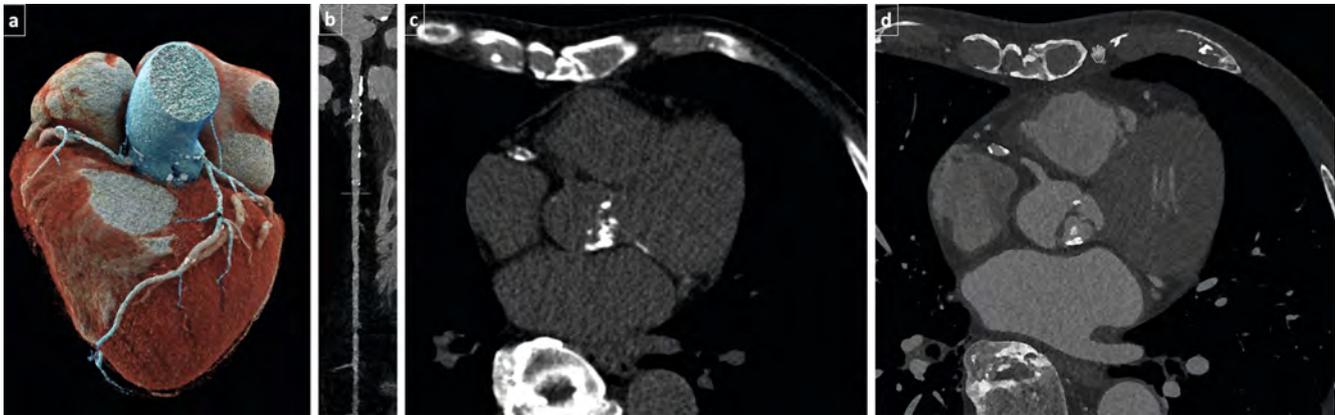


► **Abb. 5** 63-jähriger Mann, der an einem HCC leidet. **a** Volumen-Perfusions-PCD-CT, die eine hyperarterialisierte Leberläsion im Segment 8 zeigt (weiße Pfeile). **b** Dynamisches Perfusions-PCD-CT mit Darstellung der arteriellen und venösen Gefäße in einer MIP unter Nutzung einer 3D-Angio-Nachbearbeitungssoftware. **c, d** Entsprechende MRT-Aufnahmen zeigen die Leberläsion weniger kontrastreich (C = T1 Vibe DIXON DCE arterielle Phase axial, d T2 Blade FS axial).



► **Abb. 6** 73-jähriger Patient mit laborchemisch stabilen Multiplen Myelom bei ausgeprägten lytischen Veränderungen des gesamten Achsenskeletts. **a** DSCT Siemens Somatom Definition Flash. **b** PCD-CT Siemens Naeotom Alpha. Zu beachten ist das deutlich geringere Rauschen in der PCD-CT sowie die deutlich bessere Randschärfe der lytischen Knochenstruktur in LWK 3. Durch die PCD-CT war eine Dosisreduktion von 27% möglich (CTDI_{vol} 11,37 mGy vs. 8,19 mGy). Fensterbreite: 1500 HU, Fenstermitte: 450 HU.

Detektion von Metastasen und Frakturen ermöglicht wird [41–43]. Darüber hinaus geht die verbesserte Darstellung auch mit einer signifikanten Reduktion der Strahlendosis bei PCD-CT-Untersuchungen der Extremitäten von bis zu 49% in den Handgelenkstrukturen einher [44, 45]. Vielversprechende Ergebnisse konnten bereits bei der Visualisierung des Knorpels bei Patienten mit Kniearthrose erzielt werden, die das Potenzial besitzen, die diagnostische Aussagekraft der PCT-CT bei Gelenkerkrankungen zu verbessern [46]. Auch ermöglicht die PCD-CT eine Unterscheidung zwischen Kalziumpyrophosphat- und Hydroxylapatitablage-



► **Abb. 7** Ultra-high-resolution (UHR) PDC-CT (Siemens Naeotom Alpha 120 kV) eines 88-jährigen Patienten zur Planung vor transarteriellem Aortenklappenersatz (TAVI). Neben der Darstellung der Aortenklappe gelingt, trotz ausgeprägten Koronarverkalkungen bei einem Agatston-Score von 1281, eine diagnostische Visualisierung der Koronararterien und somit der Ausschluss einer obstruktiven Koronararterienerkrankung. **a** Dreidimensionale Darstellung mittels Cinematic-Rendering-Technik. **b** Gestreckte MPR des Ramus interventricularis anterior. **c** Native Koronarkalk-CT, axiale 2,0 mm Schichten und Rekonstruktion mittels Weichteil-Kernel (Qr36). **d** UHR-CT mit Kontrastmittel, axiale 0,2 mm Schichten und Rekonstruktion mittels Gefäß-Kernel (Bv56, Q4).

rungen im Gelenknorpel. Dies könnte neue Erkenntnisse über die Pathogenese rheumatischer Erkrankungen mit Kristallablagerungen liefern [47]. Darüber hinaus ermöglicht die multienergetische Nachbearbeitung die Quantifizierung von Gichtablagerungen und die Erstellung von virtuellen Nicht-Kalzium-Bildern (VNCA) zur Visualisierung von Knochenmarködemen [48]. Ähnlich wie bei den Dual-Energy EID-CTs soll die Detektion von subtilen Frakturen sowie die Abschätzung des Frakturalters durch die Visualisierung der Knochenmarködeme erleichtert werden [49].

Kardiovaskuläre Bildgebung

Die kardiovaskuläre Bildgebung profitiert von der PCD-CT aufgrund dreier wesentlicher technischer Vorteile gegenüber der herkömmlichen EID-CT: erstens eine verbesserte räumliche Auflösung, zweitens ein verbessertes Signal-zu-Rausch-Verhältnis und drittens der Möglichkeit, die gesamten spektralen Informationen der Photonen zu registrieren.

Verbesserte räumliche Auflösung kardiovaskulärer Strukturen

Die Segmentierung und Charakterisierung von Koronarplaques sowie des -gefäßlumens ist durch die räumliche Auflösung der derzeitigen konventionellen EID-CT begrenzt [50–53]. Insbesondere die Quantifizierung von Koronarstenosen in verkalkten Plaques wird durch Blooming-Artefakte der Koronarkalkablagerungen eingeschränkt, die in erster Linie von der räumlichen Auflösung abhängen [54]. Deshalb kommt es in der klinischen Routine oftmals zu einer Überschätzung der Koronarstenosen [52]. In Phantomstudien wurde bereits bestätigt, dass die verbesserte räumliche Auflösung der PCD-CT gegenüber der EID-CT insbesondere nicht-kalzifizierte und lipidreiche Plaques exakter darstellt [55, 56]. In ähnlicher Weise verbessert die hochauflösende PCD-CT im Vergleich zu EID-Scannern die Visualisierung des

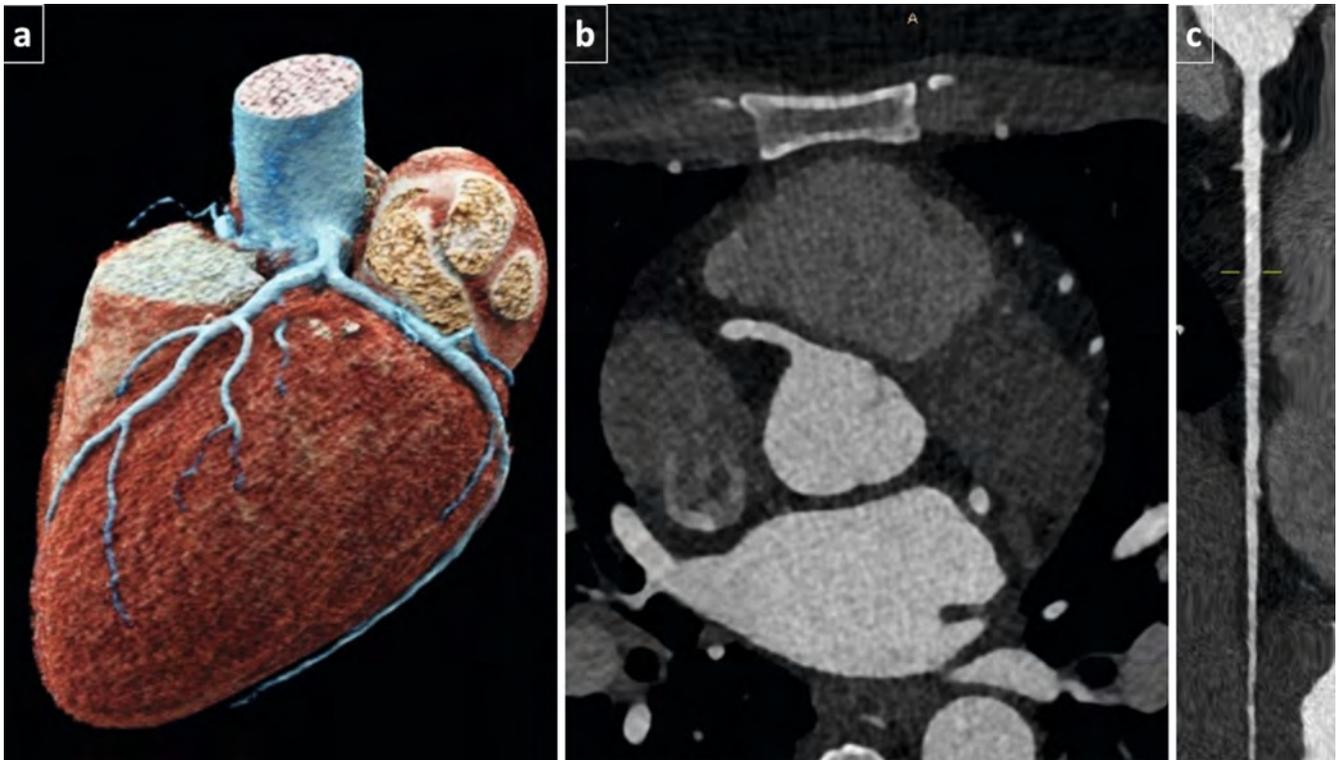
Gefäßlumens im Stent und damit die Beurteilung relevanter In-Stent-Stenosen [57–59].

In diesem Zusammenhang ist die seit kurzem verfügbare „ultrahochauflösende“ CT-Koronarangiographie an PCD-CTs hervorzuheben, da diese auch die Verringerung von Blooming-Artefakten in verkalkten Plaques ermöglicht [60]. Eine erste Arbeit zeigte eine sehr gute Abbildbarkeit des Gefäßlumens und der koronaren Plaques im UHR-Modus, insbesondere bei Rekonstruktionen mit harten Faltungskernen [61]. Die ► **Abb. 7a–d** zeigen eine CT-Koronarangiographie im UHR-Modus mit sehr guter Darstellung des Lumens an einem PCD-Scanner. Hier ist zu betonen, dass eine UHR-Akquisition bei derselben Zielschärfe (gleicher Faltungskern usw.) wie eine „normale“ Akquisition a priori keine zusätzliche Dosis erfordert und dennoch die Vorteile einer Rauschreduktion ermöglicht. Erst der kombinierte Einsatz aus sehr scharfem Kernel und Rauschminimierung geht mit einer erhöhten Strahlendosis einher. Der Informationsgewinn rechtfertigt jedoch den Einsatz einer höheren Strahlendosis, insbesondere bei Patienten mit einer höheren Vortestwahrscheinlichkeit für eine stenosierende Koronarerkrankung.

Theoretisch sollte auch die CT-basierte fraktionale Flussreserve (CT-FFR) von der höheren räumlichen Auflösung profitieren [62], da die Genauigkeit von der präzisen Segmentierung der Herzkranzgefäße abhängt.

Verbessertes Signal-zu-Rausch-Verhältnis kardiovaskulärer Strukturen

Das optimierte Signal-zu-Rausch (SNR)-Verhältnis führt zu zwei wesentlichen Vorteilen bei der Beurteilung von Koronarstenosen: Zum einen kann das detektorbedingt verbesserte SNR den härteren Faltungskern kompensieren, der zur Reduzierung von Blooming-Artefakten bei konstanter Strahlendosis eingesetzt wird [63]. Andererseits kann bei konstantem SNR die Strahlendosis reduziert werden, wovon insbesondere Patienten bei Verlaufskontrollen (z. B. Marfan-Syndrom) profitieren [64]. ► **Abb. 8** zeigt exemplarisch eine CT-Koronarangiographie an einer PCD-CT un-



► **Abb. 8** Herz PCD-CT (Siemens Naeotom Alpha 120 kV) bei einer 41-jährigen Patientin mit atypischem thorakalen Beschwerdebild zum Ausschluss einer koronaren Herzerkrankung (KHK). Aufgrund geringer Vortestwahrscheinlichkeit für das Vorliegen einer obstruktiven KHK und des jungen Patientenalters wurde eine Dosis-sparende High-Pitch-Spiraluntersuchung mit 90 kV durchgeführt (CTDIvol: 2,7 mGy; DLP: 52 mGy*cm). **a** Dreidimensionale Darstellung des Herzens mittels Cinematic-Rendering-Technik. **b** Axiale 0,6 mm Schichten nach Kontrastmittelgabe und Rekonstruktion mittels Gefäß-Kernel (Bv40, Q3). **c** Gestreckte MPR der rechten Koronararterie ohne Nachweis von Stenosen.

ter Verwendung einer High-Pitch-Spiraltechnik mit niedriger Strahlendosis bei einer jungen Patientin. Das detektorbasierte erhöhte SNR kann bei niereninsuffizienten Patienten zur Reduktion der Kontrastmitteldosis eingesetzt werden. So konnte eine Studie an 100 Patienten mit Indikation zur follow-up PCD-CT-Aortographie eine Kontrastmittelreduktion von 25 % im Vergleich zur EID-CT bei gleichbleibender Bildqualität aufzeigen [65].

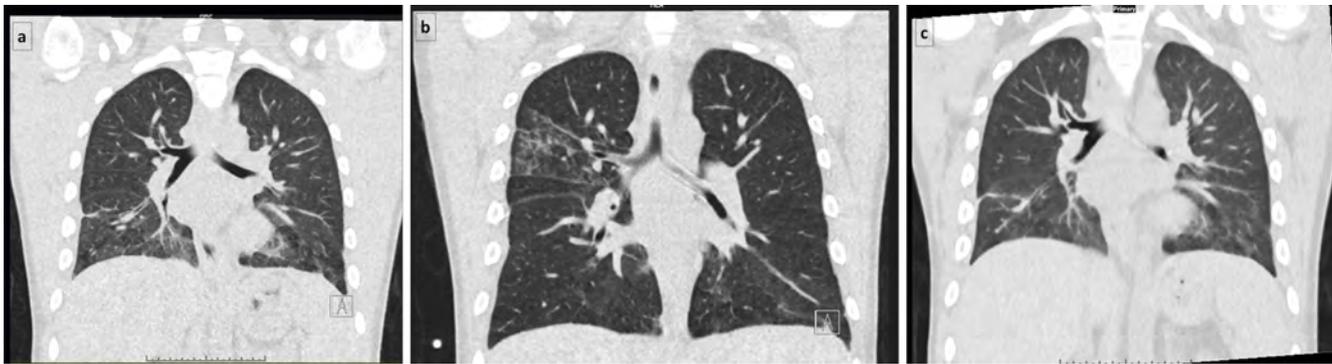
Kardiovaskuläre Nachbearbeitungsapplikationen

Die Eigenschaft der PCD-CT, die Energie einzelner Photonen zu registrieren und als separates Signal zu verarbeiten, birgt grundsätzlich das technische Potenzial einer universellen Multi-Energie-Erfassung für alle Scans [66]. Im Gegensatz zu den Zweischichtdetektoren eines Herstellers aktueller EID-Scanner, die nur zwei verschiedene effektive Photonenenergien registrieren können, könnten hier jedoch im Prinzip mehrere Photonenenergien registriert werden [66]. Hierdurch wird eine Materialdifferenzierung möglich, wodurch VNCA-Datensätze erzeugt werden können und folglich auf einen vorausgehenden nativen Scan zur Quantifizierung der koronaren Kalklast verzichtet werden kann [67]. Außerdem ermöglicht die PCD-CT die Berechnung virtueller monoenergetischer Bilder und die daraus resultierenden Vorteile. Zum einen hat sich gezeigt, dass eine stärkere Gewichtung der hochenergetischen Bins hilfreich ist, um Hochkontrastartefakte zu reduzieren, die beispielsweise von Herzklappen, Herzschrittmachern oder linksventrikulären Unterstützungsgeräten stammen

[68]. Dies könnte in Zukunft die Herzklappendiagnostik durch PCD-CTs verbessern. Andererseits kann eine höhere Gewichtung der niederenergetischen Bins den Jodkontrast erhöhen und ist daher für die CT-Angiographie, insbesondere bei Patienten mit eingeschränkter Nierenfunktion, von Bedeutung.

Darüber hinaus können die spektralen Bilddatensätze auch zur Erstellung von Iod-Karten im Lungenparenchym genutzt werden, um Perfusionsdefizite darzustellen und so Rückschlüsse auf Lungenarterienembolien zu ermöglichen [69]. Bisher ist dies nur auf den Dual-Source EID-CT erprobt worden, sollte in Anbetracht des besseren intraluminalen Kontrasts am PCD-CT allerdings dazu beitragen, auch kleine subsegmentale Embolien besser darzustellen.

Ein weiteres Einsatzgebiet der Multi-Energie-Technik ist die Detektion eines myokardialen Late Enhancements im CT zur Diagnose von Myokardinfarkten. Hier konnten klinische Studien an EID-CTs bereits belegen, dass die multienergetische Bildgebung die Detektion eines Late Enhancements verbesserte [70]. Dies konnte sogar für Late Enhancements nicht ischämischer Ursache an EID gezeigt werden [71]. Mittels Late Enhancement-Scans konnte an PCD-CTs in einer Studie technisch bereits das myokardiale extrazelluläre Volumen (ECV) ohne zusätzliche native Phase berechnet werden. Dies wurde hier allerdings noch nicht mit dem MRTs verglichen, sodass bislang nur erste Ergebnisse vorliegen und das CT Late Enhancement noch nicht als etablierte Methode angesehen werden kann [72].



► **Abb. 9** 16-jähriger Junge mit Infiltraten nach Stammzelltransplantation bei AML. **a, b** Dual Source CT der dritten Generation (Somatom Force, Siemens Healthineers) – Niedrigdosisprotokoll mit spektraler Filterung. **c** PCD-CT (Siemens Naeotom Alpha 120 kV) – Niedrigdosisprotokoll mit Spektralfilterung. Vergleichbare Dosiswerte und Bildqualität für alle Untersuchungen mit einem CTDI/DLP von 0,31 mGy/10,1 mGy*cm (**a**), 0,32 mGy/9,8 mGy*cm (**b**), und 0,38 mGy/12,4 mGy*cm (**c**). **a** Befund vor Therapie, **b** Infiltrate im rechten Oberlappen, **c** rückläufige Infiltrate unter antibiotischer und antiviraler Therapie. Aufgrund der Atemproblematik ergaben sich bei den Untersuchungen unterschiedliche Atemlagen.

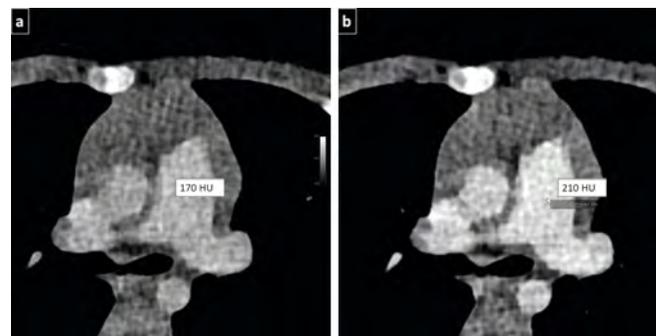
In Übereinstimmung mit den abdominalen Anwendungen zeigte die zeitlich gestaffelte Applikation von Jod und Gadolinium und deren Differenzierung in Phantomstudien vielversprechende Ergebnisse für den Nachweis von Endoleaks [73]. Auf diese Weise könnte in Zukunft auch die getrennte Detektion von Jod und Gadolinium genutzt werden, um gleichzeitig eine CT-Koronarangiographie durchzuführen und Myokardinfarkte in einem Scan zu erkennen.

Pädiatrische Bildgebung

Bei der Anwendung ionisierender Strahlung bei Kindern sind Überlegungen zur Strahlenexposition aufgrund der erhöhten Strahlenempfindlichkeit von Kindern besonders bedeutsam, da das Risiko für die Entwicklung einer bösartigen Erkrankung nach Strahlenexposition im Kindesalter als erhöht eingeschätzt wird [74, 75]. Dabei spielt vor allem die Computertomographie eine entscheidende Rolle, da sie den Großteil der Strahlenbelastung in der Medizin ausmacht. Gleichzeitig ist die CT bei korrekter Indikationsstellung für die Therapieplanung und Entscheidungsfindung bei vielen pädiatrischen Erkrankungen von relevanter Bedeutung [76].

Größter Vorteil der PCD-CT in der pädiatrischen Radiologie ist deshalb die Reduktion der Strahlenbelastung [77]. Durch die sogenannten „low dose“ PCD-CT wird einerseits die Strahlendosis stark reduziert, andererseits allerdings die Detailtreue relevanter anatomischer Strukturen beibehalten und hinzukommend das Bildrauschen deutlich reduziert [78]. Der Effekt der Dosisreduktion kommt insbesondere bei repetitiven Untersuchungen zum Tragen (siehe ► **Abb. 9**).

Ein weiterer Vorteil liegt in der Gewinnung spektraler Informationen durch PCD. Die vollständige spektrale Auswertung der Detektordaten erfordert eine Röhrenspannung von 120 kV oder 140 kV, die bei pädiatrischen Patienten aufgrund der verbundenen höheren Strahlendosis nur selten eingesetzt wird. Deshalb wird bei pädiatrischen CTs die Röhrenspannung oftmals auf 70 bis 90 kV reduziert mit der Folge einer reduzierten Bildqualität auf Grund höheren Rauschens. Durch die spektralen Daten der



► **Abb. 10** 17 Monate altes Mädchen mit der Frage nach einem pulmonalen Sequester bei bekannter CPAM (congenital pulmonary airway malformation). **a, b** Vergleich des Kontrasts zwischen der Standardrekonstruktion bei 90 kV (**a**) und der monoenergetischen Rekonstruktion bei 60 kV (**b**). Die monoenergetischen Bilder zeigen eine Erhöhung des HU-Wertes des Kontrastmittels, was zu einer besseren Erkennbarkeit der Gefäßstrukturen beiträgt.

PCD-CT sind allerdings monoenergetische Rekonstruktionen möglich. Hierdurch kann beispielsweise der Kontrast erhöht und somit die Kontrastmittelmenge reduziert werden (siehe ► **Abb. 10**).

Limitationen/Ausblick

Das Konzept der PCD-CT lässt auf zahlreiche Fortschritte in der onkologischen, kardiovaskulären und pädiatrischen Bildgebung hoffen. Jedoch wurden die CT-Hersteller vor ein breites Spektrum technischer Herausforderungen gestellt, um eine exzellente klinische Anwendbarkeit im Vergleich zu EID-CTs und darüber hinaus zu erzielen. Neben der verbesserten Bildqualität und der Möglichkeit der Strahlendosisreduktion wird der zukünftige klinische Fokus mutmaßlich auf den spektralen Bildinformationen liegen. So ist es möglich, durch die unterschiedlichen Röntgenabschwächungseigenschaften verschiedener Gewebetypen bzw. neuartiger Kontrastmittel eine Dichtequantifizierung durchzuführen, welche als Referenz für sekundäre diagnostische und therapeutische Anwendungen dienen könnte [79]. Allerdings sind bis zur

vollständigen Nutzbarkeit des gesamten klinischen Spektrums noch einige Schritte zu unternehmen:

Zum einen in der onkologischen Bildgebung, in welcher aktuell noch nicht alle Nachbearbeitungsapplikationen, wie die Trennung verschiedenartiger Kontrastmittelarten oder die Knochenmarksbildung in kontrastierten Bilddatensätzen, einsatzbereit sind.

Des Weiteren ist zwar aktuell eine räumliche Auflösung von 0,2 mm und eine zeitliche Auflösung von 66 ms in der kardialen Bildgebung möglich, was der aktuell höchsten zeitlichen Auflösung entspricht [80], allerdings ist zurzeit die spektrale Information im UHR-Modus noch nicht verfügbar.

In der pädiatrischen Bildgebung erhofft man sich mit Hilfe der spektralen Auftrennung verschiedener Photonen-Energiegruppen möglicherweise Mehrphasenbilder mit einer einzigen Aufnahmetechnik zu erhalten [81]. Hierzu werden im Moment neben den dafür nötigen Kontrastmitteln erst noch die entsprechenden Nachbearbeitungsapplikationen benötigt.

Generell ergeben sich durch die erhöhte räumliche Auflösung und permanente spektrale Bildgebung neue praktische Herausforderungen primär aufgrund deutlich größerer Bilddatensätze, was sehr hohe Anforderungen an die Speicherkapazität der PACS-Systeme und die Performance von Nachverarbeitungsapplikationen stellt [66].

Funding

Ministerium für Wirtschaft, Arbeit und Tourismus, Baden Württemberg (35-4223.10/20)

Interessenkonflikt

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

Literatur

- [1] Wrazidlo R, Walder L, Estler A et al. Radiation Dose Reduction in Contrast-Enhanced Abdominal CT: Comparison of Photon-Counting Detector CT with 2nd Generation Dual-Source Dual-Energy CT in an oncologic cohort. *Acad Radiol* 2023; 30: 855–862
- [2] Paul J-F, Abada HT. Strategies for reduction of radiation dose in cardiac multislice CT. *Eur Radiol* 2007; 17: 2028–2037
- [3] Nagayama Y, Oda S, Nakaura T et al. Radiation Dose Reduction at Pediatric CT: Use of Low Tube Voltage and Iterative Reconstruction. *Radiographics. Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc* 2018; 38: 1421–1440
- [4] Hagen F, Hofmann J, Wrazidlo R et al. Image quality and dose exposure of contrast-enhanced abdominal CT on a 1st generation clinical dual-source photon-counting detector CT in obese patients vs. a 2nd generation dual-source dual energy integrating detector CT. *Eur J Radiol* 2022; 151: 110325
- [5] Hagen F, Walder L, Fritz J et al. Image Quality and Radiation Dose of Contrast-Enhanced Chest-CT Acquired on a Clinical Photon-Counting Detector CT vs. Second-Generation Dual-Source CT in an Oncologic Cohort: Preliminary Results. *Tomography (Ann Arbor, Mich.)* 2022; 8: 1466–1476
- [6] Stein T, Rau A, Russe MF et al. Photon-Counting-Computertomografie – Grundlagen, mögliche Vorteile und erste klinische Erfahrungen. *Fortschr. Röntgenstr.: Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 2023. doi:10.1055/a-2018-3396
- [7] van der Bie J, van Straten M, Booij R et al. Photon-counting CT: Review of initial clinical results. *Eur J Radiol* 2023; 163: 110829
- [8] Grunz J-P, Petritsch B, Luetkens KS et al. Ultra-Low-Dose Photon-Counting CT Imaging of the Paranasal Sinus With Tin Prefiltration: How Low Can We Go? *Invest Radiol* 2022; 57: 728–733
- [9] Willemink MJ, Persson M, Pourmorteza A et al. Photon-counting CT: Technical Principles and Clinical Prospects. *Radiology* 2018; 289: 293–312
- [10] Hiyama T, Kuno H, Sekiya K et al. Bone Subtraction Iodine Imaging Using Area Detector CT for Evaluation of Skull Base Invasion by Nasopharyngeal Carcinoma. *AJNR* 2019; 40: 135–141
- [11] Symons R, Reich DS, Bagheri M et al. Photon-Counting Computed Tomography for Vascular Imaging of the Head and Neck: First In Vivo Human Results. *Invest Radiol* 2018; 53: 135–142
- [12] Pourmorteza A, Symons R, Reich DS et al. Photon-Counting CT of the Brain: In Vivo Human Results and Image-Quality Assessment. *AJNR* 2017; 38: 2257–2263
- [13] Leng S, Bruesewitz M, Tao S et al. Photon-counting Detector CT: System Design and Clinical Applications of an Emerging Technology. *Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc* 2019; 39: 729–743
- [14] Berger N, Marcon M, Wieler J et al. Contrast Media-Enhanced Breast Computed Tomography With a Photon-Counting Detector: Initial Experiences on In Vivo Image Quality and Correlation to Histology. *Invest Radiol* 2022; 57: 704–709
- [15] Graafen D, Emrich T, Halfmann MC et al. Dose Reduction and Image Quality in Photon-counting Detector High-resolution Computed Tomography of the Chest: Routine Clinical Data. *J Thorac Imaging* 2022; 37: 315–322
- [16] Zhou W, Montoya J, Gutjahr R et al. Lung nodule volume quantification and shape differentiation with an ultra-high resolution technique on a photon-counting detector computed tomography system. *J Med Imaging (Bellingham, Wash.)* 2017; 4: 43502
- [17] Inoue A, Johnson TF, Walkoff LA et al. Lung Cancer Screening Using Clinical Photon-Counting Detector Computed Tomography and Energy-Integrating-Detector Computed Tomography: A Prospective Patient Study. *J Comput Assist Tomogr* 2023; 47: 229–235
- [18] Inoue A, Johnson TF, White D et al. Estimating the Clinical Impact of Photon-Counting-Detector CT in Diagnosing Usual Interstitial Pneumonia. *Invest Radiol* 2022; 57: 734–741
- [19] Milos R-I, Röhrich S, Prayer F et al. Ultrahigh-Resolution Photon-Counting Detector CT of the Lungs: Association of Reconstruction Kernel and Slice Thickness With Image Quality. *Am J Roentgenol* 2023; 220: 672–680
- [20] Jungblut L, Kronenberg D, Mergen V et al. Impact of Contrast Enhancement and Virtual Monoenergetic Image Energy Levels on Emphysema Quantification: Experience With Photon-Counting Detector Computed Tomography. *Invest Radiol* 2022; 57: 359–365
- [21] Booij R, van der Werf NR, Dijkshoorn ML et al. Assessment of Iodine Contrast-To-Noise Ratio in Virtual Monoenergetic Images Reconstructed from Dual-Source Energy-Integrating CT and Photon-Counting CT Data. *Diagnostics (Basel, Switzerland)* 2022; 12. doi: 10.3390/diagnostics12061467
- [22] Byl A, Klein L, Sawall S et al. Photon-counting normalized metal artifact reduction (NMAR) in diagnostic CT. *Med Phys* 2021; 48: 3572–3582
- [23] Jungblut L, Euler A, Spiczak J von et al. Potential of Photon-Counting Detector CT for Radiation Dose Reduction for the Assessment of Interstitial Lung Disease in Patients With Systemic Sclerosis. *Invest Radiol* 2022; 57: 773–779
- [24] Woeltjen MM, Niehoff JH, Michael AE et al. Low-Dose High-Resolution Photon-Counting CT of the Lung: Radiation Dose and Image Quality in the Clinical Routine. *Diagnostics (Basel, Switzerland)* 2022; 12. doi:10.3390/diagnostics12061441

- [25] Jungblut L, Sartoretti T, Kronenberg D et al. Performance of virtual non-contrast images generated on clinical photon-counting detector CT for emphysema quantification: proof of concept. *Brit J Radiol* 2022; 95: 20211367
- [26] Schmidt CS, Zellweger C, Wieler J et al. Clinical assessment of image quality, usability and patient comfort in dedicated spiral breast computed tomography. *Clin Imaging* 2022; 90: 50–58
- [27] Volterrani L, Gentili F, Fausto A et al. Dual-Energy CT for Locoregional Staging of Breast Cancer: Preliminary Results. *Am J Roentgenol* 2020; 214: 707–714
- [28] Wetzl M, Dietzel M, Ohlmeyer S et al. Spiral breast computed tomography with a photon-counting detector (SBCT): The future of breast imaging? *Eur J Radiol* 2022; 157: 110605
- [29] Decker JA, Bette S, Lubina N et al. Low-dose CT of the abdomen: Initial experience on a novel photon-counting detector CT and comparison with energy-integrating detector CT. *Eur J Radiol* 2022; 148: 110181
- [30] Bette S, Decker JA, Braun FM et al. Optimal Conspicuity of Liver Metastases in Virtual Monochromatic Imaging Reconstructions on a Novel Photon-Counting Detector CT-Effect of keV Settings and BMI. *Diagnostics (Basel, Switzerland)* 2022; 12. doi:10.3390/diagnostics12051231
- [31] Sartoretti T, Landsmann A, Nakhostin D et al. Quantum Iterative Reconstruction for Abdominal Photon-counting Detector CT Improves Image Quality. *Radiology* 2022; 303: 339–348
- [32] Si-Mohamed S, Thivolet A, Bonnot P-E et al. Improved Peritoneal Cavity and Abdominal Organ Imaging Using a Biphasic Contrast Agent Protocol and Spectral Photon Counting Computed Tomography K-Edge Imaging. *Invest Radiol* 2018; 53: 629–639
- [33] Si-Mohamed S, Tatard-Leitman V, Laugerette A et al. Spectral Photon-Counting Computed Tomography (SPCCT): in-vivo single-acquisition multi-phase liver imaging with a dual contrast agent protocol. *Sci Rep* 2019; 9: 8458
- [34] Ren L, Rajendran K, Fletcher JG et al. Simultaneous Dual-Contrast Imaging of Small Bowel With Iodine and Bismuth Using Photon-Counting-Detector Computed Tomography: A Feasibility Animal Study. *Invest Radiol* 2020; 55: 688–694
- [35] 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
- [36] Ren L, Huber N, Rajendran K et al. Dual-Contrast Biphasic Liver Imaging With Iodine and Gadolinium Using Photon-Counting Detector Computed Tomography: An Exploratory Animal Study. *Invest Radiol* 2022; 57: 122–129
- [37] Kaufmann S, Horger T, Oelker A et al. Characterization of hepatocellular carcinoma (HCC) lesions using a novel CT-based volume perfusion (VPCT) technique. *Eur J Radiol* 2015; 84: 1029–1035
- [38] Niehoff JH, Woeltjen MM, Saeed S et al. Assessment of hepatic steatosis based on virtual non-contrast computed tomography: Initial experiences with a photon counting scanner approved for clinical use. *Eur J Radiol* 2022; 149: 110185
- [39] Marcus RP, Fletcher JG, Ferrero A et al. Detection and Characterization of Renal Stones by Using Photon-Counting-based CT. *Radiology* 2018; 289: 436–442
- [40] Peña JA, Klein L, Maier J et al. Dose-efficient assessment of trabecular microstructure using ultra-high-resolution photon-counting CT. *Zeitschrift für medizinische Physik* 2022; 32: 403–416
- [41] Bette SJ, Braun FM, Haerting M et al. Visualization of bone details in a novel photon-counting dual-source CT scanner-comparison with energy-integrating CT. *Eur Radiol* 2022; 32: 2930–2936
- [42] Grunz J-P, Heidenreich JF, Lennartz S et al. Spectral Shaping Via Tin Pre-filtration in Ultra-High-Resolution Photon-Counting and Energy-Integrating Detector CT of the Temporal Bone. *Invest Radiol* 2022; 57: 819–825
- [43] Wehrse E, Sawall S, Klein L et al. Potential of ultra-high-resolution photon-counting CT of bone metastases: initial experiences in breast cancer patients. *NPJ breast cancer* 2021; 7: 3
- [44] Rajendran K, Baffour F, Powell G et al. Improved visualization of the wrist at lower radiation dose with photon-counting-detector CT. *Skelet Radiol* 2023; 52: 23–29
- [45] Baffour FI, Rajendran K, Glazebrook KN et al. Ultra-high-resolution imaging of the shoulder and pelvis using photon-counting-detector CT: a feasibility study in patients. *Eur Radiol* 2022; 32: 7079–7086
- [46] Chappard C, Abascal J, Olivier C et al. Virtual monoenergetic images from photon-counting spectral computed tomography to assess knee osteoarthritis. *Eur Radiol Exp* 2022; 6: 10
- [47] Tortora M, Gemini L, D'Iglio I et al. Spectral Photon-Counting Computed Tomography: A Review on Technical Principles and Clinical Applications. *J Imaging* 2022; 8. doi:10.3390/jimaging8040112
- [48] Baffour FI, Glazebrook KN, Ferrero A et al. Photon-Counting Detector CT for Musculoskeletal Imaging: A Clinical Perspective. *Am J Roentgenol* 2023; 220: 551–560
- [49] Gosangi B, Mandell JC, Weaver MJ et al. Bone Marrow Edema at Dual-Energy CT: A Game Changer in the Emergency Department. *Radiographics: a review publication of the Radiological Society of North America, Inc* 2020; 40: 859–874
- [50] Narula J, Chandrashekar Y, Ahmadi A et al. SCCT 2021 Expert Consensus Document on Coronary Computed Tomographic Angiography: A Report of the Society of Cardiovascular Computed Tomography. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2021; 15: 192–217
- [51] Arbab-Zadeh A, Miller JM, Rochitte CE et al. Diagnostic accuracy of computed tomography coronary angiography according to pre-test probability of coronary artery disease and severity of coronary arterial calcification. The CORE-64 (Coronary Artery Evaluation Using 64-Row Multidetector Computed Tomography Angiography) International Multicenter Study. *J Am Coll Cardiol* 2012; 59: 379–387
- [52] Song YB, Arbab-Zadeh A, Matheson MB et al. Contemporary Discrepancies of Stenosis Assessment by Computed Tomography and Invasive Coronary Angiography. *Circ Cardiovasc Imaging* 2019; 12: e007720
- [53] Puchner SB, Liu T, Mayrhofer T et al. High-risk plaque detected on coronary CT angiography predicts acute coronary syndromes independent of significant stenosis in acute chest pain: results from the ROMICAT-II trial. *J Am Coll Cardiol* 2014; 64: 684–692
- [54] Hoffmann U, Ferencik M, Cury RC et al. Coronary CT angiography. *J Nucl Med: official publication, Society of Nuclear Medicine* 2006; 47: 797–806
- [55] Rotzinger DC, Racine D, Becce F et al. Performance of Spectral Photon-Counting Coronary CT Angiography and Comparison with Energy-Integrating-Detector CT: Objective Assessment with Model Observer. *Diagnostics (Basel, Switzerland)* 2021; 11. doi:10.3390/diagnostics11122376
- [56] Si-Mohamed SA, Bocalini S, Lacombe H et al. Coronary CT Angiography with Photon-counting CT: First-In-Human Results. *Radiology* 2022; 303: 303–313
- [57] Symons R, Bruecker Y de, Roosen J et al. Quarter-millimeter spectral coronary stent imaging with photon-counting CT: Initial experience. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2018; 12: 509–515
- [58] Mannil M, Hicethier T, Spiczak J von et al. Photon-Counting CT: High-Resolution Imaging of Coronary Stents. *Invest Radiol* 2018; 53: 143–149
- [59] Sigovan M, Si-Mohamed S, Bar-Ness D et al. Feasibility of improving vascular imaging in the presence of metallic stents using spectral photon counting CT and K-edge imaging. *Sci Rep* 2019; 9: 19850
- [60] Sartoretti T, Racine D, Mergen V et al. Quantum Iterative Reconstruction for Low-Dose Ultra-High-Resolution Photon-Counting Detector CT of the Lung. *Diagnostics (Basel, Switzerland)* 2022; 12. doi:10.3390/diagnostics12020522

- [61] Mergen V, Sartoretti T, Baer-Beck M et al. Ultra-High-Resolution Coronary CT Angiography With Photon-Counting Detector CT: Feasibility and Image Characterization. *Invest Radiol* 2022; 57: 780–788
- [62] Taylor CA, Fonte TA, Min JK. Computational fluid dynamics applied to cardiac computed tomography for noninvasive quantification of fractional flow reserve: scientific basis. *J Am Coll Cardiol* 2013; 61: 2233–2241
- [63] Eldevik K, Nordhøy W, Skretting A. Relationship between sharpness and noise in CT images reconstructed with different kernels. *Radiat Prot Dosim* 2010; 139: 430–433
- [64] Chaosuwannakit N, Aupongkaroon P, Makarawate P. Determine Cumulative Radiation Dose and Lifetime Cancer Risk in Marfan Syndrome Patients Who Underwent Computed Tomography Angiography of the Aorta in Northeast Thailand: A 5-Year Retrospective Cohort Study. *Tomography (Ann Arbor, Mich.)* 2022; 8: 120–130
- [65] Higashigaito K, Mergen V, Eberhard M et al. CT Angiography of the Aorta Using Photon-counting Detector CT with Reduced Contrast Media Volume. *Radiology: Cardiothoracic Imaging* 2023; 5: e220140
- [66] Sandfort V, Persson M, Pourmorteza A et al. Spectral photon-counting CT in cardiovascular imaging. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2021; 15: 218–225
- [67] Decker JA, Bette S, Scheurig-Muenkler C et al. Virtual Non-Contrast Reconstructions of Photon-Counting Detector CT Angiography Datasets as Substitutes for True Non-Contrast Acquisitions in Patients after EVAR-Performance of a Novel Calcium-Preserving Reconstruction Algorithm. *Diagnostics (Basel, Switzerland)* 2022; 12. doi:10.3390/diagnostics12030558
- [68] Nasirudin RA, Mei K, Penchev P et al. Reduction of metal artifact in single photon-counting computed tomography by spectral-driven iterative reconstruction technique. *PLoS one* 2015; 10: e0124831
- [69] Weidman EK, Plodkowski AJ, Halpenny DF et al. Dual-Energy CT Angiography for Detection of Pulmonary Emboli: Incremental Benefit of Iodine Maps. *Radiology* 2018; 289: 546–553
- [70] Sandfort V, Palanisamy S, Symons R et al. Optimized energy of spectral CT for infarct imaging: Experimental validation with human validation. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2017; 11: 171–178
- [71] Ohta Y, Kitao S, Yunaga H et al. Myocardial Delayed Enhancement CT for the Evaluation of Heart Failure: Comparison to MRI. *Radiology* 2018; 288: 682–691
- [72] Mergen V, Sartoretti T, Klotz E et al. Extracellular Volume Quantification With Cardiac Late Enhancement Scanning Using Dual-Source Photon-Counting Detector CT. *Invest Radiol* 2022; 57: 406–411
- [73] Dangelmaier J, Bar-Ness D, Daerr H et al. Experimental feasibility of spectral photon-counting computed tomography with two contrast agents for the detection of endoleaks following endovascular aortic repair. *Eur Radiol* 2018; 28: 3318–3325
- [74] Miglioretti DL, Johnson E, Williams A et al. The use of computed tomography in pediatrics and the associated radiation exposure and estimated cancer risk. *JAMA Pediatr* 2013; 167: 700–707
- [75] Hauptmann M, Byrnes G, Cardis E et al. Brain cancer after radiation exposure from CT examinations of children and young adults: results from the EPI-CT cohort study. *The Lancet. Oncology* 2023; 24: 45–53
- [76] Esser M, Tsiflikas I, Kraus MS et al. Wertigkeit der Thorax-CT bei Kindern: Befunde in Abhängigkeit der klinischen Fragestellung. *Fortsch. Röntgenstr.: Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 2022; 194: 281–290
- [77] Rapp JB, Biko DM, White AM et al. Spectral imaging in the pediatric chest: past, present and future. *Pediatr Radiol* 2022; 52: 1910–1920
- [78] Tsiflikas I, Thater G, Ayx I et al. Low dose pediatric chest computed tomography on a photon counting detector system – initial clinical experience. *Pediatr Radiol* 2023. doi:10.1007/s00247-022-05584-4
- [79] McCollough CH, Rajendran K, Baffour FI et al. Clinical applications of photon counting detector CT. *Eur Radiol* 2023. doi:10.1007/s00330-023-09596-y
- [80] Rajendran K, Petersilka M, Henning A et al. First Clinical Photon-counting Detector CT System: Technical Evaluation. *Radiology* 2022; 303: 130–138
- [81] Cao J, Bache S, Schwartz FR et al. Pediatric Applications of Photon-Counting Detector CT. *Am J Roentgenol* 2023; 220: 580–589