

Aus dem Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
der Universität zu Köln

Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. D. Maintz

**Virtuell monoenergetische Bilder der Spektral-Detektor
Computertomographie ermöglichen eine Dosisreduktion in der
nativen kranialen Computertomographie Bildgebung**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Universität zu Köln

vorgelegt von
Daniela Flatten
aus Bonn

promoviert am 28. Oktober 2024

Gedruckt mit der Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln

2024

rekonstruiert. Beide entstandenen Bilddatensätze wurden von mir selbst synchronisiert. Anschließend führte ich eine quantitative Analyse durch und bereitete die qualitative Analyse vor. Die erhobenen Daten wurden von Herrn Privatdozent Dr. med. R. P. Reimer statistisch ausgewertet.

Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu Köln AM 132/2020) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 04.04.2024

Unterschrift

Danksagung

Ich danke Herrn Universitätsprofessor Dr. med. David Maintz für das durch ihn geschaffene, nötige wissenschaftliche Umfeld und für die freundliche Unterstützung dieser Arbeit.

Mein herzlicher Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Professor Dr. Dr. med. Nils Große Hokamp, für die Überlassung des interessanten Themas. Ich möchte ihm danken für seine fachliche Beratung, sein Vertrauen und seine Geduld sowie seine anhaltende Hilfe bei der Erstellung und Ausarbeitung dieser Arbeit.

Herrn Privatdozent Dr. med. Robert Peter Reimer möchte ich danken für die exzellente Zusammenarbeit, insbesondere als Co-Autor der dieser Arbeit zugrunde liegenden Publikation. Ohne seine Unterstützung wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Ein besonderer Dank gilt meiner Familie und meinen Freunden für ihre offenen Ohren zu jeder Tages- und Nachtzeit und ihre andauernde Unterstützung, ohne die ich diesen Weg nicht hätte gehen können.

Für meine Lieblingsmenschen

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	8
1. ZUSAMMENFASSUNG	9
2. EINLEITUNG	11
2.1 Notwendigkeit der Reduktion der Strahlendosis	11
2.2 Physikalische Grundlagen: Photo- und Compton-Effekt.....	13
2.3 Technologische Grundlagen: Computertomographie	14
2.4 Erfassung der Strahlendosis im CT	15
2.4.1 Volumetrischer CT-Dosisindex (CTDIvol)	15
2.4.2 Dosislängenprodukt (DLP)	16
2.4.3 Absorbierte Strahlendosis	16
2.4.4 Größenbezogene Dosisabschätzung (SSDE).....	16
2.5 Rekonstruktionen im CT.....	17
2.5.1 Gefilterte Rückprojektion (FBP).....	17
2.5.2 Iterative Rekonstruktion (IR) und Hybrid-iterative Rekonstruktion (H-IR)	18
2.5.3 Iterative modellbasierte Rekonstruktion (MBIR).....	19
2.6 Dual-Energy-CT (DECT)	20
2.6.1 Emissionsbasierte Erfassung von hoch- und niedrigerenergetischen Datensätzen.....	21
2.6.2 Detektorbasierte Erfassung von hoch- und niedrigerenergetischen Datensätzen.....	22
2.6.3 Virtual monoenergetic images (VMI)	23
2.6.4 Klinische Anwendung der DECT	26
2.7 Fragestellung und Zielsetzung der Arbeit.....	28
3. EIGENE PUBLIKATION	29
4. DISKUSSION	36
5. LITERATURVERZEICHNIS	41

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wurde auf die gleichzeitige Verwendung männlicher, weiblicher und diverser Sprachformen verzichtet. Sämtliche Personenbezeichnungen gelten gleichwohl für jederlei Geschlecht.

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

AAMP	American Association of Physicists in Medicine
ALARA	As low as reasonably achievable (engl. So niedrig wie vernünftigerweise erreichbar)
CCHR	Canadian CT Head Rules
CI	Conventional Images (engl. konventionelle Bilder)
CNR	Contrast-to-Noise Ratio (engl. Kontrast-zu-Rausch Verhältnis)
CT	Computed tomography (engl. Computertomographie)
CTDI _{vol}	Volumetric computed tomography dose index (engl. volumetrischer Computertomographie Dosisindex)
DECT	Dual-energy CT
DLCT	Dual-layer CT
DLP	Dose-length-product (engl. Dosislängenprodukt)
DSCT	Dual-source CT
FBP	Filtered back projection (engl. gefilterte Rückprojektion)
FDA	U.S. Food and Drug Administration
GCS	Glasgow Coma Scale
H-IR	Hybrid-iterative reconstruction (engl. hybrid iterative Rekonstruktion)
IR	Iterative reconstruction (engl. Iterative Rekonstruktion)
keV	Kiloelektronen Volt (keV, Energie)
MBIR	Model-based iterative reconstruction (engl. Modell-basierte iterative Rekonstruktion)
MDCT	Multi-detector CT
mGy	Milligray
NOC	New Orleans Criteria
ROI	Region of interest (engl. Bereich von Interesse)
SDCT	Spectral-detektor CT
SECT	Single-energy CT
SNR	Signal-to-Noise Ratio (engl. Signal-zu-Rausch Verhältnis)
SSDE	Size specific dose estimate (engl. größenbezogene Dosisabschätzung)
ssDECT	Single-source dual-energy CT
StrlSchG	Strahlenschutzgesetz
VMI	Virtual monoenergetic images (engl. virtuell monoenergetische Bilder)

1. ZUSAMMENFASSUNG

In der Arbeit „Virtual monoenergetic Images from spectral detector CT enable radiation dose reduction in unenhanced cranial CT“ wurden native Spektral-Detektor Computertomographie Aufnahmen (computed tomography, CT) des Schädels als 65 keV virtuell monoenergetische Bilder (virtual monoenergetic images, VMI) (Kiloelektronenvolt, keV) rekonstruiert und gegenüber konventionellen Bildern (conventional images, CI) untersucht, ob eine Strahlendosisreduktion bei gleichbleibender Bildqualität möglich ist. Insbesondere wurde bei diesem Vergleich auf die Differenzierbarkeit zwischen der grauen und der weißen Substanz des Hirngewebes geachtet sowie auf das Auftreten von Aufhärungsartefakten in der hinteren Schädelgrube.

Zu diesem Zweck wurden 140 Patienten im Alter von 55,8 Jahren \pm 18,6 Jahren retrospektiv in die Studie eingeschlossen, die zwischen Februar und November 2017 insgesamt 171 native Schädel-CT-Aufnahmen erhalten hatten. Innerhalb dieses Zeitraums wurde das Röhrenstrom-Zeit-Produkt reduziert, wobei alle anderen Scanparameter gleich gehalten wurden (Schichtdicke: 1mm, Röhrenspannung: 120kV, Pitchfaktor: 0.36, Rotationszeit: 0,33 Sekunden, und Kollimation 64 x 0,625).

Durch die schrittweise Reduktion des Röhrenstrom-Zeit-Produktes von 320 mAs auf 290 mAs bis auf 260 mAs, konnten die Patienten in Nachhinein in drei Gruppen von 61, 55 und 55 Personen aufgeteilt werden.

Die so akquirierte Aufnahme wurde mittels einer Hybrid-iterativen Rekonstruktion (iDose, Phillips Healthcare, Best, Niederlande) (hybrid iterativ reconstruction, H-IR) zu CI rekonstruiert. Des Weiteren wurde VMI_{65keV} rekonstruiert, um sie mit den CI vergleichend zu untersuchen.

Zur quantitativen Analyse wurden ROIs (Regions of Interest, Bereich von Interesse) in Strukturen, die im Vorfeld definiert wurden, in CI gelegt und danach an die exakt gleiche Stelle in VMI_{65keV} kopiert.

Es wurde eine axiale Schicht ausgewählt, die die Basalganglien zeigte. Dort wurden die ROIs wie folgt platziert: (a) in der kortikalen grauen und weißen Substanz im Frontallappen, (b) in der juxtakortikalen weißen Substanz des Frontal- und des Parietallappens, (c) dem Parenchym des Thalamus, (d) im hinteren Anteil der Capsula interna und (e) nahe dem Schädelknochen. In einer weiteren axialen Schicht, die einen repräsentativen Anteil des Felsenbeins zeigte, wurde ein weiterer ROI sowohl in die Medulla oblongata und in die hintere Schädelgrube gelegt.

Dies diente dazu, sicherzustellen, dass der identische Bereich untersucht wurde. Aus den so erhobenen Daten konnten das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (Contrast-to-Noise ratio, CNR) zwischen der grauen und der weißen Substanz bestimmt werden. Das CNR dient der quantitativen Beschreibung der Bildqualität von CT-Untersuchungen und kann somit objektivieren, inwieweit eine Reduktion der Strahlendosis sinnvoll ist. Auch das Dosislängenprodukt (dose-length-product, DLP) und der volumetrische CT-Dosisindex (volumetric computed tomography dose index, $CTDI_{vol}$) wurden erhoben.

Zwei Radiologen mit Erfahrung in der neuroradiologischen Diagnostik führten die qualitative Analyse anhand einer 5-Punkte Likert-Skala durch, wobei die von ihnen beurteilten Bilder bezüglich ihrer Rekonstruktionstechnik verblindet waren. Zu beurteilen war die Differenzierung zwischen grauer und weißer Substanz in den Basalganglien, im supra- und infratentoriellen Kortex sowie im Bereich nahe dem Schädelknochen. Weiterhin wurde das Auftreten von Aufhärtungsartefakten in der hinteren Schädelgrube bewertet.

Es zeigte sich, dass das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis bei VMI_{65keV} , unabhängig vom volumetrischen CT-Dosisindex, signifikant höher war als bei CI. Auch das Bildrauschen zeigte sich signifikant geringer, was zu einer besseren Bildqualität der Aufnahmen bei einer gleichzeitig geringen Strahlendosis führte. In der qualitativen Analyse zeigte sich ebenfalls die Überlegenheit vom VMI_{65keV} . Die Differenzierung zwischen der grauen und der weißen Substanz und das Bildrauschen wurden über alle untersuchten Bereiche des Gehirns hinweg besser bewertet als bei CI. Auch die vom Knochen in der hinteren Schädelgrube resultierenden Aufhärtungsartefakte hatten einen geringeren Einfluss auf die diagnostische Beurteilbarkeit.

Das retrospektive Studiendesign sowie die kleine Kohorte an untersuchten Patienten stellten sich als Limitationen für die Studie heraus. Die Studie zeigte, dass durch die Absenkung des Röhrenstrom-Zeit-Produkts auf 260mAs und unter Verwendung von VMI_{65keV} eine Dosisreduktion um 18,7 % erreicht werden konnte. Die Ergebnisse implizieren, dass eine noch größere Reduktion der Strahlendosis möglich wäre, dies aber aufgrund des retrospektiven Designs nicht umgesetzt werden konnte.

Nachfolgende Studien sind nötig, um zu evaluieren, inwieweit die Strahlendosis in nativen Schädel-CTs weiter reduziert werden kann, um somit die Patientensicherheit zu erhöhen.

2. EINLEITUNG

2.1 Notwendigkeit der Reduktion der Strahlendosis

In der Notfallversorgung von Trauma Patienten oder bei der Behandlung von Patienten mit einem akuten neurologischen Defizit, bei denen es um eine schnelle und präzise Diagnostik geht, ist das Mittel der Wahl ein natives Schädel-CT.^{1,2,3,4,5}

Im Hinblick auf die notwendige und zügige Weiterbehandlung dieser Patienten ist es insbesondere wichtig, mit einer hohen Genauigkeit zwischen den Krankheitsbildern der Ischämie und dem einer Hirnblutung, wie zum Beispiel zwischen einem subduralen Hämatom, einem epiduralen Hämatom oder einer Subarachnoidalblutung zu unterscheiden.^{2,3,6} In diesen Fällen ist eine CT-Untersuchung effizienter als eine Magnetresonanztomographie, da sie im Akutfall sensitiver ist, obwohl sie mit einer höheren Strahlenexposition vergesellschaftet ist.⁷ Bei vielen dieser Patienten sind im Krankheitsverlauf repetitive Scans notwendig, sodass gerade bei diesem Patientenkollektiv ein besonderes Augenmerk auf die Möglichkeiten der Einsparung von Strahlendosen gelegt werden muss.^{8,9}

Obgleich der Risiken der ionisierenden Strahlung, die mit jeder CT-Untersuchung einhergehen, werden in den Vereinigten Staaten von Amerika im Jahr schätzungsweise 70 Millionen Schädel-CTs durchgeführt.¹⁰

Um die Strahlendosis bei einer notwendigen Untersuchung des Schädels mittels Computertomographie zu reduzieren und somit auch dem geänderten Strahlenschutzgesetz in Deutschland zu folgen, wurden im Januar 2017 die Protokolle für die kraniale CT-Bildgebung geändert.

Zum 31.12.2018 trat in der Bundesrepublik Deutschland das neue „Gesetz zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung (Strahlenschutzgesetz – StrlSchG)“ in Kraft.¹¹

Dort wird in §14 Abs. 2 Satz 5 StrlSchG festgeschrieben, dass Patienten bei einer notwendigen Untersuchung einer möglichst geringen Dosis von ionisierender Strahlung ausgesetzt werden sollen, dies unterstreicht die Bedeutung der Bemühungen um Dosisreduktion in der medizinischen Bildgebung.¹¹

CT-Untersuchungen werden unter Verwendung von ionisierender Strahlung aufgenommen. Vor allem bei Patienten, deren Pathologie es notwendig macht, mehrere Scans – teilweise in kürzester Zeit – durchzuführen, steigert diese Strahlung das Risiko, als Spätfolge der Untersuchung Malignome zu entwickeln.^{12,13,14} Besonders anfällige Organe sind in diesem Zusammenhang das Gehirn und die Augenlinse.¹⁵ Der Schwellenwert für die Augenlinse zur Vermeidung des strahleninduzierten Katarakts

liegt bei 0,5 Gy in der einzelnen Untersuchung.¹⁶ Das Gehirn gilt zwar als relativ strahlenresistentes Organ, nichtsdestotrotz sollten auch hier Energiedosen über 0,5 Gy vermieden werden, um die Gefahr zu vermindern einen Schlaganfall zu erleiden.^{15,16,17} Es gilt also, diese beiden Organe bei der Untersuchung des Schädels besonders zu schützen. Um dieses Ziel zu erreichen, ist es erforderlich, die Strahlendosis bei den durchgeführten CT-Aufnahmen zu reduzieren.

Einer der wichtigsten Ansätze im Hinblick auf die Dosisreduktion ist, einen angemessenen Einsatz der CT im klinischen Alltag – unter einer adäquaten Nutzen-Risiko-Abwägung – durchzuführen.¹⁸ Dies geschieht in der Regel durch die Entwicklung evidenzbasierter Empfehlungen und Leitlinien im Rahmen des Stellens der rechtfertigenden Indikation. Die Einzelfallentscheidung kann anhand verschiedener Scores gestützt werden, z.B. der Glasgow Coma Scale (GCS), den New Orleans Criteria (NOC) oder den Canadian CT Head Rules (CCHR).⁸

Darüber hinaus ist bei der Durchführung der Untersuchung das ALARA-Prinzip (as low as reasonably achievable, so niedrig wie vernünftigerweise erreichbar) zu beachten, dies gilt im Besonderen für die Kinderradiologie, aber selbstverständlich auch für erwachsene Patienten.^{19,20}

Das ALARA-Prinzip besagt, dass der Einsatz von ionisierender Strahlung - sollte er unvermeidbar sein - so gering und kurz wie möglich zu halten ist, um dennoch am Ende einer Untersuchung verwertbare Bilder zu erhalten.²¹

In den letzten Jahren wurden weitere Maßnahmen zur Dosisreduktion diskutiert. So stellen die Modulation des Röhrenstroms, der Röhrenspannung und die organspezifische Dosisreduktion neben der stetigen Optimierung von Scan-Protokollen wichtige Säulen zur Reduktion von Strahlendosen dar.^{22,23,24} Besonders die Modulation der ersten beiden beschriebenen Parameter kann mit einer niedrigeren Strahlendosis einhergehen allerdings auch oft zu einer schlechteren Bildqualität und einem Verlust des diagnostischen Wertes der Aufnahmen führen.^{13,25,26} Durch die Nutzung von Zinnfiltern, die an der Röntgenröhre angebracht werden, kann ebenfalls die Dosis gesenkt werden. Diese Filter verhindern, dass energiearme Photonen den Patienten erreichen, die für eine hohe Strahlung, aber nicht für das diagnostische Bild, verantwortlich sind. Die Nutzung solcher Zinnfilter wirkt sich nicht negativ auf die Bildqualität aus.²⁷

Die aussichtsreichste Maßnahme in den letzten Jahrzehnten stellte die Einführung von iterativen Rekonstruktionsalgorithmen im klinischen Alltag dar (siehe Kapitel 2.4.2).^{14,22,23}

2.2 Physikalische Grundlagen: Photo- und Compton-Effekt

Mithilfe des Photo-Effekts und des Compton-Effekts, die bei der Abschwächung von Röntgenstrahlen verursacht werden, kann in der CT-Bildgebung die Wechselwirkung zwischen den Röntgenquanten oder Photonen und der zu untersuchenden Materie abgeschätzt werden.^{28,29,30,31}

Diese beiden physikalischen Effekte erlauben es, wenn sie getrennt betrachtet werden, diverse Materialien hinsichtlich ihrer Zusammensetzung zu charakterisieren und haben einen Einfluss auf die Qualität der erzeugten Bilder.²⁹ Bereits in den späten 1970er-Jahren wurde beschrieben, dass für die CT-Diagnostik energieabhängige Informationen nützlich sein können.³²

Der Photo-Effekt beschreibt die Interaktion von Röntgenquanten mit der zu durchdringenden Materie. Er ist abhängig von der chemischen Ordnungszahl (Z) der Atome, die in den verschiedenen zu untersuchenden Objekten vorkommen. Der Photo-Effekt ist vorherrschend bis zu Energien von ca. 100 kV. Je höher die Ordnungszahl Z ist, desto häufiger tritt der Photo-Effekt auf. Das Photon überträgt seine gesamte Energie auf das Atom und schlägt so ein Elektron aus der Hülle des Atoms heraus.^{28,29,31}

Der Compton-Effekt oder die Compton-Streuung tritt überwiegend bei höheren Energien (über 100kV) auf. Diese Streuung hängt stark von der physikalischen Dichte des Materials ab. Anders als bei dem Photo-Effekt wird die Energie des Photons dort nicht vollständig absorbiert, sondern ein kleiner Teil der Strahlung wird in die entgegengesetzte Richtung gestreut und verliert dabei an Energie.^{28,29,31}

Die so ermittelten Schwächungsunterschiede lassen Rückschlüsse darauf zu, inwieweit ein Gewebe mit Photonen niedriger und hoher Energie interagiert. Aufgrund dessen ermöglicht DECT, Bilder in ihre Materialbestandteile zu zerlegen.⁶² Für Jod bedeutet dies, dass die Unterschiede in seinem spektralen Verhalten dazu genutzt werden können, um es von anderen Materialien wie Weichteilgewebe, verkalkten Plaques, Blut oder Knochen zu unterscheiden.^{65,66}

Ebenso zeigen sich Unterschiede in der Compton-Streuung und im Photo-Effekt, was ebenfalls ermöglicht, verschiedene Materialien voneinander abzugrenzen.^{29,50,52} Zum Beispiel besitzt Jod im Vergleich zu Calcium eine höhere Ordnungszahl (Jod $Z = 53$, Calcium $Z = 20$).⁶⁶ Durch die lineare Kombination der oben beschriebenen Effekte und deren beschriebener Abhängigkeit von den Ordnungszahlen diverser Materialien lassen sich eine Vielzahl materialspezifischer und energieabhängiger Informationen ableiten.⁵⁰ Dieses Wissen kann für diverse klinische Fragestellungen von Nutzen sein.³²

Im Hinblick auf die Qualität von Röntgen- oder CT-Bildern lässt sich (vereinfacht) festhalten, dass diese durch einen ausgeprägten Compton-Effekt leidet, da eine hohe Streustrahlung die Bildschärfe herabsetzt.

2.3 Technologische Grundlagen: Computertomographie

In den 1970er-Jahren entwickelten der amerikanische Physiker Allan M. Cormack und der britische Ingenieur Godfrey N. Hounsfield den ersten CT-Scanner. 1972 wurde im Atkinson Morley's Hospital in Wimbledon (Süd-West London, Großbritannien) erfolgreich die erste Schädel-CT-Untersuchung durchgeführt.³³

Für diese Errungenschaft erhielten Cormack und Hounsfield im Jahre 1979 den Nobelpreis für Physiologie oder Medizin.³⁴ In den letzten vier Jahrzehnten wurden nicht nur die Scanner an sich weiterentwickelt, sondern auch die Technik und Rechenleistung von Computern im Allgemeinen. Während die ersten Rekonstruktionen eines 80 x 80 Bildpunkte großen Querschnitts 1974 noch fünf Minuten dauerten, sind aktuelle Computer in der Lage, innerhalb von einer Sekunde 1200 Bilder mit einer Auflösung von 512 x 512 zu rekonstruieren.³⁵ Da auch die Akquisition der Bilder sehr lange dauerte, waren sie besonders anfällig für Bewegungsartefakte. Es bestand ein hohes Maß an Bildrauschen aufgrund der wenig ausgereiften Röntgenröhrentechnologie und der daraus folgenden Streustrahlung. Dies bedeutete eine hohe Strahlenexposition für den Patienten bei gleichzeitig geringer diagnostischer Verwertbarkeit der Aufnahmen.³⁶ Weiterhin wurde 1976 bereits beschrieben, dass man mittels energieabhängiger Informationen Rückschlüsse auf die Zusammensetzung verschiedener Materialien ziehen kann.³² Inzwischen sind CT-Scanner der sogenannten dritten Generation im klinischen Alltag etabliert. Diese Geräte zeichnen sich dadurch aus, dass der Detektor und die Röntgenröhre gemeinsam um den Patienten rotieren und der Tisch, auf dem der Patient liegt, kontinuierlich vorgeschoben wird.

Obwohl es in den letzten 40 Jahren sowohl viele Veränderungen im Bereich der CT-Scanner als auch bei der benötigten Technik gab, wie zum Beispiel die iterative Bildrekonstruktion (siehe Kapitel 2.4.2), bleibt die Dosisreduktion in der nativen CT-Diagnostik des Kopfes eine Herausforderung.

Dies hat mehrere Gründe: Zum einen ist es gerade im Hinblick auf die Diagnostik bei einem zurückliegenden Schlaganfall schwierig, kleinste Veränderungen zwischen der grauen und der weißen Substanz zu erkennen und zu entscheiden, ob es bereits zum Untergang von Hirngewebe im Sinne einer Ischämie gekommen ist.^{22,37,38}

Zum anderen sind die Aufhärtungsartefakte, die durch den dichten Schädelknochen verursacht werden, noch immer eine der Hauptfehlerquellen, wenn es um die genaue

Beurteilung von Läsionen in der hinteren Schädelgrube geht.^{5,39} Diese Artefakte erhöhen das Bildrauschen in den aufgenommenen Scans. Üblicherweise sind besonders die Bereiche des Hirnstamms und des Kleinhirns schwer zu beurteilen, da der Schädelknochen dort besonders dick und unregelmäßig geformt ist und somit ein hohes Maß an Strahlhärtung aufweist, was zu vielen Artefakten führt.^{6,24}

Des Weiteren nahm aufgrund der begrenzten Rechenleistung der Computer in der Vergangenheit die Rekonstruktion anhand von iterativen Rekonstruktionsalgorithmen (iterative reconstruction, IR) sehr viel Zeit in Anspruch und war im klinischen Alltag nicht anwendbar.^{13,40} So verglichen Korn et al. im Jahr 2011 neben der Bildqualität von nativen Schädel-CT-Aufnahmen auch die durchschnittlichen Rekonstruktionszeiten zwischen IR und der gefilterten Rückprojektion (engl. filtered back projection, FBP; siehe Kapitel 2.5.1). Sie betrug im Median 68 Sekunden unter Verwendung von IR und 25 Sekunden bei Nutzung von FBP-Techniken.⁴¹

Ein weiteres Merkmal, das die Beurteilungsqualität der CT-Bilder insbesondere bei einer niedrigen Dosis und im Hinblick auf den diagnostischen Nutzen der Bilder einschränken kann, ist das Bildrauschen.^{23,42,43} Bildrauschen wird angegeben als ein Maß für die statistischen Schwankungen, denen das Bild infolge der Vielzahl von Prozessen, die zu seiner Entstehung beitragen, unterliegt. Röntgenröhren senden die Röntgenstrahlen nicht gleichmäßig aus. Die Röntgenstrahlen werden dazu zusätzlich bei ihrem Durchtritt durch den Patienten abgeschwächt, bevor sie an einem Detektor erkannt werden. Dies führt im Endergebnis zu Rauschen, das während der Rekonstruktion teilweise auf das finale Bild übertragen wird.²⁰

2.4 Erfassung der Strahlendosis im CT

2.4.1 Volumetrischer CT-Dosisindex (CTDI_{vol})

Der volumetrische CT-Dosisindex (volumetric computed tomography dose index, CTDI_{vol}) (Einheit: mGy, Milligray) wurde als standardisierte Methode entwickelt, um die Strahlenleistungen von verschiedenen CT-Modellen zu bewerten und wird vor Beginn jedes Scans automatisch angegeben.¹² Die Angabe beruht auf der vorherigen manuellen Auswahl des passenden Referenzphantomes. Diese Phantome haben für den Kopf einen Durchmesser von 16 cm und für den Thorax und das Abdomen einen Durchmesser von 32 cm.¹²

Die größte Limitation für die Verwendung des CTDI_{vol}, um die Strahlendosis, welcher der Patient ausgesetzt ist, zu ermitteln, ergibt sich aus der Tatsache, dass die

tatsächliche Patientengröße bzw. dessen Masse nicht in die Berechnung mit eingeht.^{12,44,45} Die Masse des Patienten spielt jedoch eine entscheidende Rolle, wenn es darum geht, die notwendige Strahlendosis eines CT-Scans abzuschätzen.⁴⁶

2.4.2 Dosislängenprodukt (DLP)

Das Dosislängenprodukt (dose-length-product, DLP) (Einheit: mGy x cm) ist definiert als das Produkt aus $CTDI_{vol}$ und der Länge des untersuchten Gebietes eines Scans in cm.¹² Es bezieht sich auf die ionisierende Energie, welcher der Patient während einer CT-Untersuchung ausgesetzt ist.¹²

Wie auch das $CTDI_{vol}$ wird das DLP bei modernen CT-Geräten vor und nach den Aufnahmen berechnet.

Weiterhin wird auch diese Größe unabhängig von der tatsächlichen Masse des Patienten bestimmt und geht dementsprechend mit den gleichen Limitationen wie das $CTDI_{vol}$ einher.¹²

Anhand der beiden Parameter ist man dementsprechend nicht in der Lage, die für einen individuellen Patienten exakte Strahlendosis abzuschätzen.

2.4.3 Absorbierte Strahlendosis

Die absorbierte Strahlendosis (Einheit: mGy) beschreibt die im Gewebe abgelagerte Menge an ionisierender Strahlung und ist abhängig von der Radiosensibilität der verschiedenen Gewebe bzw. Organe.¹² Es gibt die Menge an Energie an, die pro Kilogramm Körpergewicht absorbiert wird, und ist sowohl von der Dichte des Materials als auch von dessen Dicke und Materialzusammensetzung abhängig.¹² So lässt sich erklären, warum die absorbierte Dosis bei kleineren Patienten größer ist als bei schwereren, wenn das gleiche $CTDI_{vol}$ angegeben ist. Auf ein geringeres Volumen trifft die gleiche Menge an Strahlung, die dann absorbiert wird.¹² Eine für beide Patientengruppen identisch gehaltene Einstellung der Scan-Parameter kann dazu führen, dass leichte Patienten einer unnötig hohen Strahlenbelastung ausgesetzt werden oder sich die Bildqualität bei schweren Patienten verschlechtert.¹²

2.4.4 Größenbezogene Dosisabschätzung (SSDE)

Die größenbezogene Dosisabschätzung (Size-specific dose estimate, SSDE) (Einheit: mGy) kann nach einer CT-Aufnahme berechnet, gemessen oder abgeschätzt werden und bezieht im Gegensatz zum $CTDI_{vol}$ und zum DLP die individuelle Größe bzw. die

Masse des Patienten mit ein.^{12,44,45} Dies erlaubt eine präzisere Abschätzung der Strahlendosis, die auf den Patienten einwirkt.¹² Das SSDE ist rechnerisch das Produkt der $CTDI_{vol}$ und eines Korrekturfaktors, der sich auf den effektiven Durchmesser des Untersuchungsvolumens bezieht.^{12,45} Sie stellt eine wesentlich genauere Methode zur Erhebung der durchschnittlich auf einen Patienten einwirkenden Strahlendosis dar als zuvor genutzte Parameter.¹²

2.5 Rekonstruktionen im CT

2.5.1 Gefilterte Rückprojektion (FBP)

Die gefilterte Rückprojektion (filtered back projection, FBP) war jahrzehntelang führend in der Rekonstruktion von CT-Bildern. Sie wurde bereits bei den ersten Untersuchungen in den 1970er-Jahren standardmäßig eingesetzt, stellt somit die erste Generation von Rekonstruktionsalgorithmen für die CT-Bildgebung dar und ist der Referenzstandard für neuere Algorithmen.^{14,20,26,47} Sie ist schnell durchführbar, robust gegenüber Fehlern und basiert darauf, dass die tatsächlichen Daten mit im Vorfeld festgelegten Modellen verglichen werden.^{14,20,47} Unter Verwendung der FBP können bis zu 20 Bilder pro Sekunde generiert werden.¹²

Ein Nachteil der FBP war schon bei ihrer Einführung feststellbar: Gerade im angestrebten Niedrig-Dosisbereich erzeugt die Rekonstruktion ein hohes Bildrauschen.^{13,14}

FBP ist adäquat einsetzbar, solange es sich um normalgewichtige Patienten handelt. Bei stark übergewichtigen Patienten überlagert das Bildrauschen jedoch oft das Bildsignal, da die angelegte Röhrenleistung nicht ausreicht oder die Strahlendosis zu gering ist. Dies führt zu einer gesteigerten Artefaktanfälligkeit und zu einem vermehrten Bildrauschen bei einer gleichzeitig hohen Strahlenbelastung für den Patienten, was dann nicht mehr im Sinne des ALARA-Prinzips ist.^{14,20} Bei der Betrachtung von Schädelaufnahmen ist dieser Punkt vernachlässigbar, da sich bei adipösen Patienten über der Kalotte nicht wesentlich mehr Fett als bei normalgewichtigen Patienten ansammelt.

Der analytische Algorithmus geht von einer Rauschfreiheit bei den erfassten Projektionsdaten aus.¹⁴ Wenn jedoch in den Projektionsdaten bereits ein hohes Maß an Bildrauschen vorliegt, kann dies nicht vollständig durch den Algorithmus herausgefiltert werden und zeigt sich dementsprechend in den Bilddaten. Dies kann zu vielen Artefakten führen.²²

2.5.2 Iterative Rekonstruktion (IR) und Hybrid-iterative Rekonstruktion (H-IR)

Ein neuerer Ansatz der Rekonstruktion von CT-Aufnahmen ist die iterative Rekonstruktion. Sie ist in der Lage, auch im Niedrig-Dosisbereich, anders als die FBP, eine gute Bildqualität, weniger Artefakte und ein reduziertes Bildrauschen zu liefern.^{5,13,14,22,47}

Die Technik der IR wurde bereits in den 1970er-Jahren vorgestellt, jedoch damals nicht in die klinische Praxis integriert, da der Algorithmus sehr viel Rechenleistung beansprucht.^{13,20} Weiterhin wird beschrieben, dass die durch IR erzeugten Bilder zum Teil fleckig erscheinen und somit schwerer zu beurteilen sind.¹⁴

IR wurde entwickelt, um in zwei Schritten, einer Vorwärts- und einer Rückwärtsrekonstruktion, die Qualität der erfassten Bilder zu verbessern.¹⁴

In den Schritten der Rückwärtsrekonstruktion werden Bilder aus den Projektionsdaten rekonstruiert. In der Vorwärtsrekonstruktion können werden aus bereits errechneten Bildern Projektionsdaten generiert werden.²⁵

Die Rückwärtsrekonstruktion bewirkt, dass aus diesen Projektionsdaten ein verbessertes Bild entsteht. Beide Schritte der IR werden in der Regel einer fest eingestellten Anzahl folgend wiederholt (iterativ = sich schrittweise in wiederholenden Rechenprozessen der exakten Lösung annähern). Ziel ist es, bei der letzten Rückprojektion aus den Projektionsdaten in der Bilddomäne das Bildrauschen und die Artefakte zu entfernen.^{14,25} So wird durch die IR angestrebt, sich einem Bild anzunähern, das bestmöglich die tatsächlich erfassten Daten wiedergibt und sich gleichzeitig mit einem geringen Bildrauschen qualitativ zu verbessern versucht.²⁰ IR kann sowohl an Rohdaten, in der Bilddomäne oder in beiden gleichzeitig durchgeführt werden.^{14,20,25}

In Routine-CTs kann die IR helfen, die Qualität der CT-Bilder zu verbessern und die Strahlendosis zu verringern. Besonders im Niedrig-Dosisbereich hat sie außerdem dazu beigetragen, das Bildrauschen bei Erhalt der Bildqualität zu reduzieren.¹⁴

Ein Nachteil der IR ist, dass es zu langen Rekonstruktionszeiten kommt, je nachdem, welcher Algorithmus durch welchen Hersteller angewendet wird.^{13,14}

Es existieren, von diverseren Herstellern, verschiedene Varianten der IR, wie zum Beispiel die die Hybrid-iterative Rekonstruktion (H-IR). Die H-IR lässt sich definieren als eine Kombination aus FBP und IR.¹³ Sie führt ebenfalls zu einer Unterdrückung des Bildrauschens, unterstützt die Dosisreduktion in CT-Aufnahmen, kann Artefakte reduzieren und alles in allem die Bildqualität erhalten oder sogar verbessern.²⁰

iDose, entwickelt von Phillips Healthcare (Best, Niederlande), erlangte im September 2012 in den Vereinigten Staaten die Zulassung der U.S. Food and Drug Administration

(FDA). Dieser Hybrid-iterative Algorithmus nutzt die Rekonstruktion sowohl aus der Bilddomäne als auch aus den Rohdaten.^{13,14,25} Auf diese Weise entstandene Bilder werden als CI bezeichnet.^{48,49} CI können sowohl mit H-IR- als auch mit IR-Algorithmen rekonstruiert werden.²⁸

iDose korrigiert die erhobenen CT-Daten dahingehend, dass dieser Algorithmus in den Projektionsdaten besonders stark von Rauschen betroffene Bereiche identifiziert und sie mithilfe eines iterativen Prozesses verbessert. Dies können zum Beispiel Areale mit einem schlechten Signal-zu-Rausch-Verhältnis (signal-to-noise Ratio, SNR) oder Anteile mit einer geringen Photonenzahl sein.²² Die Stärke der iterativen Rekonstruktion kann in sieben Entrauschungsstufen eingestellt werden. Stufe 1 erreicht 11 % Rauschreduzierung, Stufe 7 55 % im Vergleich zu einer herkömmlichen FBP.^{13,14,22}

Wenn man die FBP mit iDose vergleicht, schneidet Letztere in vielen Bereichen besser ab. Zum Beispiel zeigen sich in der nativen Schädelbildgebung, vor allem in der hinteren Schädelgrube, und in bereits durchgeführten Studien, die ein Phantom benutzen, sowohl weniger Bildrauschen und ein höheres CNR. Zudem werden eine verbesserte subjektive und objektive Bildqualität und weniger Streifenartefakte beschrieben.^{26,47} Gleichzeitig unterstützt die Nutzung von IR- oder H-IR-Algorithmen - insbesondere durch eine Reduzierung des Bildrauschens - die Reduktion der Strahlendosis, ohne dass dabei ein Verlust der Bildqualität in Kauf genommen werden muss.^{10,14, 25,26,47}

2.5.3 Iterative modellbasierte Rekonstruktion (MBIR)

Eine weitere Möglichkeit zur Einsparung von Strahlendosen in der CT-Diagnostik ist die Verwendung von modellbasierten iterativen Algorithmen. Sie ermöglichen ebenfalls die Verbesserung der Bildqualität, gehen aber mit längeren Rekonstruktionszeiten als die FBP und auch H-IR einher.^{20,25} So lassen sich zum Beispiel innerhalb von 69 Sekunden 66 Bilder eines Schädel-CTs rekonstruieren.²⁰ Die iterative modellbasierte Rekonstruktion (iterative model-based reconstruction, MBIR) (Phillips Healthcare, Best, Niederlande, Handelsname IMR) nutzt hierbei Schritte der Vor- und Rückwärtsrekonstruktion in den Bilddomänen, um so weniger Bildrauschen und verbesserte Kontraste bei einer höheren räumlichen Auflösung bereitzustellen als bei der FBP.^{14,20,25,47}

Innerhalb des Algorithmus werden sowohl Daten- als auch Bildstatistiken zur Optimierung der Bildqualität benutzt, die dann mit genormten Modellen verglichen werden.²⁰

Das CNR, als Parameter der objektiven Bildanalyse wird unter Nutzung eines MBIR-Algorithmus sowohl in Phantomstudien als auch bei genauerer Betrachtung der hinteren

Schädelgrube als signifikant besser eingestuft als unter Verwendung der FBP, wie Guziński et al. zeigen konnten.^{26,47} So gelingt es insbesondere in Schädel-CTs einen besseren Kontrast zwischen grauer und weißer Substanz und somit eine genauere Erkennbarkeit von kleinen Läsionen mit geringen Kontrasteigenschaften zu ermöglichen.^{24,47}

Als einschränkend erweist sich der Umstand, dass die Textur und das allgemeine Erscheinungsbild der mittels MBIR rekonstruierten Bilder schlechter bewertet wird als bei der H-IR – wie bereits erwähnt – und eine längere Rekonstruktionszeit in Anspruch nimmt.^{5,25,47}

2.6 Dual-Energy-CT (DECT)

Eine der bedeutendsten Neuerungen der letzten Jahre im Bereich der CT-Technik war die Einführung von Dual-Energy-CT-Scannern (DECT). Obwohl bereits in den 1970er-Jahren über eine Nutzung von Dual-Energy-Technik diskutiert wurde, ist sie erst seit Beginn der 2010er-Jahre im klinischen Alltag verfügbar.^{39,48,50} Einer der Gründe dafür ist, dass keine Technologie zur Verfügung stand, die es ermöglichte, hoch- und niedrigerenergetische Daten zur gleichen Zeit aufzunehmen. Es mussten zwei aufeinanderfolgende Scans durchgeführt werden, was zu langen Erfassungszeiten, Bewegungsartefakten und einer hohen Strahlenexposition des zu untersuchenden Patienten führte.^{36,50} Um diesen Problemen entgegenzuwirken, wurden in den vergangenen Jahren diverse neue Konzepte vorgestellt, die es erlauben, Dual-Energy-Daten zu erfassen.⁵⁰

DECT bietet verschiedene Möglichkeiten in der CT-Diagnostik.^{6,38,51,52} So ermöglicht sie es zum Beispiel, differenzierte Aussagen über den Calcium- und Jodgehalt von Geweben zu treffen oder die Bildqualität unter Verwendung von virtuell monoenergetischen Bildern zu verbessern, was in der Folge Reduktion der Strahlendosis erlauben kann.^{6,14,30,50,52}

Weiterhin zeigen sich signifikante Verbesserungen von SNR und CNR bei der Nutzung von DECT-Modi in diversen Organen wie zum Beispiel der Leber, dem Pankreas, im Muskel- oder Fettgewebe.⁵³

Das Prinzip der DECT beruht auf der Tatsache, dass nahezu gleichzeitig hoch- und niedrigerenergetische Datensätze erhoben werden können.^{10,30,38,50,51} Daraus lassen sich VMI berechnen. Sie können in einem Energiebereich zwischen 40 und 200 keV rekonstruiert werden und simulieren solche Bilder, die aus der Erfassung an CT-

Scannern mit Röntgenstrahlung aus einem einzigen bestimmten Energieniveau resultieren würden.^{36,49}

2.6.1 Emissionsbasierte Erfassung von hoch- und niedrigerenergetischen Datensätzen

Zur Erfassung von Dual-Energy-Datensätzen stehen verschiedene Ansätze zur Verfügung.^{28,37,39,50} Emissionsbasierte Ansätze erfassen hoch- und niedrigerenergetische Datensätze durch die Nutzung von zwei Röntgenröhren (dual-source DECT, DSCT), durch eine Aufteilung des Röntgenstrahls (split-beam DECT) oder durch ein schnelles Hin- und Herschalten zwischen hohen und niedrigen Energielevels (rapid-kVp-switching DECT).^{14,36,38,50}

Nachteilig an diesen Konzepten ist, dass man sich bereits vor der Untersuchung aktiv für die Nutzung eines Dual-Energy-Modus entscheiden muss und die verschiedenen Datensätze nicht nachträglich nutzen kann.^{28,50,54}

Das Prinzip der DSCT beruht auf der Nutzung von zwei Röntgenröhren, die im 90°-Winkel versetzt sind und denen gegenüber jeweils ein Detektor auf der Gantry befestigt ist.^{14,50,52} Beide Röntgenröhren-Detektor-Paare sind mit einem eigenen Generator ausgestattet, der es ihnen erlaubt, unabhängig voneinander mit unterschiedlichen Röntgenenergien betrieben werden zu können.^{28,37,52} Niedrigerenergetische Daten werden mit einer maximalen Kilospannung von 80kVp, Datensätze im hochenergetischen Bereich mit 140kVp erfasst.^{36,55} Auf diese Weise werden nahezu gleichzeitig Dual-Energy-Datensätze angelegt.^{30,38,51}

Aufgrund dieses Aufbaus und der Tatsache, dass beide Röntgenröhren gleichzeitig, wenn auch mit verschiedenen Energien, betrieben werden, ist es möglich, Streustrahlung zu reduzieren. Ein Photon aus einer der oben beschriebenen Röntgenröhren kann von dem Detektor der anderen Röntgenröhre erfasst werden und umgekehrt. Dies ist nachteilig, da dies die spektrale Trennung negativ beeinflussen kann. Diesem Problem kann durch die Nutzung eines geeigneten Streustrahlenkorrekturalgorithmus entgegengewirkt werden. Unter Nutzung eines solchen Algorithmus kann mithilfe eines DSCT ein hohes SNR erzeugt werden.⁵⁰

Ein weiterer Ansatz, um Dual-Energy-Daten zu erfassen, ist der der Split-Beam-DECT- oder auch Twin-Beam-DECT-Technik.^{28,36,52,56,57} Bei diesem System wird ein Split-Beam-Strahlenfilter, der zu gleichen Teilen aus Gold und Zinn besteht, am Ausgang der Röntgenröhre angebracht. An der Röntgenröhre wird eine Spannung von 120kVp angelegt, um so eine spektrale Trennung des herkömmlichen Röntgenspektrums zu

erzeugen. Der Goldfilter generiert niedrigenergetische, der Zinnfilter hochenergetische Datensätze.^{51,56,58}

Der Vorteil dieser Technik ist, dass ein bereits angeschaffter CT-Scanner mit einem Split-Beam-Filter nachgerüstet und somit aufgewertet werden kann, um Dual-Energy-Daten zu erhalten.²⁸

Ein Nachteil ist, dass es einen zeitlichen und örtlichen Verzug bei den Aufnahmen gibt, da die Detektorreihen separat ausgelesen werden müssen.^{28,52} Für die Nutzung der Split-Beam-Technik wird jedoch eine höhere Strahlendosis benötigt, was allerdings auch zu einer Abnahme des Bildrauschens und dementsprechend zu einer verbesserten Qualität in den erhobenen Bildern führt.²⁹

Ein weiterer emissionsbasierter Ansatz ist die des rapid-kV-switching DSCT. Bei dieser Methode wird schnell (innerhalb von einer Millisekunde) zwischen einem hohen und einem niedrigen Röhrenpotenzial, ausgehend von einer Röntgenquelle, hin und her geschaltet.^{28,30,35,49,51,52} Innerhalb einer Umdrehung der Gantry können auf diese Weise hoch- und niedrigenergetische Datensätze erzeugt werden.³⁷ Aufgrund dieses Aufbaus des CT-Scanners zählt dieser Modus zu den ssDECT (single-source dual-energy CT).⁵⁰ Die maximale Kilovoltspannung, die angelegt wird, ist die gleiche wie beim DSCT.^{36,39} Daten, die mit 80kVp erfasst werden, bieten einen hohen Kontrast, wohingegen ein niedriger Rauschpegel bei 140kVp festgestellt wird.⁵⁵ Mithilfe von rapid-kV-switching DECT kann eine nahezu zeitgleiche Datenerfassung mit minimalen Bewegungsartefakten ermöglicht werden, was zu einer Verbesserung der Bildqualität führt.^{10,36,39}

2.6.2 Detektorbasierte Erfassung von hoch- und niedrigenergetischen Datensätzen

Als detektorbasierte Methode zur Erhebung von Dual-Energy-Daten steht das Spektral-Detektor-DECT (spectral detector DECT, SDCT) zur Verfügung. SDCT erfasst spektrale Datensätze zur gleichen Zeit.^{30,49} Es wird aufgrund seines Aufbaus auch als Doppelschichtdetektor oder Dual-Layer-CT (DLCT) bezeichnet.^{38,50} Bei dieser Methode werden beide Datensätze routinemäßig bei jedem klinischen Scan erfasst, ohne dass im Vorfeld ein Protokoll zur Erfassung von Spektraldaten ausgewählt werden muss, wie dies bei den emissionsbasierten Dual-Energy-Ansätzen notwendig ist.^{14,27,37,51,54}

Seine obere oder auch innere Schicht basiert auf dem zur Gruppe der Übergangsmetalle zählenden Yttrium. In dieser Schicht werden die niederenergetischen Daten erfasst. Hochenergetische Daten werden von der äußeren Schicht aufgezeichnet. Diese besteht aus einem Gadoliniumoxysulphid-Detektor.^{14,29,36,38,49,53} Um das Bildrauschen gering zu

halten, weisen die Detektorschichten unterschiedliche Dicken auf, wobei die obere dünner ist als die untere.⁵⁰ Jede dieser Schichten absorbiert etwa die Hälfte der angebotenen Photonen des Röntgenstrahls.²⁸

Bilder, die an einem SDCT-Scanner erhoben werden, zeichnen sich durch einen guten Bildkontrast mit hoher Raumschärfe aus.⁵²

2.6.3 Virtual monoenergetic images (VMI)

Basierend auf einem dedizierten Algorithmus, der Elemente der H-IR und MBIR vereint, erlaubt die Akquisition von Computertomographischen Untersuchungen auf einem DECT die Rekonstruktion von CI und auch zu VMI.^{29,48} Vergleicht man die so entstandenen Rekonstruktionen, zeigt sich, dass VMI der SDCT ein geringeres Bildrauschen aufweisen. Weiterhin wird eine Verbesserung des SNR und des CNR festgestellt, was auch zu einer subjektiv als überlegen wahrgenommenen Bildqualität führt.^{38,49,53}

Die an einem DECT-Scanner erfassten polyenergetischen Datensätze ahmen nach ihrer Rekonstruktion in VMI solche Bilder nach, die durch echte monoenergetische Röntgenstrahlung aus einer Röntgenquelle entstehen.^{35,38,49,51,53}

Die Rekonstruktion beruht auf einer Berechnung, in der die im DECT aufgenommenen Datensätze linear miteinander kombiniert werden.^{36,37,49}

Die Energie der so rechnerisch generierten VMI wird in Kiloelektronen Volt (keV) angegeben und ist über weite, hypothetische Energieniveaus hinweg möglich, typischerweise zwischen 40 und 200 keV.^{37,51} Da die Energieniveaus frei angepasst werden können, ermöglicht dies eine dynamische Interaktion der verschiedenen hoch- und niedrigenergetischen Datensätze.³⁶

Niedrige Energiebereiche der VMI (in der Regel unter 100 keV) erhöhen den Kontrast zwischen verschiedenen Geweben.^{38,51,52} VMI über 100 keV helfen bei der Reduzierung von Aufhärtungsartefakten, zum Beispiel in der hinteren Schädelgrube, und weisen ein geringeres Bildrauschen auf.^{36,48,51,52,53} Weiterhin verringern VMI im hohen keV Bereich Artefakte, wie sie beispielsweise durch orthopädisches Fremdmaterial ausgelöst werden können, dies geschieht aber zu Lasten des Weichteilkontrastes.²⁹

Pomerantz et al.³⁹ stellten in einer Studie fest, dass sich für die supratentoriellen Bereiche des Gehirns sowohl ein minimales Rauschen als auch die optimalen CNR- und SNR-Werte bei einer Rekonstruktion von VMI mit 65 keV einstellten.

Für die infratentoriellen Areale zeigt sich dieses Phänomen bei VMI zwischen 65 und 75 keV.^{6,9,39,52}

Tabelle 1: Übersicht Rekonstruktionsalgorithmen in der CT-Technik

Algorithmus	Konzept	Vorteile	Nachteile
Filtered back projection (FBP)	Analytischer Rekonstruktionsalgorithmus; Nimmt an, dass Projektionsdaten kein Rauschen enthalten ²⁵	Schnell, robust; am besten untersucht ^{20,25,59}	Hohes Maß an Bildrauschen im Niedrigdosisbereich; vermehrte Artefakte; vermehrte Strahlendosis ^{25, 59}
Variants of Iterativ reconstruction (IR)	Festgelegte Anzahl von Vorwärts- und Rückwärtsrekonstruktionen ⁵⁹	Durchführbar an Rohdaten und in der Bilddomäne; Reduktion von Bildrauschen und Artefakten; verbesserte Bildqualität; Reduktion der Strahlendosis ^{59,9}	Fleckiges Erscheinungsbild der Endbilder; längere Rekonstruktionszeiten als FBP ⁵⁹
Hybrid-iterative reconstruction (H-IR)	Kombination aus FBP & IR; Identifikation von besonders verrauschten Bereichen ^{59,22}	Durchführbar an Rohdaten und in der Bilddomäne; Reduktion von Bildrauschen; verbesserte Bildqualität; einstellbare IR in 7 Stufen; Reduktion der Strahlendosis ^{26,22}	Längere Rekonstruktionszeiten als FBP ¹³
Model-based iterative reconstruction (MBIR)	Nutzung von Daten- und Bildstatistiken zur Optimierung der Bildqualität; Vergleich mit genormten Modellen ²⁰	Verringert das Rauschen, Verbesserung des CNR ⁵⁹	Längere Rekonstruktionszeit als IR & H-IR;
Virtual monoenergetic images (VMI)	Lineare Kombination aus hoch- und niedrigenergetischen DECT-Datensätzen; stufenloses Auswählen von Energieniveaus ^{37,49}	Simulation von monochromatisch erfassten Bildern; geringeres Bildrauschen als IR & H-IR; hoher Weichteilkontrast, weniger Artefakte; diverse klinische Anwendungsbereiche ^{53,49}	Bedarf spezieller CT-Scanner ⁶⁰

Legende: FBP = filtered back projection, gefilterte Rückprojektion; IR = iterative reconstruction, iterative Rekonstruktion; H-IR = Hybrid-iterative reconstruction, hybrid iterative Rekonstruktion; MBIR = model-based iterative reconstruction, Modell basierte iterative Rekonstruktion; CNR = contrast-to-noise ratio, Kontrast zu Rausch Verhältnis; VMI = virtual monoenergetic images, virtuell monoenergetische Bilder

2.6.4 Klinische Anwendung der DECT

Einer der Vorteile, die sich aus der Nutzung von Dual-Energy-Daten ergeben, ist, dass das DECT eine Dämpfungsmessung mit verschiedenen Energieniveaus liefert und es so erlaubt, differenzierte Aussagen über Materialzusammensetzungen zu treffen.^{49,51,54} Anhand dieser Energieunterschiede in der Dämpfung können verschiedene Materialien, wie zum Beispiel der Jod- und Kalziumgehalt von Flüssigkeiten bestimmt werden.^{31,62} Insbesondere wird so die Sichtbarkeit von jodhaltigem Kontrastmittel, zum Beispiel aufgrund eines Endoleaks nach gefäßchirurgischen Interventionen, im umliegenden Weichteilgewebe verbessert.^{30,52}

Blut erscheint im CT, ebenso wie Kontrastmittel, hyperdens.⁵⁴ Es ist wichtig, diese beiden differenzierter betrachten zu können, um genaue Aussagen über die Ätiologie eines vorliegenden Krankheitsbildes treffen zu können.^{31,51,63,64}

Der Schwächungskoeffizient ist eine Material-inhärente Eigenschaft und erlaubt daher Rückschlüsse auf das vorherrschende Material innerhalb eines Voxels.^{36,64}

So können zum Beispiel differenzierte Aussagen darüber getroffen werden, ob es sich bei hypo- oder hyperdensen Läsionen um Tumore, Zysten oder Ansammlungen von Kontrastmittel handelt.^{52,67} Letzteres spielt eine wichtige Rolle bei der Unterscheidung zwischen einer akuten intrazerebralen Blutung oder Resten von Kontrastmittel aufgrund von zurückliegenden Untersuchungen.^{67,68}

DECT erlaubt es, bei angiographischen Untersuchungen Knochen zu entfernen, um so mit jodhaltigem Kontrastmittel gefüllte Gefäße alleinig sichtbar und somit besser beurteilbar zu machen.^{27,50,51,57,62,67} Des Weiteren können durch die Nutzung von virtuellen, nicht kalziumhaltigen Bildern verkalkte Plaques aus Gefäßen entfernt oder genauer dargestellt werden, was dazu führt, dass der Blutfluss oder der Grad einer Stenose in den Gefäßen genauer quantifiziert werden kann.^{28,31,49,51,69}

In CT-Scans sind Artefakte durch orthopädisches Fremdmaterial oft ein limitierender Faktor im Hinblick auf die Bildqualität. Das in Prothesen enthaltene Metall besitzt eine hohe Röntgenschwächung, was zu Aufhärungsartefakten und einem hohen Maß an Bildrauschen führt.^{29,37,48,50} In der Vergangenheit wurde dieses Problem angegangen, indem der Röhrenstrom und die Röhrenspannung erhöht wurden, was zur Folge hatte, dass auch die Strahlendosis für den Patienten stieg.⁴⁸ DECT ermöglicht durch die nachträgliche Berechnung von VMI, solche Artefakte zu reduzieren und bei verbesserter Bildqualität die Strahlendosis gering zu halten.^{27,48}

Tabelle 2: Übersicht über die verfügbaren Ansätze zur Erfassung von Dual-Energy-Daten

Systeme	Konzept	Vorteile	Nachteile
Dual-source DECT (DSCT)	Emissionsbasiert; zwei getrennt nutzbare Röntgenröhren und zwei Detektoren ^{38,50,52}	Reduktion von Streustrahlung ⁵⁰	Vor dem Scan muss DECT Modus eingestellt werden; keine absolut zeitgleiche Erfassung von Dual-Energy-Daten ^{28,60}
Split-beam DECT	Emissionsbasiert; Strahlenfilter am Ausgang der Röntgenröhre teilt den Röntgenstrahl auf ^{37,38,56,57}	Nachrüstung des Scanners möglich, um Dual-Energy-Daten zu erfassen ²⁸	Vor dem Scan muss DECT Modus eingestellt werden; keine absolut zeitgleiche Erfassung von Dual-Energy-Daten; Erhöhung der Strahlendosis ^{28,60}
Rapid-kVp-switching DECT	Emissionsbasiert; schnelles Hin- und Herschalten zwischen hohem und niedrigem Röhrenpotenzial ^{37,38,50}	Minimale Bewegungsartefakte ³⁹	Vor dem Scan muss DECT Modus eingestellt werden; keine absolut zeitgleiche Erfassung von Dual-Energy-Daten ^{28,60}
Spectral-detector DECT (SDCT)	Detektorbasiert, Doppelschicht Detektor erfasst Dual-Energy-Daten ^{28,38,50}	Absolute räumliche und zeitliche, gleichzeitige Erfassung von Dual-Energy-Daten bei jedem klinischen Scan; kein zusätzliches Einstellen des Modus per Hand nötig; keine Bewegungsartefakte ^{28,38,52,54}	

Legende: DSCT = dual-source CT; DECT = dual-energy CT; SDCT = spectral-detector CT

2.7 Fragestellung und Zielsetzung der Arbeit

Ziel unserer durchgeführten Studie war es, herauszufinden, wie groß die Einsparung der Strahlendosis bei nativen Schädel-CT-Untersuchungen an einem SDCT sein kann, wenn VMI_{65keV} Bilder aus den gewonnenen Datensätzen rekonstruiert werden.

Weiterhin fragten wir uns, wie sich eine solche Reduktion der Strahlendosis auf die Bildqualität auswirkt. Zu diesem Zwecke rekonstruierten wir aus den am SDCT gewonnenen Datensätzen VMI_{65keV} und CI.

Dass eine solche Dosisreduktion möglich sein kann, zeigte eine zuvor veröffentlichte Studie von Neuhaus et al., in der unterschiedlich rekonstruierte VMI miteinander verglichen wurden.³⁷

Diese Studie legte dar, dass mithilfe von VMI_{65keV} im Vergleich zu CI eine bessere Differenzierung zwischen grauer und weißer Substanz in den kortikalen Bereichen des Gehirns möglich ist, was in der Folge zu einer überlegeneren Bildqualität führte. Weiterhin wurde von den Autoren gezeigt, dass VMI im niedrigeren Kilovolt-Elektronenbereich Aufhärungsartefakte, vor allem in der hinteren Schädelgrube, zeigten.

Dies führte uns zu der Frage, inwieweit die Strahlendosis unter Nutzung von VMI_{65keV} reduziert werden kann, ohne dass die Bildqualität im Vergleich zu CI leidet.

Weiterhin stellten wir uns die Fragen, inwieweit mittels virtuell monoenergetischer Bilder das Bildrauschen reduziert werden kann und wie sich eine Reduktion der Strahlendosis auf das SNR und das CNR auswirkt. Schlussendlich fragten wir uns, ob die Beurteilbarkeit der Bilder schlechter sein würde, da VMI_{65keV} so noch nicht im klinischen Alltag etabliert sind und dementsprechend weniger häufig von Radiologen befundet werden müssen.

Virtual Monoenergetic Images from Spectral Detector CT Enable Radiation Dose Reduction in Unenhanced Cranial CT

R.P. Reimer, D. Flatten, T. Lichtenstein, D. Zopfs, V. Neuhaus, C. Kabbasch, D. Maintz, J. Borggreffe, and N. Große Hokamp

ABSTRACT

BACKGROUND AND PURPOSE: Our aim was to evaluate whether improved gray-white matter differentiation in cranial CT by means of 65-keV virtual monoenergetic images enables a radiation dose reduction compared to conventional images.

MATERIALS AND METHODS: One hundred forty consecutive patients undergoing 171 spectral detector CTs of the head between February and November 2017 (56 ± 19 years of age; male/female ratio, 56%/44%) were retrospectively included. The tube current-time product was reduced during the study period, resulting in 61, 55, and 55 patients being examined with 320, 290, and 260 mAs, respectively. All other scanning parameters were kept identical. The volume CT dose index was recorded. ROIs were placed in gray and white matter on conventional images and copied to identical positions in 65-keV virtual monoenergetic images. The contrast-to-noise ratio was calculated. Two radiologists blinded to the reconstruction technique evaluated image quality on a 5-point Likert-scale. Statistical assessment was performed using ANOVA and Wilcoxon test adjusted for multiple comparisons.

RESULTS: The mean volume CT dose index was 55, 49.8, and 44.7 mGy using 320, 290, and 260 mAs, respectively. Irrespective of the volume CT dose index, noise was significantly lower in 65-keV virtual monoenergetic images compared with conventional images (65-keV virtual monoenergetic images/conventional images: extraocular muscle with 49.8 mGy, $3.7 \pm 1.3/5.6 \pm 1.6$ HU, $P < .001$). Noise slightly increased with a reduced radiation dose (eg, extraocular muscle in conventional images: $5.3 \pm 1.4/5.6 \pm 1.6/6.1 \pm 2.1$ HU). Overall, the contrast-to-noise ratio in 65-keV virtual monoenergetic images was superior to that in conventional images irrespective of the volume CT dose index ($P < .001$). Particularly, 65-keV virtual monoenergetic images with 44.7 mGy showed significantly lower noise and a higher contrast-to-noise ratio than conventional images with 55 mGy ($P < .001$). Subjective analysis confirmed better image quality in 65-keV virtual monoenergetic images, even using 44.7 mGy.

CONCLUSIONS: The 65-keV virtual monoenergetic images from spectral detector CT allow radiation dose reduction in cranial CT. While this proof of concept included a radiation dose reduction of 19%, our data suggest that even greater reduction appears achievable.

ABBREVIATIONS: CI = conventional images; CNR = contrast-to-noise ratio; CTDI_{vol} = volume CT dose index; VMI = virtual monoenergetic images

Unenhanced cranial CT is the standard examination for patients with acute neurologic deficits to allow fast diagnosis of emergencies, for instance, intracranial hemorrhage or ischemia.¹⁻⁴ There are approximately 70 million cranial CT scans annually in the United States alone; out of these, several scans are performed in the same patient, so that they undergo

repetitive scanning.⁵ Despite rapid advances in the field of CT imaging such as dose modulation or iterative image reconstruction, few of these have been applied to cranial CT for 2 main reasons: First, there are only subtle differences in attenuation between gray and white matter. Yet, this is one of the most important aspects to evaluate, in particular in light of suspected ischemia. Second, the surrounding skull causes beam-hardening and therefore an increase in image noise due to beam-hardening.⁶⁻⁹ Hence, possibilities for dose reduction are limited, despite radiosensitive tissues such as the eye lenses being exposed.¹⁰⁻¹³

A recent development in the field of CT is dual-energy CT, which has been evolving for the past decade. Dual-energy CT is known to improve soft-tissue contrast by means of virtual monoenergetic images (VMI).¹⁴⁻¹⁶ These VMI further reduce artifacts

Received May 17, 2019; accepted after revision August 5.

From the Department of Diagnostic and Interventional Radiology, University of Cologne, Faculty of Medicine and University Hospital Cologne, Cologne, Germany. R.P. Reimer and D. Flatten contributed equally to this work.

Please address correspondence to Nils Große Hokamp, MD, Department of Diagnostic and Interventional Radiology, University Hospital Cologne, Cologne, Germany, Kerpener Str 62, 50937 Köln, Germany; e-mail: nils.grosse-hokamp@uk-koeln.de

<http://dx.doi.org/10.3174/ajnr.A6220>

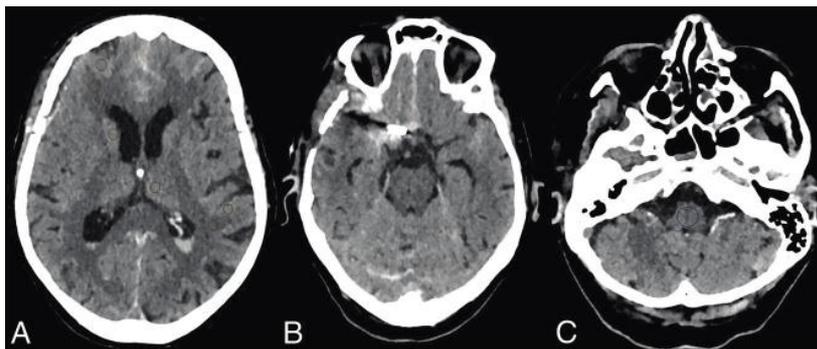


FIG 1. ROI placement in the cortical gray and juxtacortical white matter, in the thalamic parenchyma and posterior limb of the internal capsule, in the caudate nucleus (*orange ROIs*), in an extraocular muscle (*red ROI*), and in the medulla oblongata (*blue ROI*) on an axial plane showing the basal ganglia (A), the orbital cavity (B), and the posterior fossa (C).

occurring due to beam-hardening. In light of neuroimaging, dual-energy CT demonstrated improved image quality and lesion characterization, while it also allowed material separation for iodine.^{15,17-22}

Dual-energy CT systems register low- and high-energy data attenuation profiles. By linear blending of these datasets, VMI can be reconstructed. VMI represent virtually approximated images, which would result from acquisition with a true monoenergetic x-ray beam. They are typically available in a range from 40 to 200 keV, depending on the dual-energy CT system used.^{23,24}

Different emission-based dual-energy CT systems have been available for several years using emission spectra with lower and higher mean energy.^{25,26} More recently, a detector-based approach was introduced, referred to as spectral detector CT. Here, low- and high-energy photons are registered separately using a dual-layer detector.^{24,26} The upper layer is yttrium-based and registers lower energy photons, while the lower layer is gadolinium oxysulfide-based, registering higher energy photons.^{8,24,26}

In a recent study, VMI from spectral detector CT showed superior image quality in examinations of the head compared with conventional images (CI). Corticomedullary differentiation was found to be best in 65-keV VMI (VMI_{65keV}), while in lower kiloelectron volt images, beam-hardening artifacts close to the calvaria distorted image quality.⁶ Their data suggest a VMI-enabled radiation dose reduction.

Therefore, the aim of our study was to compare VMI_{65keV} with CI from unenhanced spectral detector CT datasets of the head acquired with different acquisition protocols to evaluate whether improved image quality in VMI_{65keV} allows a reduction of radiation dose.

MATERIALS AND METHODS

To meet national requirements for radiation dose, we modified protocols for cranial CT examinations, including a reduction in the radiation dose. The institutional review board later approved the scientific evaluation of these data and waived informed consent due to the retrospective study design. A structured search in the radiology information system was performed with the following inclusion criteria: 1) older than 18 years of age, 2) an unenhanced spectral detector CT of the head between the February 1,

2017, and November 30, 2017, and 3) a standardized imaging protocol as described below. Exclusion criteria were the following: 1) extensive intracranial hemorrhage or edema, 2) craniectomy or hemicraniectomy, and 3) artifacts due to patient movement or implants. Eventually, 140 patients with 171 CT scans were included in this study.

Acquisition Parameters

All CT scans were performed for clinical indications on the same spectral detector CT scanner (IQon Spectral CT; Philips Healthcare, Best, the Netherlands). Sixty-one of the identified CT scans were obtained with a tube current–time product of 320 mAs, 55 with 290 mAs, and 55 with 260 mAs. All other scan parameters were kept identical: tube voltage = 120 kV (peak), pitch = 0.36, rotation time = 0.33 seconds, and collimation = 64 × 0.625. CI were reconstructed using a hybrid iterative reconstruction algorithm (iDose4, Filter UB; Philips Healthcare). VMI_{65keV} were reconstructed using a dedicated spectral image-reconstruction algorithm (Spectral, Filter UB; Philips Healthcare). Denoising for both was set to a medium level (level 3 of 7). All images were reconstructed with a section thickness of 1 mm and a section increment of 1 mm.

Dose-length product and volume CT dose index (CTDI_{vol}) were recorded from the radiation dose report. We further compared the anterior-posterior and lateral dimensions of the head between groups to exclude this as a confounder.

Quantitative Analysis

Quantitative analysis was performed using ROI-based measurements of attenuation and SD in the following areas on a representative axial plane: 1) cortical gray and 2) adjacent juxtacortical white matter of the frontal and parietal lobes, 3) thalamic parenchyma, 4) adjacent posterior limb of the internal capsule, 5) caudate nucleus, 6) extraocular muscle, and 7) medulla oblongata (Fig 1).

ROIs were placed on CI and copied to identical positions in VMI_{65keV}. The size of the ROIs was kept constant at 25 mm², except for the ROI in the medulla oblongata (100 mm²), and was only adjusted to avoid inclusion of unrepresentative tissue. One radiologist with 2 years of experience in cranial CT interpretation performed the quantitative analysis. In a randomly chosen subgroup of 30 cranial CT scans, a second reader repeated the ROI placement to assess interrater reliability.

Image noise was considered as an SD of extraocular muscle. The contrast-to-noise ratio (CNR) of the gray and white matter of the frontal and parietal lobes was calculated as the difference of the average Hounsfield unit, divided by the square root of the sum of the SD of the 2 adjacent ROIs.^{6,15}

Qualitative Analysis

Qualitative analysis was performed independently by 2 fellowship-trained trained neuroradiologists. Readers were blinded to

the reconstruction technique. Rating was performed on 5-point Likert scales with regard to assessment of gray-white matter differentiation in the following areas: 1) the basal ganglia, 2) the supratentorial cortex, 3) the infratentorial cortex, and 4) the subcalvarial space (1=not diagnostic; 2=severely impaired assessment; 3=moderate assessment; 4=fair assessment; 5 = good assessment, fully diagnostic). Furthermore, visually perceived image noise and beam-hardening artifacts in the subcalvarial space were evaluated (1=excessive; 2=severe; 3 = moderate; 4=some; 5=no visually perceptible noise).

Statistical Analysis

All analyses were performed using JMP Software (Version 12; SAS Institute, Cary, North Carolina) unless specified below. To compare groups, we used ANOVA or Wilcoxon tests, adjusted for multiple comparisons if appropriate. A *P* value < .05 was considered significant. Results are shown as mean ± SD. Interrater reliability was determined by means of intraclass correlation estimates using R Studio (Version 1.1.456; <http://rstudio.org/download/desktop>) based on a single rater, consistency, 2-way mixed-effects model for the quantitative analysis and based on a mean of 2 raters, consistency, 2-way mixed-effects model for the qualitative analysis.²⁷ Interrater agreement was evaluated as described earlier: excellent (intraclass correlation coefficient > 0.8), good (intraclass correlation coefficient > 0.6), moderate (intraclass correlation coefficient > 0.4), and poor agreement (intraclass correlation coefficient ≤ 0.4).^{28,29}

Table 1: Radiation dose

Tube Current–Time Product (mAs)	320	290	260
DLP (mGy × cm) ^a	1014.9 ± 56.9	937.7 ± 40.2	837.7 ± 45.6
Radiation dose reduction		−7.6%	−17.5%
CTDI _{vol} (mGy)	55	49.8	44.7
Radiation dose reduction		−9.5%	−18.7%

Note:—DLP indicates dose-length product.

^a Results are means ± SDs.

Table 2: Quantitative results of attenuation, noise, and CNR^a

CTDI _{vol} (mGy)	CI			VMI _{65keV}		
	55	49.8	44.7	55	49.8	44.7
Attenuation						
GM	34.0 ± 1.4	33.4 ± 1.5	34.1 ± 1.7	34.6 ± 1.3	34.2 ± 1.2	35.1 ± 1.5
WM	26.5 ± 1.2	26.1 ± 1.5	27.0 ± 1.6	26.4 ± 1.1	26.0 ± 1.3	27.1 ± 1.4
Thalamus	33.6 ± 1.5	33.2 ± 1.6	34.4 ± 1.9	34.4 ± 1.4	33.9 ± 1.4	35.5 ± 1.8
Posterior limb	26.5 ± 2.2	26.3 ± 2.0	26.6 ± 2.2	26.1 ± 1.4	26.0 ± 1.7	26.6 ± 2.0
Caudate nucleus	34.5 ± 4.4	35.2 ± 2.1	35.4 ± 2.3	35.7 ± 1.5	35.8 ± 1.8	36.3 ± 2.1
Extraocular muscle	32.8 ± 5.6	31.1 ± 6.4	33.2 ± 8.1	31.9 ± 5.6	30.8 ± 6.2	35.4 ± 9.9
Medulla oblongata	31.5 ± 4.3	32.0 ± 4.5	34.6 ± 4.9	31.1 ± 3.3	31.0 ± 3.0	33.9 ± 3.7
Noise						
GM	4.5 ± 0.8	4.6 ± 0.7	4.8 ± 0.8	3.1 ± 0.6	3.1 ± 0.5	3.2 ± 0.5
WM	4.5 ± 0.7	4.8 ± 0.8	4.9 ± 0.7	3.0 ± 0.5	3.2 ± 0.5	3.3 ± 0.6
Thalamus	5.8 ± 0.8	6.0 ± 1.0	6.1 ± 1.1	4.0 ± 0.7	4.2 ± 0.8	4.3 ± 0.9
Posterior limb	5.2 ± 1.0	5.5 ± 1.1	5.6 ± 1.3	3.6 ± 0.8	3.7 ± 0.9	3.9 ± 1.0
Caudate nucleus	5.4 ± 1.1	5.6 ± 1.2	5.6 ± 0.8	3.7 ± 0.9	3.8 ± 0.8	3.8 ± 0.6
Extraocular muscle	5.3 ± 1.4	5.6 ± 1.6	6.1 ± 2.1	3.6 ± 1.1	3.7 ± 1.3	4.2 ± 1.6
Medulla oblongata	6.1 ± 1.2	6.4 ± 1.2	6.7 ± 1.4	4.4 ± 1.0	4.6 ± 0.9	4.7 ± 0.9
GM-WM CNR	2.5 ± 0.5	2.4 ± 0.5	2.3 ± 0.5	3.4 ± 0.5	3.3 ± 0.5	3.2 ± 0.5

^a Results are means ± SDs.

RESULTS

The mean age of patients was 55.8 ± 18.6 years; of these patients, 61 (43.6%) were women and 79 (56.4%) men.

Radiation Dose

CTDI_{vol} was 55, 49.8, and 44.7 mGy in examinations with 320, 290, and 260 mAs, respectively. The dose-length product was 1014.9 ± 56.9, 937.7 ± 40.2, and 837.7 ± 45.6 mGy × cm (*P* < .001) (Table 1). Regarding the CTDI_{vol}, the radiation dose was reduced by 9.5% and 18.7%. No significant differences in head size between groups were found (*P* ≥ .05).

Quantitative Analysis

The intraclass correlation between the 2 independent readers was 0.984 with a 95% confidence interval of 0.982–0.985, indicating an excellent interreader reliability.

Attenuation

For the same CTDI_{vol}, attenuation in gray matter was significantly higher in VMI_{65keV} compared with CI (*P* ≤ .01 (Table 2). On the other hand, attenuation in white matter was slightly higher in CI compared with VMI_{65keV} for 55- and 49.8-mGy protocols without reaching a significant difference (*P* > .05), while for 44.7 mGy, it was slightly higher in VMI_{65keV} compared with CI (*P* > .05).

Noise

Image noise as indicated by an SD within the extraocular muscle was significantly lower in VMI_{65keV} compared with CI, irrespective of the CTDI_{vol} (*P* < .001 (Table 2 and Fig 2; eg, in 44.7-mGy protocol: 4.2 ± 1.6 versus 6.1 ± 2.1). Image noise slightly increased from 55 to 49.8 and 44.7 mGy, reaching a significant difference between 55- and 44.7-mGy protocols for the same reconstruction technique (eg, in CI: 5.3 ± 1.4 mGy versus 6.1 ± 2.1

mGy, $P = .004$). Yet, image noise in VMI_{65keV} with the 44.7-mGy protocol was significantly lower compared with CI and 55 mGy (4.2 ± 1.6 versus 5.3 ± 1.4 mGy, $P < .001$).

CNR

Overall, the CNR for gray-white matter differentiation was significantly higher in VMI_{65keV} compared with CI, irrespective of CTDI_{vol} ($P < .001$) (Table 2 and Fig 3). In line with noise, the CNR slightly decreased from 55 to 49.8 and 44.7 mGy, reaching a significant difference between 55- and 44.7-mGy protocols regarding the same reconstruction technique (eg, in VMI_{65keV}:

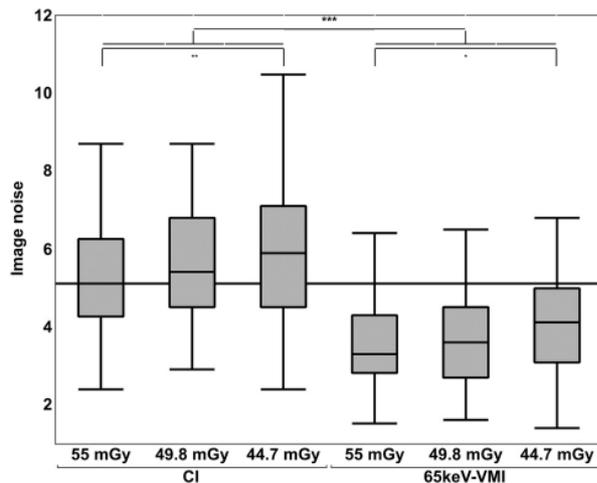


FIG 2. Image noise in extraocular muscle in CI compared with 65-keV virtual monoenergetic images regarding different radiation dose protocols. Significant differences are indicated. The asterisk indicates $P = .02$; double asterisks, $P = .004$; triple asterisks, $P < .001$.

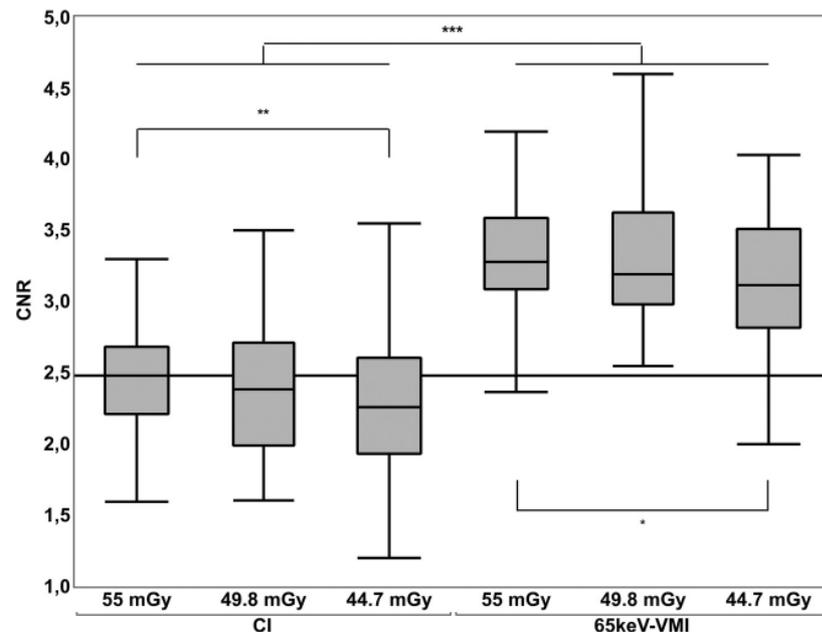


FIG 3. The CNR of gray-white matter differentiation in CI compared with 65-keV virtual monoenergetic images regarding different radiation dose protocols. Significant differences are indicated (asterisk, $P = .04$; double asterisks, $P = .02$; triple asterisks, $P < .001$).

3.4 ± 0.5 versus 3.2 ± 0.5 mGy, $P = .04$). Yet, the CNR in VMI_{65keV} with 44.7 mGy was higher compared with CI with 55 mGy (3.2 ± 0.5 versus 2.5 ± 0.5 mGy, $P < .001$).

Qualitative Analysis

The intraclass correlation between the 2 independent readers was 0.887, indicating an excellent interreader reliability.

VMI_{65keV} were rated better compared with CI for all criteria (Fig 4). Irrespective of the CTDI_{vol}, gray-white matter differentiation of the basal ganglia, supra- and infratentorial corticomedullar differentiation, subjective image noise, and beam-hardening artifacts caused by the skull received superior Likert scores in VMI_{65keV} compared with CI ($P < .001$, Table 3). In the assessment of the subcalvarial space, all VMI_{65keV} were rated as significantly better than CI ($P < .001$), except for VMI_{65keV} with 49.8 mGy compared with CI with 55 and 44.7 mGy ($P < .05$).

DISCUSSION

This study compared the image quality of 65-keV virtual monoenergetic images with conventional images from unenhanced spectral detector CT datasets of the head acquired with different radiation doses. We were able to show that improved image quality in VMI_{65keV} allows dose reduction in cranial CT.

Our study included a radiation dose reduction of 9.5% and 18.7% in terms of CTDI_{vol}. In VMI_{65keV}, we observed significantly higher attenuation in gray matter concerning the same radiation dose and no significant differences in white matter. Image noise, on the other hand, was significantly lower compared with CI, irrespective of the radiation dose. This reduction resulted in a significantly higher CNR for gray-white matter differentiation in VMI_{65keV}.

Hence, objective image-quality parameters were significantly better in VMI_{65keV} compared with CI, irrespective of CTDI_{vol}. Accordingly, subjective image analysis indicated superiority of VMI_{65keV} over CI with regard to the diagnostic assessment, except for the assessment of the subcalvarial space, which was not significantly superior in all different radiation doses.

Because unenhanced cranial CT is the imaging method of choice for patients with neurologic deficits and to diagnose neurocranial traumatic lesions, there is a need for excellent image quality.^{3,30} At the same time, the radiation dose has to be as low as reasonably achievable because sensitive tissues are exposed.^{10,11,13} The observed image-quality parameters are in accordance with a recent study in which the same scanner and comparable image-acquisition parameters were used.⁶ Compared with a study by Pomerantz et al¹⁵ using a

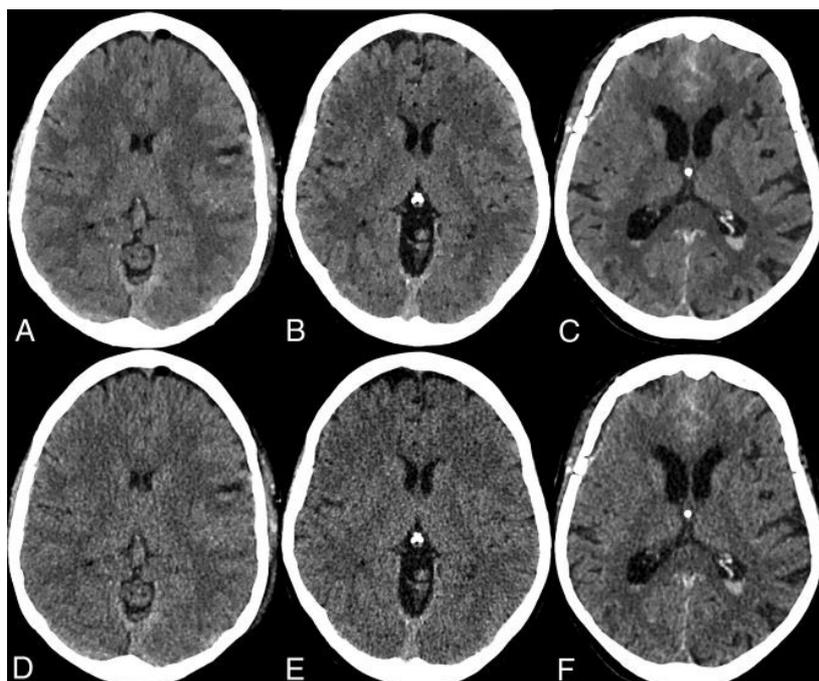


FIG 4. Examples of improved image quality in 65-keV virtual monoenergetic images acquired with a $CTDI_{vol}$ with 55 mGy (A), 49.8 mGy (B), and 44.7 mGy (C) compared with CI, respectively (D–F).

Table 3: Qualitative results of subjective image parameters^a

$CTDI_{vol}$ (mGy)	CI			VMI_{65keV}		
	55	49.8	44.7	55	49.8	44.7
GWMA	3 (3–3)	3 (3–3)	3 (3–3)	5 (5–5)	5 (5–5)	5 (4–5)
CMAS	3 (3–3)	3 (3–3)	3 (3–4)	5 (5–5)	5 (5–5)	5 (5–5)
CMAI	3 (3–3)	3 (3–3)	3 (2–3)	5 (5–5)	5 (5–5)	4 (4–5)
SSA	4 (4–5)	4 (4–4)	4 (4–5)	4 (4–5)	4 (4–5)	4 (4–5)
Noise	3 (3–3)	2 (2–3)	3 (3–3)	4 (4–4)	4 (4–4)	4 (4–4)
Artifacts	3 (3–4)	3 (2–3)	3 (2–3)	4 (4–5)	4 (4–5)	4 (4–4)

Note:—GWMA indicates assessment of gray-white matter differentiation of the basal ganglia; CMAS, assessment of corticomedullary differentiation supratentorially; CMAI, assessment of corticomedullary differentiation infratentorially; SSA, assessment of subcalvarial space.

^a Results are medians (quartiles).

kilovolt-switching dual-energy CT system with a $CTDI_{vol}$ of 72.65 mGy, our CNR values are about 1.5 times higher and image noise is slightly lower. This result is likely due to advantages regarding image noise enabled by the detector-based approach.^{24,31} While we compared VMI_{65keV} with a state-of-the-art hybrid iterative reconstruction algorithm, whether most recent model-based image reconstructions can outperform noise reduction enabled by means of VMI remains elusive.³²

So far, only a few studies have investigated dose reduction in head imaging by means of VMI compared with polychromatic CT using a kilovolt-switching dual-energy CT system. Kamiya et al³³ included a radiation dose reduction of 11% in VMI_{65keV} compared with CI ($CTDI_{vol}$: 70.2 \pm 0.3 mGy versus 78.9 \pm 2.1 mGy), while maintaining comparable image quality. However, they reported significantly higher subjective image noise in VMI_{65keV} . On the contrary, besides an overall lower radiation dose in our study of 18.7%, we yielded superior image quality

quantitatively and qualitatively in VMI_{65keV} . In line with the study by Pomerantz et al,¹⁵ Kamiya et al³³ reported a lower CNR and higher noise as opposed to the results reported in this study. While the aforementioned results were reported for the supratentorial parenchyma only, we included a detailed analysis of the posterior fossa to address the most challenging region in cranial CT. Here, we report superior image quality in VMI_{65keV} compared with CI, even with a reduced radiation dose.

A more recent study by Hwang et al³⁴ investigated a radiation dose reduction of up to 37% compared with CI ($CTDI_{vol}$ = 28.0 \pm 0.9 mGy versus 44.1 \pm 1.7 mGy) using VMI with different kiloelectron volt values in their analyses. Yet, they conducted only a subjective analysis of image quality, reporting no significant difference. In their study, subjective overall image noise was optimal in VMI from 60 to 70 keV, which is in accordance with a few prior studies investigating optimal kiloelectron volt values for VMI in cranial CT.^{6,15}

There are several limitations to this study. First, this was a retrospective study performed at a single institution. We were only able to include a limited number of patients because the radiation dose reduction was conducted in the run of the clinical routine; therefore, no prior power analysis was conducted. Thus, no greater reduction of the radiation dose could be evaluated,

though our data suggest that this is achievable. We compared the radiation dose based on the $CTDI_{vol}$ alone because there is no established method to normalize radiation dose to the size of the head (unlike the size-specific dose estimates for body CT).^{35,36} Although our qualitative analysis was conducted in a blinded fashion, differences between CI and VMI_{65keV} are likely detectable by an experienced reader due to differences in image texture.^{32,37} Last, we quantitatively and qualitatively assessed image-quality parameters; however, an evaluation of diagnostic certainty and accuracy in pathologies was beyond the scope of this study.

CONCLUSIONS

The 65-keV virtual monoenergetic images from spectral detector CT enable a radiation dose reduction of 19% in cranial CT, while maintaining superior image quality over conventional images

from full-dose acquisitions. Our data further suggest that an even greater dose reduction seems achievable.

Disclosures: Jan Borggrefe—UNRELATED: Payment for Lectures Including Service on Speakers Bureaus: Philips Healthcare, Comments: I was paid 2 times for scientific lectures in 2017 and 2018. Nils Große Hokamp—UNRELATED: Grants/Grants Pending: Philips Healthcare*; Payment for Lectures Including Service on Speakers Bureaus: Philips Healthcare; Payment for Development of Educational Presentations: Philips Healthcare. *Money paid to institution.

REFERENCES

1. Chalela JA, Kidwell CS, Nentwich LM, et al. **Magnetic resonance imaging and computed tomography in emergency assessment of patients with suspected acute stroke: a prospective comparison.** *Lancet* 2007;369:293–98 [CrossRef Medline](#)
2. Farzad A, Radin B, Oh JS, et al. **Emergency diagnosis of subarachnoid hemorrhage: an evidence-based debate.** *J Emerg Med* 2013;44:1045–53 [CrossRef Medline](#)
3. Kim ES, Yoon DY, Lee HY, et al. **Comparison of emergency cranial CT interpretation between radiology residents and neuroradiologists: transverse versus three-dimensional images.** *Diagn Interv Radiology* 2014;20:277–84 [CrossRef Medline](#)
4. Hemphill JC, 3rd, Greenberg SM, Anderson CS, et al. **Guidelines for the Management of Spontaneous Intracerebral Hemorrhage: A Guideline for Healthcare Professionals from the American Heart Association/American Stroke Association.** *Stroke* 2015;46:2032–60 [CrossRef Medline](#)
5. Brenner DJ. **Slowing the increase in the population dose resulting from CT scans.** *Radiat Res* 2010;174:809–15 [CrossRef Medline](#)
6. Neuhaus V, Abdullayev N, Große Hokamp N, et al. **Improvement of image quality in unenhanced dual-layer CT of the head using virtual monoenergetic images compared with polyenergetic single-energy CT.** *Invest Radiol* 2017;52:470–76 [CrossRef Medline](#)
7. Liu X, Chen L, Qi W, et al. **Thin-slice brain CT with iterative model reconstruction algorithm for small lacunar lesions detection: image quality and diagnostic accuracy evaluation.** *Medicine (Baltimore)* 2017;96:e9412 [CrossRef Medline](#)
8. Lennartz S, Laukamp KR, Neuhaus V, et al. **Dual-layer detector CT of the head: Initial experience in visualization of intracranial hemorrhage and hypodense brain lesions using virtual monoenergetic images.** *Eur J Radiol* 2018;108:177–83 [CrossRef Medline](#)
9. Neverauskiene A, Maciusovic M, Burkanas M, et al. **Image based simulation of the low dose computed tomography images suggests 13 mAs 120kV suitability for non-syndromic craniosynostosis diagnosis without iterative reconstruction algorithms.** *Eur J Radiol* 2018;105:168–74 [CrossRef Medline](#)
10. Stewart FA, Akleyev AV, Akleyev AV, et al; Authors on Behalf of ICRP. **ICRP publication 118: ICRP statement on tissue reactions and early and late effects of radiation in normal tissues and organs—threshold doses for tissue reactions in a radiation protection context.** *Ann ICRP* 2012;41:1–322 [CrossRef Medline](#)
11. Sanchez RM, Vano E, Fernandez JM, et al. **Brain radiation doses to patients in an interventional neuroradiology laboratory.** *AJNR Am J Neuroradiol* 2014;35:1276–80 [CrossRef Medline](#)
12. Guzinski M, Waszczuk L, Sasiadek MJ. **Head CT: image quality improvement of posterior fossa and radiation dose reduction with ASiR—comparative studies of CT head examinations.** *Eur Radiol* 2016;26:3691–96 [CrossRef Medline](#)
13. Guberina N, Forsting M, Ringelstein A. **Efficacy of lens protection systems: dependency on different cranial CT scans in the acute stroke setting.** *Radiat Prot Dosimetry* 2017;175:279–83 [CrossRef Medline](#)
14. Silva AC, Morse BG, Hara AK, et al. **Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging.** *Radiographics* 2011;31:1031–1046 discussion 1047–50 [CrossRef Medline](#)
15. Pomerantz SR, Kamalian S, Zhang D, et al. **Virtual monochromatic reconstruction of dual-energy unenhanced head CT at 65–75 keV maximizes image quality compared with conventional polychromatic CT.** *Radiology* 2013;266:318–25 [CrossRef Medline](#)
16. Schneider D, Apfaltrer P, Sudarski S, et al. **Optimization of kiloelectron volt settings in and cervical dual-energy CT angiography determined with virtual monoenergetic imaging.** *Acad Radiol* 2014;21:431–36 [CrossRef Medline](#)
17. Tawfik AM, Kerl JM, Razek AA, et al. **Image quality and radiation dose of dual-energy CT of the head and neck compared with a standard 120-kVp acquisition.** *AJNR Am J* 2011;32:1994–99 [CrossRef Medline](#)
18. Bodanapally UK, Dreizin D, Issa G, et al. **Dual-energy CT in enhancing subdural effusions that masquerade as subdural hematomas: diagnosis with virtual high-monochromatic (190-keV) images.** *AJNR Am J Neuroradiol* 2017;38:1946–52 [CrossRef Medline](#)
19. Van Hedent S, Große Hokamp N, Laukamp KR, et al. **Differentiation of hemorrhage from iodine using spectral detector CT: a phantom study.** *AJNR Am J Neuroradiol* 2018;39:2205–10 [CrossRef Medline](#)
20. Kaemmerer N, Brand M, Hammon M, et al. **Dual-energy computed tomography angiography of the head and neck with single-source computed tomography: a new technical (split filter) approach for bone removal.** *Invest Radiol* 2016;51:618–23 [CrossRef Medline](#)
21. Mannil M, Ramachandran J, Vittoria de Martini I, et al. **Modified dual-energy algorithm for calcified plaque removal: evaluation in carotid computed tomography angiography and comparison with digital subtraction angiography.** *Invest Radiol* 2017;52:680–85 [CrossRef Medline](#)
22. Borggrefe J, Kottlors J, Mirza M, et al. **Diffrentiation of clot composition using conventional and dual-energy computed tomography.** *Clin Neurodiol* 2018;4:515–22 [CrossRef Medline](#)
23. Alvarez RE, Macovski A. **Energy-selective reconstructions in X-ray computerized.** *Phys Med Biol* 1976;21:733–44 [CrossRef Medline](#)
24. 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 (NY)* 2018;43:2066–74 [CrossRef Medline](#)
25. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, et al. **First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system.** *Eur Radiol* 2006;16:256–68 [CrossRef Medline](#)
26. McCollough CH, Leng S, Yu L, et al. **Dual- and multi-energy CT: principles, technical approaches, and clinical applications.** *Radiology* 2015;276:637–53 [CrossRef Medline](#)
27. Gamer M, Lemon J, Fellows I, et al. **Package irr: various coefficients of interrater reliability and agreement.** 2012. <https://CRAN.R-project.org/package.org/package-irr>. Accessed March 25, 2019
28. Cohen J. **A coefficient of agreement for nominal scales.** *Educational and Psychological Measurement* 1960;20:37–46 [CrossRef](#)
29. Fleiss JL, Cohen J. **The equivalence of weighted kappa and the intraclass correlation coefficient as measures of reliability.** *Educational and Psychological Measurement* 1973;33:613–19 [CrossRef](#)
30. Smits M, Dippel DW, de Haan GG, et al. **External validation of the Canadian CT Head Rule and the New Orleans Criteria for CT scanning in patients with minor head injury.** *JAMA* 2005;294:1519–25 [CrossRef Medline](#)
31. 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;53:424–31 [CrossRef Medline](#)
32. Große Hokamp N, Gilkeson R, Jordan MK, et al. **Virtual monoenergetic images from spectral detector CT as a surrogate for conventional CT images: unaltered attenuation characteristics with reduced image noise.** *Eur J Radiol* 2019;117:49–55 [CrossRef Medline](#)
33. Kamiya K, Kunimatsu A, Mori H, et al. **Preliminary report on virtual monochromatic spectral imaging with fast kVp switching dual energy head CT: comparable image quality to that of 120-kVp CT**

- without increasing the radiation dose. *Jpn J Radiol* 2013;31:293–98 [CrossRef Medline](#)
34. Hwang WD, Mossa-Basha M, Andre JB, et al. **Qualitative comparison of noncontrast head dual-energy computed tomography using rapid voltage switching technique and conventional computed tomography.** *J Comput Assist Tomogr* 2016;40:320–25 [CrossRef Medline](#)
35. American Association of Physicists in Medicine (TaskGroup204). **Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations.** 2011. <https://www.aapm.org/pubs/reports/detail.asp?docid=143>. Accessed April 12, 2019
36. McMillan K, Bostani M, Cagnon C, et al. **Size-specific, scanner-independent organ dose estimates in contiguous axial and helical head CT examinations.** *Med Phys* 2014;41:121909 [CrossRef Medline](#)
37. Kalisz K, Rassouli N, Dhanantwari A, et al. **Noise characteristics of virtual monoenergetic images from a novel detector-based spectral CT scanner.** *Eur J Radiol* 2018;98:118–25 [CrossRef Medline](#)

4. DISKUSSION

Ziel dieser Studie war es, eine Bewertung darüber abzugeben, ob es mithilfe von VMI_{65keV} , im Vergleich zu CI möglich ist, die Strahlendosis bei nativen Schädel-CTs zu reduzieren, ohne die Differenzierbarkeit zwischen der kortikalen weißen und grauen Substanz zu kompromittieren.

Zu diesem Zweck wurden an einem Spektral-Detektor-Computertomographen mit unterschiedlichen Strahlendosen native Schädelbilder aufgenommen. Diese wurden im Anschluss in virtuell monoenergetische Bilder mit einem Energieniveau von 65 keV rekonstruiert und mit konventionellen Bildern hinsichtlich ihrer Bildqualität verglichen. Wir konnten zeigen, dass durch Nutzung von VMI_{65keV} sowohl eine Reduktion der Strahlendosis als auch eine verbesserte Bildqualität möglich ist.

Nach Auswertung der Ergebnisse der Studie bleibt festzuhalten, dass sich das Röhrenstrom-Zeit-Produkt von 320 mAs auf 260 mAs senken lässt, ohne Qualitätseinbußen bei der Verwendung von VMI_{65keV} zu beobachten. Dies entspricht einer Dosisreduktion von 18,7 %. Dies lässt sich ebenfalls aus den Daten des Dosislängenprodukts ableiten. Bei letztgenanntem Parameter zeigte sich die Möglichkeit der Dosisreduktion bei einem Röhrenstromzeitprodukt von 260 mAs um 17,5 % und bei 290 mAs um 7,6 %.

Bei VMI_{65keV} wurde eine signifikant höhere Schwächung innerhalb der grauen und eine nicht unterlegene Schwächung in der weißen Substanz bei gleicher Strahlendosis festgestellt.

Im Vergleich zu CI war das Bildrauschen in VMI_{65keV} unabhängig von der Strahlendosis signifikant niedriger. CNR wurde erhoben, indem die durchschnittlichen Hounsfield-Einheiten der grauen und weißen Substanz aus dem Frontal- und dem Parietallappen voneinander abgezogen und durch die Summe der Quadratwurzeln der benachbarten ROI geteilt wurden.^{37,39} Aufgrund der Reduktion des Bildrauschens gibt es in VMI_{65keV} ein signifikant höheres CNR, was zu einer Verbesserung der Differenzierbarkeit zwischen grauer und weißer Substanz führt.

In einer zuvor veröffentlichten Studie von Neuhaus et al., die sowohl den gleichen Scanner als auch vergleichbare Parameter für die Aufnahmen der Bilder nutzte, wurden ähnliche Ergebnisse hinsichtlich der Bildqualität und deren Beurteilbarkeit festgestellt wie in dieser Studie.³⁷

Vergleicht man die Ergebnisse dieser Studie weiterhin mit einer von Pomerantz et al., so stellt man fest, dass die in unserer Studie gefundenen CNR-Werte in etwa 1,5-mal höher waren und das Rauschen sich leicht verringert beziehungsweise verbessert hat. Zu erwähnen ist, dass Pomerantz et al.³⁹ in ihrer Studie ein rapid-kVp-switching DECT-System benutzten. Sie fanden heraus, dass sich bei VMI_{65keV} sowohl ein optimales SNR als auch CNR in den supratentoriellen Bereichen des Gehirns zeigten. VMI_{75keV} waren hingegen überlegen, wenn es um die Beurteilung der hinteren Schädelgrube ging. Sie stellten weiterhin fest, dass mit VMI rekonstruiert mit niedrigen keV-Werten (~ 40 keV), ein sehr guter Kontrast zwischen grauer und weißer Substanz erzielt werden konnte, was sich jedoch negativ auf das Bildrauschen auswirkte. KeV-Werte im mittleren Energiebereich (~ 60 bis 75 keV) führten in ihrer Studie zu einer nahezu vollständigen Eliminierung von Aufhärtungsartefakten.³⁹ In einer Übersichtsarbeit zu DECT kamen D'Angelo et al. zu ähnlichen Ergebnissen.⁵¹

Hinsichtlich des Bildrauschens berichteten sowohl Pomerantz et al. als auch Kamiya et al. in ihren Studien jeweils über ein vermindertes CNR und ein höheres Bildrauschen, wenn VMI betrachtet wurden. Beide Aspekte konnten wir in unserer Studie nicht bestätigen.^{9,39}

Hwang et al. stellten mit Augenmerk auf das Gesamtbildrauschen in einer Studie fest, dass die besten Werte dahingehend bei VMI_{60 – 65keV} und VMI_{65 – 70keV} erzielt werden können.⁶

Gerade in der hinteren Schädelgrube können Aufhärtungsartefakte, die einerseits durch den dicken Schädelknochen, andererseits durch die polychromatischen Eigenschaften des Röntgenstrahls ausgelöst werden, die Beurteilbarkeit von Läsionen erheblich erschweren.^{6,9,39,70} Da zurzeit noch keine CT-Scanner auf dem Markt erhältlich sind, die Röntgenröhren enthalten, die monochromatische Röntgenstrahlen erzeugen, kann aktuell nur auf die Technik der VMI-Rekonstruktion von DECT-Daten zurückgegriffen werden.⁶

Bis zu diesem Zeitpunkt beschäftigten sich einige wenige Studien mit der Frage, inwieweit man eine Dosisreduktion in Schädel-CT-Bildern mithilfe von VMI an rapid-kV-switching dual-energy CT-Systemen erreichen kann und gingen der Frage nach, inwieweit VMI mit CI verglichen werden können. Kamiya et al. führten eine solche Studie durch.⁹ Sie beschrieben eine Dosisreduktion von 11 % im Vergleich zu CI. Sie berichteten jedoch auch über ein leicht erhöhtes subjektives Bildrauschen bei VMI_{65keV}, das als signifikant betrachtet werden konnte. Weiterhin ergab sich in dieser Studie, dass unter

Zuhilfenahme von VMI weniger Artefakte feststellbar waren. Ähnliche Ergebnisse lieferte eine durchgeführte Studie von Wang et al. Sie stellten fest, dass durch die Simulation eines monochromatischen Röntgenstrahls, also durch die Nutzung von VMI, Aufhärungsartefakte eliminiert werden können, indem Spektralbilder aus zwei kohärenten Bildspektren kombiniert werden.⁷⁰

Neverauskiene et al. diskutierten in ihrer Studie diverse Optimierungsprotokolle zur Dosisreduktion in kindlichen Schädel-CT-Aufnahmen.²³ Sie stellten fest, dass eine Verringerung des Röhrenstroms zwar eine Dosisreduktion zur Folge hatte, sich diese jedoch negativ auf das Bildrauschen auswirkte und mit einem Verlust von Diagnoseinformationen einherging.

Es existieren jedoch auch technische Limitationen im Hinblick auf die DECT-Bildgebung. So beschrieben Goo et al., dass Bewegungsartefakte, wie sie bei der emissionsbasierten Erfassung von DECT-Datensätzen entstehen können, die Bildqualität verschlechtern.⁶⁰ Sie wiesen darauf hin, dass es in Zukunft erforderlich sein wird, bessere Algorithmen zu eben dieser Erfassung der hoch- und niedrigerenergetischen Datensätze zu erarbeiten. Weiterhin kritisieren sie, dass es im Vergleich zu älteren Rekonstruktionsmethoden wie der FBP oder IR zu längeren Rekonstruktionszeiten bei der VMI-Technik kommt und dass Radiologen gegebenenfalls Schwierigkeiten haben könnten, VMI genauso schnell zu analysieren und zu interpretieren wie die ihnen bestens bekannten rekonstruierten Bilder mit etablierten Algorithmen.⁶⁰

Nichtsdestotrotz können durch den Einsatz der DECT und deren Möglichkeiten der Weiterverarbeitung der erhobenen Daten multiple weitere Diagnostiken durchgeführt und eine Dosisreduktion gegenüber dem SECT (Single-energy CT) erzielt werden, wie in diversen Studien gezeigt werden konnte.^{9,50,51,52,67,71} Unter anderem beschrieben McCollough et al. in ihrer Übersichtsarbeit, dass durch den Einsatz der DECT Knochen oder Gefäßplaques aus den Bildern herausgerechnet werden können. Des Weiteren kann die DECT in der Materialzusammensetzung von Nierensteinen oder beim Auffinden von Lungenembolien eingesetzt werden.⁵⁰

Bei Einführung der DECT wurden Bedenken hinsichtlich einer Erhöhung der Strahlendosis diskutiert, da das Augenmerk hauptsächlich auf der Optimierung der Bildqualität und weniger auf Strahlenschutz lag.^{55,72}

Tawfik et al. kamen jedoch zu dem Schluss, dass DECT-Bildgebung routinemäßig im klinischen Alltag verwendet werden sollte, da ohne vermehrte Strahlendosis mehr zusätzliche Informationen erfasst werden können als unter Nutzung von SECT.⁵⁵ In ihrer Studie erzielten sie eine Dosisreduktion von 12 % im DECT gegenüber einem SECT,

ohne Unterschiede im Bildrauschen und der subjektiven Bildqualität hinnehmen zu müssen. In einer weiteren Studie konnte eine Dosisreduktion unter Verwendung eines DSCT im Vergleich zu einem 120 kVp SECT von 11 % erzielt werden.⁷³

Große Hokamp et al.⁴⁸ wiesen in einer kürzlich veröffentlichten Studie darauf hin, dass auch im Hinblick auf die Entstehung von Artefakten ein detektorbasierter Ansatz eines CT-Scanners, wie das SDCT ihn liefert und im Anschluss die Rekonstruktion der erhobenen Datensätze zu VMI ebenfalls dazu führen, diese Aufhärtungsartefakte zu reduzieren. Vor allem unter Nutzung von VMI mit einem hohen Energielevel lassen sich diese Artefakte erheblich reduzieren.⁵¹

Die Ergebnisse unserer Studie lassen sich wahrscheinlich darauf zurückführen, dass ein detektorbasierter Ansatz es besser ermöglicht, das Rauschen in CT-Bildern zu reduzieren. Die verschiedenen Detektoren erfassen räumlich und zeitlich gleichzeitig Datensätze mit hoher und niedriger Energie. Dieses erlaubt aufgrund physikalischer Phänomene eine Rauschreduktion.^{30,48}

Es gibt einige Einschränkungen, denen unsere Studie unterlag. Es handelte sich um ein retrospektives Studiendesign und sie wurde an nur einem Institut durchgeführt. Da die Aufnahmen, die für die Studie benötigt wurden, während der klinischen Routine erfasst wurden, konnte nur eine begrenzte Anzahl von Patienten in die Studie eingeschlossen werden. So schlossen wir zum Beispiel nur solche Patienten in unsere Studie ein, die eine Schädelbildgebung ohne Kontrastmittel erhalten hatten. An ihren nativen Schädel-CT-Bildern wurden die benötigten Parameter wie die schrittweise Reduktion der Strahlendosis eingehalten. Gleichmaßen konnte im Vorfeld der Erfassung keine Power-Analyse durchgeführt werden. Aufgrund der Erhebung während der klinischen Praxis war es nicht möglich, eine noch größere Strahlendosisreduzierung zu induzieren, obwohl die Ergebnisse dieser Studie darauf hindeuten, dass dies im Bereich des Möglichen gelegen hätte.

Des Weiteren wurden nur kleine Kohorten von Patienten in unserer Studie untersucht, ein Aspekt, der ebenfalls dem retrospektiven Design der Studie geschuldet ist. Hervorzuheben ist jedoch, dass, obwohl es sich um ein kleines Patientenkollektiv handelte, dieses sehr heterogen war und somit den klinischen Alltag widerspiegelte. Nichtsdestotrotz lieferte unsere Studie klare und signifikante Ergebnisse. Es bleibt festzuhalten, dass es in Zukunft notwendig sein wird, größer angelegte Studien zu diesem Thema durchzuführen.

Die erfassten CT-Bilder wurden nur hinsichtlich im Vorfeld festgelegter quantitativer und qualitativer Parameter bewertet. So wurde von den Bewertern ein besonderes Augenmerk auf Aufhärungsartefakte in der hinteren Schädelgrube, das Bildrauschen und die Bildqualität gelegt. Die Beurteilbarkeit diverser Pathologien wie intrazerebrale Blutungen oder Schlaganfälle war nicht Gegenstand dieser Studie. So kann keine Aussage dahingehend getroffen werden, inwieweit VMI dazu beitragen können, die diagnostische Genauigkeit bei der Identifikation von diversen Läsionen zu verbessern. Auch hier sind größere Studien erforderlich, die sich mit der Frage beschäftigen, wie der Einsatz von DECT den klinischen Alltag optimieren kann.

Ein weiterer limitierender Faktor ist, dass die größenabhängige Dosisabschätzung von und mithilfe des effektiven Diameters berechnet wurde, wie es im Report der AAMP Task Group 204 empfohlen wurde. Dieses Vorgehen wurde auch in verschiedenen nachfolgenden Studien angewendet und bewertet.^{45,46} Die American Association of Physicists in Medicine (AAPM) beschäftigt sich weiterhin mit der Frage, inwieweit Patienten vor zu hohen Strahlendosen geschützt werden können. In einem neueren Bericht der Task Group 220 wird die Empfehlung gegeben, dass ein Wasseräquivalentdurchmesser für die Abschätzung der SSDE genutzt werden sollte. Dieser wird ebenfalls aus den Projektionsdaten der aufgenommenen CT-Bilder nach Beendigung des Scans berechnet und bildet eine solide Beschreibung der Patientengröße ab. Gleichzeitig spiegelt er die jeweilige Abschwächung der Photonen in dem betreffenden Patienten wider.⁷⁴

Zusammenfassend kann man sagen, dass 65 keV virtuell monoenergetische Bilder, aufgenommen an einem Spektral-Detektor-Computertomographen, eine Reduktion der Strahlendosis bei Aufnahmen des Schädels um 18,7 % ermöglichen. Dabei wird eine bessere Bildqualität erzielt als bei den zum Vergleich herangezogenen herkömmlichen CT-Bildern. Die erhobenen Daten weisen auf die Möglichkeit einer noch größeren Dosisreduktion hin. Aus diesem Grund ist es notwendig, dass in diesem Bereich in Zukunft noch weitere Studien durchgeführt werden.

5. LITERATURVERZEICHNIS

- 1 Chalela JA, Kidwell CS, Nentwich LM, *et al.* Magnetic resonance imaging and computed tomography in emergency assessment of patients with suspected acute stroke: a prospective comparison. *Lancet* 2007. DOI:10.1016/S0140-6736(07)60151-2.
- 2 Kidwell CS, Chalela JA, Saver JL, *et al.* Comparison of MRI and CT for Detection of Acute Intracerebral Hemorrhage. *JAMA* 2004; **292**: 1823–30.
- 3 Kim ES, Yoon DY, Lee HY, *et al.* Comparison of emergency cranial CT interpretation between radiology residents and neuroradiologists: Transverse versus threedimensional images. *Diagnostic Interv Radiol* 2014; **20**: 277–84.
- 4 Hemphill JC, Greenberg SM, Anderson CS, *et al.* Guidelines for the Management of Spontaneous Intracerebral Hemorrhage: A Guideline for Healthcare Professionals from the American Heart Association/American Stroke Association. *Stroke* 2015; **46**: 2032–60.
- 5 Liu X, Chen L, Qi W, *et al.* Thin-slice brain CT with iterative model reconstruction algorithm for small lacunar lesions detection: Image quality and diagnostic accuracy evaluation. *Med (United States)* 2017; **96**. DOI:10.1097/MD.00000000000009412.
- 6 Hwang WD, Mossa-Basha M, Andre JB, Hippe DS, Culbertson S, Anzai Y. Qualitative Comparison of Noncontrast Head Dual-Energy Computed Tomography Using Rapid Voltage Switching Technique and Conventional Computed Tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2016; **40**: 320–5.
- 7 Farzad A, Radin B, Oh JS, *et al.* Emergency diagnosis of subarachnoid hemorrhage: An evidence-based debate. *J Emerg Med* 2013; **44**: 1045–53.
- 8 Smits M, Dippel DWJ, De Haan GG, *et al.* External validation of the Canadian CT head rule and the New Orleans criteria for CT scanning in patients with minor head injury. *J Am Med Assoc* 2005; **294**: 1519–25.
- 9 Kamiya K, Kunimatsu A, Mori H, *et al.* Preliminary report on virtual monochromatic spectral imaging with fast kVp switching dual energy head CT: Comparable image quality to that of 120-kVp CT without increasing the radiation dose. *Jpn J Radiol* 2013; **31**: 293–8.
- 10 Brenner DJ. Slowing the Increase in the Population Dose Resulting from CT Scans. *Radiat Res* 2010; **174**: 809–15.
- 11 Bundesministerium der Justiz und für Verbraucherschutz. Gesetz zum Schutz vor der schädlichen Wirkung ionisierender Strahlung (Strahlenschutzgesetz - StrlSchG). *StrlSchV* 2017; : 1–123.

- 12 Mayo-Smith WW, Hara AK, Mahesh M, Sahani D V, Pavlicek W. How I Do It: Managing Radiation Dose in CT. *Radiology* 2014; **273**: 657–72.
- 13 Den Harder AM, Willemink MJ, Budde RPJ, Schilham AMR, Leiner T, De Jong PA. Hybrid and model-based iterative reconstruction techniques for pediatric CT. *Am J Roentgenol* 2015; **204**: 645–53.
- 14 Willemink MJ, Leiner T, de Jong PA, *et al.* Iterative reconstruction techniques for computed tomography part 2: initial results in dose reduction and image quality. *Eur Radiol* 2013; **23**: 1632–42.
- 15 Sanchez RM, Vano E, Fernández JM, Moreu M, Lopez-Ibor L. Brain radiation doses to patients in an interventional neuroradiology laboratory. *Am J Neuroradiol* 2014; **35**: 1276–80.
- 16 Clement CH, Stewart FA, Akleyev A V., *et al.* ICRP publication 118: ICRP Statement on Tissue Reactions and Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. *Ann ICRP* 2012; **41**: 1–322.
- 17 Guberina N, Forsting M, Ringelstein A. Efficacy of lens protection systems: Dependency on different cranial CT scans in the acute stroke setting. *Radiat Prot Dosimetry* 2017; **175**: 279–83.
- 18 Macias CG, Sahouria JJ. The appropriate use of CT: quality improvement and clinical decision-making in pediatric emergency medicine. *Pediatr Radiol* 2011; **41 Suppl 2**: 498–504.
- 19 Gislason-Lee AJ. Patient X-ray exposure and ALARA in the neonatal intensive care unit: Global patterns. *Pediatr Neonatol* 2021; **62**: 3–10.
- 20 Mehta D, Thompson R, Morton T, Dhanantwari A, Shefer E. Iterative model reconstruction: Simultaneously lowered computed tomography radiation dose and improved image quality. *Med Phys Int J* 2013; **1**: 147–55.
- 21 Roa AMA, Andersen HK, Martinsen ACT. CT image quality over time: Comparison of image quality for six different CT scanners over a six-year period. *J Appl Clin Med Phys* 2015; **16**: 350–65.
- 22 Noël PB, Fingerle AA, Renger B, Münzel D, Rummeny EJ, Dobritz M. Initial performance characterization of a clinical noise-suppressing reconstruction algorithm for MDCT. *Am J Roentgenol* 2011; **197**: 1404–9.
- 23 Neverauskiene A, Maciusovic M, Burkanas M, *et al.* Image based simulation of the low dose computed tomography images suggests 13 mAs 120 kV suitability for non-syndromic craniosynostosis diagnosis without iterative reconstruction algorithms. *Eur J Radiol* 2018; **105**: 168–74.
- 24 Inoue T, Nakaura T, Yoshida M, *et al.* Diagnosis of small posterior fossa stroke

- on brain CT: effect of iterative reconstruction designed for brain CT on detection performance. *Eur Radiol* 2017; **27**: 3710–5.
- 25 Willeminck MJ, De Jong PA, Leiner T, *et al.* Iterative reconstruction techniques for computed tomography Part 1: Technical principles. *Eur Radiol* 2013; **23**: 1623–31.
- 26 Guziński M, Waszczuk Ł, Szaśiadek MJ. Head CT: Image quality improvement of posterior fossa and radiation dose reduction with ASiR - comparative studies of CT head examinations. *Eur Radiol* 2016; **26**: 3691–6.
- 27 Runge VM, Marquez H, Andreisek G, Valavanis A, Alkadhi H. Recent technological advances in computed tomography and the clinical impact therein. *Invest Radiol* 2015; **50**: 119–27.
- 28 Hokamp NG, Maintz D, Shapira N, Chang DH, Noël PB. Technical background of a novel detector-based approach to dual-energy computed tomography. *Diagnostic Interv. Radiol.* 2020; **26**: 68–71.
- 29 Große Hokamp N, Lennartz S, Maintz D. Grundlagen, Umsetzung und klinische Anwendung der Dual-Energy-CT. *Radiol up2date* 2018; **18**: 303–15.
- 30 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* 2018; **43**: 2066–74.
- 31 Mannil M, Ramachandran J, Vittoria De Martini I, *et al.* Modified Dual-Energy Algorithm for Calcified Plaque Removal: Evaluation in Carotid Computed Tomography Angiography and Comparison with Digital Subtraction Angiography. *Invest Radiol* 2017; **52**: 680–5.
- 32 Alvarez RE, MacOvski A. Energy-selective reconstructions in X-ray computerised tomography. *Phys Med Biol* 1976; **21**: 733–44.
- 33 Bhattacharyya K. Godfrey Newbold Hounsfield (1919-2004): The man who revolutionized neuroimaging. *Ann Indian Acad Neurol* 2016; **19**: 448–50.
- 34 Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. *Br J Radiol* 1973; **46**: 1016–22.
- 35 Rubin GD. Computed tomography: Revolutionizing the practice of medicine for 40 years. *Radiology* 2014; **273**: S45–74.
- 36 Silva AC, Morse BG, Hara AK, Paden RG, Hongo N, Pavlicek W. Dual-energy (spectral) CT: Applications in abdominal imaging. *Radiographics* 2011; **31**: 1031–46.
- 37 Neuhaus V, Abdullayev N, Große Hokamp N, *et al.* Improvement of Image Quality in Unenhanced Dual-Layer CT of the Head Using Virtual Monoenergetic

- Images Compared with Polyenergetic Single-Energy CT. *Invest Radiol* 2017; **52**: 470–6.
- 38 Lennartz S, Laukamp KR, Neuhaus V, *et al.* Dual-layer detector CT of the head: Initial experience in visualization of intracranial hemorrhage and hypodense brain lesions using virtual monoenergetic images. *Eur J Radiol* 2018; **108**: 177–83.
- 39 Pomerantz SR, Kamalian S, Zhang D, *et al.* Virtual Monochromatic Reconstruction of Dual-Energy Unenhanced Head CT at 65–75 keV Maximizes Image Quality Compared with Conventional Polychromatic CT. *Radiology* 2013; **266**: 318–25.
- 40 Willemink MJ, Leiner T, De Jong PA, *et al.* Iterative reconstruction techniques for computed tomography part 2: Initial results in dose reduction and image quality. *Eur Radiol* 2013; **23**: 1632–42.
- 41 Korn A, Fenchel M, Bender B, *et al.* Iterative reconstruction in head CT: Image quality of routine and low-dose protocols in comparison with standard filtered back-projection. *Am J Neuroradiol* 2012; **33**: 218–24.
- 42 Ehman EC, Yu L, Manduca A, *et al.* Methods for clinical evaluation of noise reduction techniques in abdominopelvic CT. *Radiographics* 2014; **34**: 849–62.
- 43 Demehri S, Salazar P, Steigner ML, *et al.* Image quality improvement using an image-based noise reduction algorithm: Initial experience in a phantom model for urinary stones. *J Comput Assist Tomogr* 2012; **36**: 610–5.
- 44 Kawashima H, Ichikawa K, Hanaoka S, Matsubara K, Takata T. Relationship between size-specific dose estimates and image quality in computed tomography depending on patient size. *J Appl Clin Med Phys* 2018; **19**: 246–51.
- 45 Haba T, Kobayashi M, Koyama S. Size-specific dose estimates for various weighting factors of CTDI equation. *Australas Phys Eng Sci Med* 2019. DOI:10.1007/s13246-019-00830-w.
- 46 Moore BM, Brady SL, Mirro AE, Kaufman RA. Size-specific dose estimate (SSDE) provides a simple method to calculate organ dose for pediatric CT examinations. *Med Phys* 2014; **41**: 1–10.
- 47 Laurent G, Villani N, Hossu G, *et al.* Full model-based iterative reconstruction (MBIR) in abdominal CT increases objective image quality, but decreases subjective acceptance. *Eur Radiol* 2019; **29**: 4016–25.
- 48 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**: 424–31.

- 49 Große Hokamp N, Gilkeson R, Jordan MK, *et al.* Virtual monoenergetic images from spectral detector CT as a surrogate for conventional CT images: Unaltered attenuation characteristics with reduced image noise. *Eur J Radiol* 2019; **117**: 49–55.
- 50 McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology* 2015; **276**: 637–53.
- 51 D'Angelo T, Cicero G, Mazziotti S, *et al.* Dual energy computed tomography virtual monoenergetic imaging: Technique and clinical applications. *Br J Radiol* 2019; **92**. DOI:10.1259/bjr.20180546.
- 52 Sellerer T, Noël PB, Patino M, *et al.* Dual-energy CT: a phantom comparison of different platforms for abdominal imaging. *Eur Radiol* 2018; **28**: 2745–55.
- 53 Kalisz K, Rassouli N, Dhanantwari A, Jordan D, Rajiah P. Noise characteristics of virtual monoenergetic images from a novel detector-based spectral CT scanner. *Eur J Radiol* 2018; **98**: 118–25.
- 54 Van Hedent S, Große Hokamp N, Laukamp KR, *et al.* Differentiation of hemorrhage from iodine using spectral detector CT: A phantom study. *Am J Neuroradiol* 2018; **39**: 2205–10.
- 55 Tawfik AM, Kerl JM, Razek AA, *et al.* Image quality and radiation dose of dual-energy CT of the head and neck compared with a standard 120-kVp acquisition. *Am J Neuroradiol* 2011; **32**: 1994–9.
- 56 Euler A, Parakh A, Falkowski AL, *et al.* Initial Results of a Single-Source Dual-Energy Computed Tomography Technique Using a Split-Filter: Assessment of Image Quality, Radiation Dose, and Accuracy of Dual-Energy Applications in an In Vitro and in Vivo Study. *Invest Radiol* 2016; **51**: 491–8.
- 57 Almeida IP, Schyns LEJR, Öllers MC, *et al.* Dual-energy CT quantitative imaging: a comparison study between twin-beam and dual-source CT scanners. *Med. Phys.* 2017; **44**: 171–9.
- 58 Kaemmerer N, Brand M, Hammon M, *et al.* Dual-Energy Computed Tomography Angiography of the Head and Neck with Single-Source Computed Tomography: A New Technical (Split Filter) Approach for Bone Removal. *Invest Radiol* 2016; **51**: 618–23.
- 59 Willeminck MJ, de Jong PA, Leiner T, *et al.* Iterative reconstruction techniques for computed tomography Part 1: Technical principles. *Eur Radiol* 2013; **23**: 1623–31.
- 60 Goo HW, Goo JM. Dual-energy CT: New horizon in medical imaging. *Korean J Radiol* 2017; **18**: 555–69.

- 61 Borggreffe J, Kottlors J, Mirza M, *et al.* Differentiation of Clot Composition Using Conventional and Dual-Energy Computed Tomography. *Clin Neuroradiol* 2018; **28**: 515–22.
- 62 Lambert JW, Sun Y, Gould RG, Ohliger MA, Li Z, Yeh BM. An Image-Domain Contrast Material Extraction Method for Dual-Energy Computed Tomography. *Invest Radiol* 2017; **52**: 245–54.
- 63 Bodanapally UK, Dreizin XD, Issa G, Archer-Arroyo KL, Sudini K, Fleiter TR. Dual-energy CT in enhancing subdural effusions that masquerade as subdural hematomas: Diagnosis with virtual high-monochromatic (190-keV) images. *Am J Neuroradiol* 2017; **38**: 1946–52.
- 64 Schneider D, Apfaltrer P, Sudarski S, *et al.* Optimization of kiloelectron volt settings in cerebral and cervical dual-energy CT angiography determined with virtual monoenergetic imaging. *Acad Radiol* 2014; **21**: 431–6.
- 65 Morhard D, Fink C, Graser A, Reiser MF, Becker C, Johnson TRC. Cervical and Cranial Computed Tomographic Angiography With Automated Bone Removal. *Invest Radiol* 2009; **44**: 293–7.
- 66 Thomas C, Korn A, Ketelsen D, *et al.* Automatic lumen segmentation in calcified plaques: Dual-energy CT versus standard reconstructions in comparison with digital subtraction angiography. *Am J Roentgenol* 2010; **194**: 1590–5.
- 67 Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, *et al.* First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 2006; **16**: 256–68.
- 68 Nute JL, Jacobsen MC, Chandler A, Cody DD, Schellingerhout D. Dual-Energy Computed Tomography for the Characterization of Intracranial Hemorrhage and Calcification: A Systematic Approach in a Phantom System. *Invest Radiol* 2017; **52**: 30–41.
- 69 Krauss B, Grant KL, Schmidt BT, Flohr TG. The importance of spectral separation an assessment of dual-energy spectral separation for quantitative ability and dose efficiency. *Invest Radiol* 2015; **50**: 114–8.
- 70 Wang WQ, Liu B, Zhou Y, *et al.* Selecting optimal monochromatic images of high-definition gemstone spectral CT for beam-hardening artifacts and image noise reduction with phantom. *Chinese J Med Imaging Technol* 2011; **27**: 2349–52.
- 71 Ghasemi Shayan R, Oladghaffari M, Sajjadian F, Fazel Ghaziyani M. Image Quality and Dose Comparison of Single-Energy CT (SECT) and Dual-Energy CT (DECT). *Radiol Res Pract* 2020; **2020**: 1–11.
- 72 Hwang WD, Mossa-Basha M, Andre JB, Hippe DS, Culbertson S, Anzai Y. Qualitative Comparison of Noncontrast Head Dual-Energy Computed

- Tomography Using Rapid Voltage Switching Technique and Conventional Computed Tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2016; **40**: 320–5.
- 73 Yu L, Christner JA, Leng S, Wang J, Fletcher JG, McCollough CH. Virtual monochromatic imaging in dual-source dual-energy CT: Radiation dose and image quality. *Med Phys* 2011; **38**: 6371–9.
- 74 Bunney, P. E., Zink, A. N., Holm, A. A., Billington, C. J., & Kotz CM. Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT. *Physiol Behav* 2017; **176**: 139–48.