

Aus der Klinik und Poliklinik für Radiologie
Klinikum der Universität München

Direktor: Univ. Prof. Dr. med. Jens Ricke

**Aktuelle Entwicklungen und Herausforderungen
der Computertomographie
auf den Gebieten der Notfall- und
kardiovaskulären Bildgebung**

Kumulative Habilitationsschrift
zur Erlangung der Venia Legendi
für das Fach Radiologie
der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von
Dr. med. Lucas Leander Geyer
(2018)

Für meine Familie

Vorwort

Im Rahmen dieser kumulativen Habilitation werden aktuelle Entwicklungen auf dem Gebiet der Multidetektor-Computertomographie (MDCT) und gegenwärtige Herausforderungen für die radiologische Diagnostik von Notfall- oder kardiovaskulär erkrankten Patienten vorgestellt und wissenschaftlich bewertet.

Die einleitende Zusammenfassung stützt sich dabei auf ausgewählte Erst- und Letztautorenschaften zu den jeweiligen thematischen Schwerpunkten. Die Abbildungen im Text legen die Kernpunkte der Arbeit beispielhaft dar. Zur Vertiefung des verwendeten Materials und der zugrundeliegenden Methoden verweise ich ergänzend auch auf den Inhalt der Original- und Übersichtsarbeiten, welche Teil dieser Habilitationsleistung sind.

Eine weitere Auswahl von Arbeiten anderer Autoren dient der Vertiefung weiterer Teilaspekte. Die Literaturstellen sind alphabetisch geordnet.

Darüber hinaus umfasst das gesamte Schriftenverzeichnis dieses Habilitationsprojekts 31 Originalarbeiten (davon 7 als Erstautor und 5 als Letztautor) sowie 6 Übersichtsartikel (davon 3 als Erstautor und 1 als Letztautor) mit einem Gesamtsumme der Impact Faktoren von 102,681.

Inhaltsverzeichnis

ZUSAMMENFASSUNG DER HABILITATIONSSCHRIFT

1	Einleitung	5
2	Zielsetzung	8
3	Aktuelle Entwicklungen auf dem Gebiet der MDCT und deren Anwendung	9
3.1	Zwei-Röhren-CT zur Planung vor Transkatheter-Aortenklappenimplantation	9
3.2	Zwei-Energiespektren-CT zur Diagnostik der akuten Lungenembolie	12
3.3	Detektor mit integriertem Analog-Digital-Wandler und dessen Anwendung zur Darstellung schmalkalibriger Koronar-Stents	16
4	Aktuelle Herausforderungen: Anwendung technischer Entwicklungen zur Dosisreduktion und Evaluation der Bildqualität	19
4.1	Technische Neuerungen der CT-Datenakquisition	19
	<i>Reduktion der Expositionsdauer</i>	20
	<i>Optimierung des Röhrenstrom-Zeit-Produkts</i>	22
	<i>Automatische Selektion der Röhrenspannung</i>	23
4.2	Innovation der CT-Datenverarbeitung: Iterative Rekonstruktion	26
	<i>Phantommessungen</i>	29
	<i>Anwendung in der Notfallradiologie</i>	30
	<i>Anwendung in der kardiovaskulären Bildgebung</i>	35
5	Fazit und Ausblick	39
6	Literaturverzeichnis	41
7	Abkürzungsverzeichnis	48
8	Danksagung	50
	ORIGINALPUBLIKATIONEN DER HABILITATIONSSCHRIFT	51

ZUSAMMENFASSUNG DER HABILITATIONSSCHRIFT

1 Einleitung

Die rasante Entwicklung der Computertomographie (CT) zum heutzutage zentralen bildgebenden Verfahren im klinischen Alltag wurde maßgeblich durch die herausragenden technischen Fortschritte der vergangenen Jahrzehnte beeinflusst.

Seit der erstmaligen klinischen Anwendung der CT durch Sir Godfrey Hounsfield und James Ambrose im Jahre 1972 [1,26] wurde die Evolution der CT-Technik zunächst durch Entwicklungen auf dem Gebiet der CT-Hardware vorangetrieben. Die Einführung der Elektronenstrahl-CT Mitte der 1980er Jahre [2], der Spiral-CT (SCT) im Jahr 1989 [32] und der Multidetektor-CT (MDCT) im Jahr 1998 [28,34,43] sind wichtige technische Meilensteine dieses Erfolgs. Die darauf folgende stetige Erhöhung der Anzahl der Detektorreihen von 4 über 16 bis zu 64 Zeilen CT-Systemen hat bis zur Mitte der 2000er Jahre schrittweise zu einer Erweiterung der diagnostischen Möglichkeiten geführt und den Grundstein für das heute vielseitige klinisch-radiologische Einsatzspektrum der CT gelegt. Aktuell bieten die weltweit führenden CT-Hersteller eine große Bandbreite verschiedener 64-Zeilen- [59], 256-Zeilen- [27] und 320-Zeilen-CTs [53] sowie eine Auswahl an Ein-Röhren-CT (englisch „Single Source CT“) und Zwei-Röhren-CT-Systemen (englisch „Dual Source CT“, DSCT) an [13]. Enorm schnelle Rotationszeiten, hervorragendes räumliches und zeitliches Auflösungsvermögen sowie eine breite Abdeckung entlang der Körperlängsachse des Patienten zeichnen diese CT-Geräte aus.

Gleichzeitig haben diese Leistungsdaten dazu geführt, dass sich die MDCT zu einem wertvollen bildgebenden Verfahren in der modernen Medizin entwickelt hat und dementsprechend aktuell in vielen klinischen Leitlinien Berücksichtigung findet. Beispielsweise ist die MDCT als zentrales Diagnoseverfahren fest in der Notfallmedizin etabliert und hat in der Diagnostik akut lebensbedrohter Patienten die konventionelle Röntgendiagnostik weitgehend ersetzt. Entscheidend ist hierbei auch, die technischen Möglichkeiten der MDCT optimal an die klinischen Anforderungen der Patienten anzupassen. So ist in der

Akutsituation die schnelle und umfassende Identifikation der Pathologien von essentieller Bedeutung, um eine zielgerichtete Behandlung ohne Zeitverzug einleiten zu können [33]. Kurze Untersuchungszeiten und die Abdeckung großer Untersuchungsvolumina in ein oder mehreren Kontrastmittel (KM)-Phasen stehen deshalb im Vordergrund. Neben der raschen und vollständigen Datenakquisition sind auch eine Optimierung der Datennachverarbeitung und eine strukturierte Befunderstellung wichtiger Bestandteil einer adäquaten radiologischen Notfallversorgung [35,41].

Abgesehen von der Bedeutung in der traumachirurgischen Notfallmedizin spielt die MDCT auch eine zentrale Rolle in der Diagnostik und im Management akuter sowie chronischer kardiovaskulärer Erkrankungen. Die hohe räumliche und zeitliche Auflösung moderner CT-Systeme erlaubt es kleine anatomische Strukturen, wie z.B. die Koronararterien, detailreich und nahezu bewegungsfrei darzustellen. Darüberhinaus beinhalten aktuellste Forschungsansätze neben der Morphologie auch Informationen zur Organfunktion (z.B. Myokardperfusion) mittels MDCT zu erhalten, da beides gerade bei kardiovaskulären Fragestellungen häufig eine notwendige Einheit bildet [3,10].

An diesen Verläufen lässt sich nachvollziehen, dass die erwähnten CT-Innovationen die diagnostische Aussagekraft und Sicherheit stetig erhöht und das Spektrum klinischer Indikationen kontinuierlich erweitert haben.

Ungeachtet dieser insgesamt positiven Fortschritte darf jedoch die mit der CT verbundene Strahlenbelastung nicht außer Acht gelassen werden. So zog die oben beschriebene technische Entwicklung innerhalb der letzten Jahrzehnte gleichzeitig global einen signifikanten Anstieg der Anzahl von CT-Untersuchungen und damit eine deutliche Zunahme der Gesamtstrahlenexposition der Bevölkerung aus medizinischem Grund nach sich. Deshalb stehen Aspekte der medizinisch verursachten Strahlendosis im Mittelpunkt aktueller wissenschaftlicher und auch öffentlicher Diskussionen. Die Anforderungen an die Radiologie sind hierbei, Strategien zu entwerfen und technische Entwicklungen sinnvoll einzusetzen, um die Strahlendosis nach dem ALARA-Prinzip (englisch „as low as reasonably achievable“) auf das unverzichtbare Maß zu reduzieren und gleichzeitig die diagnostischen Möglichkeiten der CT-Bildgebung weiter zu optimieren. Dabei ist es zweckmäßig Methoden, die in

den Prozess der Datenakquisition eingreifen, von Lösungen zu unterscheiden, die die Bilderzeugung betreffen. Neben der Auswirkung auf die Strahlendosis ist bei diesen Verfahren stets auch der Einfluss auf die Bildqualität zu bewerten, da zwischen diesen beiden Parametern ein inverser Zusammenhang beschrieben wird.

2 Zielsetzung

Dies motiviert im Rahmen dieses Habilitationsvorhabens aktuelle Entwicklungen aufzuzeigen und die damit verbundenen Herausforderungen in Bezug auf Dosisreduktion und Beurteilung der Bildqualität zu analysieren und zu bewerten.

In einem ersten Schritt werden hierfür ausgewählte technische Aspekte untersucht, die den heutigen Stellenwert der MDCT begründen. Dem schließt sich die Evaluation verschiedener technischer Verfahren zur Senkung der Strahlendosis unter gleichzeitiger Berücksichtigung der Bildqualität an.

3 Aktuelle Entwicklungen der MDCT und deren Anwendung

3.1 Zwei-Röhren-CT zur Planung vor Transkatheter-Aortenklappenimplantation

Der Aufbau der CT-Systeme gestaltete sich bis zur Einführung der 64-Zeilen CT relativ uniform. Erst danach wurden von den führenden CT-Herstellern zwei prinzipiell unterschiedliche Konzepte verfolgt: Neben der weiter zunehmenden Detektorzeilenzahl eines Ein-Röhren-Systems (Breitdetektor-CT) wurde 2005 die erste Generation eines Zwei-Röhren- und dementsprechend auch Zwei-Detektoren-CT-Systems vorgestellt (DSCT) [13]. Im Unterschied zu den bisherigen CT-Geräten sind hierbei zwei Röntgenröhren um ca. 90 Grad versetzt angeordnet (Abbildung 1).

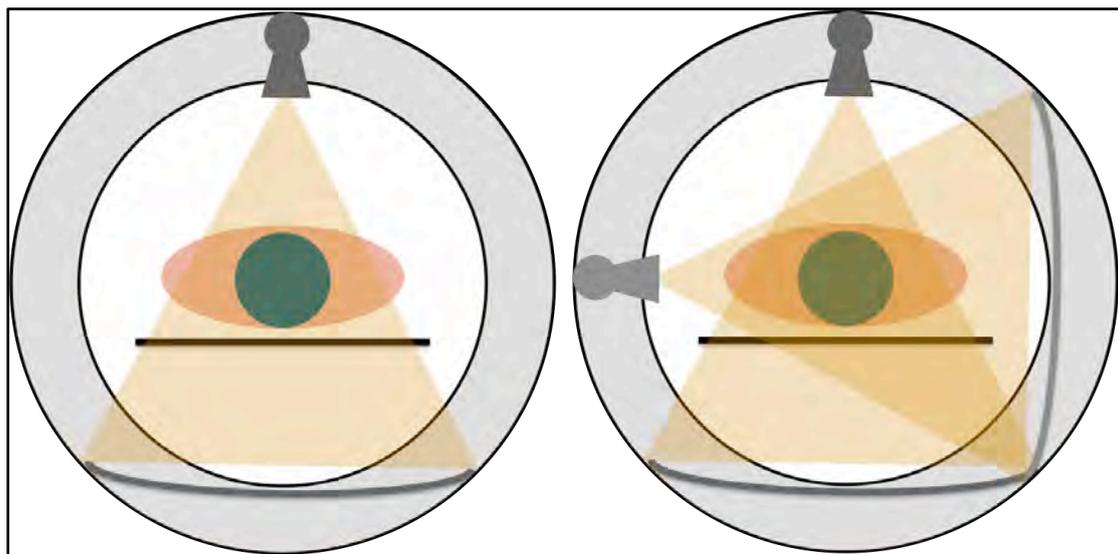


Abbildung 1 Schematischer Aufbau eines Ein-Röhren-CT im Vergleich zu einem Zwei-Röhren-CT (basierend auf [31])

Ein-Röhren-CT (links): Installation einer rotierenden Röntgenröhre (Röhre A, dunkelgrau) mit einem gegenüberliegendem Detektor. Zwei-Röhren-CT (rechts): Zusätzliche Installation einer zweiten rotierenden Röntgenröhre (Röhre B, hellgrau) mit gegenüberliegendem Detektor um ca. 90 Grad versetzt.

Dieser Aufbau erlaubt eine Verbesserung der zeitlichen Auflösung auf bis zu einem Viertel der Rotationszeit, d.h. 83 Millisekunden bei der 1. Generation der DSCT; im Gegensatz dazu liegt die zeitliche Auflösung bei Ein-Röhren-Systemen bei der Hälfte der Rotationszeit, d.h. ca. 150 Millisekunden. Diese Verbesserung stellt insbesondere in der CT-Angiographie (CTA) der Koronar-

arterien einen Vorteil dar [13]. Seit der zweiten Generation, d.h. seit 2009, ermöglicht die DSCT-Konfiguration auch die Datenakquisition mit bis zu zweifach schnellerem Tischvorschub im Vergleich zu konventionellen Systemen, sogenannter High-Pitch-Modus [39]. Neben der Darstellung der Koronararterien findet dieser Modus auch in der Darstellung des übrigen vaskulären Systems Anwendung, so z.B. in der Planung eines Aortenklappenersatzes bei Patienten mit hochgradiger Aortenklappenstenose.

Die Aortenklappenstenose ist der häufigste erworbene Klappenfehler. Lange Zeit war der operative Aortenklappenersatz (AKE) die einzige kausale Therapieoption für die Patienten. Eine Vielzahl der Patienten ist jedoch multimorbid und somit einem erhöhten Operationsrisiko ausgesetzt. Dies spiegelt sich auch in der mit zunehmendem Lebensalter steigenden Hospitalletalität beim isolierten Klappenersatz wieder. Als Alternative zur operativen Therapie der hochgradigen Stenose bietet sich in dieser Patientengruppe der minimal invasive Klappenersatz mit Katheter-gestützten Verfahren (englisch „transcatheter aortic valve implantation“, TAVI, bzw. „transcatheter aortic valve replacement“, TAVR) an. In den ersten randomisierten Studien konnte die Überlegenheit der TAVI gegenüber der AKE in der Patientengruppe mit hohem Operationsrisiko demonstriert werden. Später konnten die Nicht-Unterlegenheit bzw. Vorteile bezüglich Sterblichkeit oder Schlaganfallereignis auch in Patientengruppen mit intermediärem und – wenn auch ohne statistische Signifikanz – mit niedrigem Risiko gezeigt werden. Eine kürzlich publizierte Metaanalyse zeigte schließlich für die TAVI eine relevante Risikoreduktion bezüglich der Gesamtmortalität in verschiedenen Risikogruppen und unabhängig von der verwendeten Klappe [55]. Aufgrund dieser Datenlage wird die TAVI aktuell als primäres Therapieverfahren in der Altersgruppe über 85 Jahren sowie bei Patienten mit intermediärem bis hohem Operationsrisiko empfohlen [37].

Voraussetzung für eine erfolgreiche Katheter-gestützte Klappenimplantation ist neben der klinischen Patientenselektion jedoch auch die sorgfältige Planung des Eingriffs. Die Wahl der geeigneten Klappe richtet sich hierbei nach der Geometrie der Klappenebene und der Aortenwurzel, um vor allem eine paravalvuläre Insuffizienz oder eine Ruptur zu vermeiden. Zur sicheren Verwendung der großlumigen Trägersysteme ist es zudem erforderlich, die Anatomie der Zugangsgefäße zu berücksichtigen. In diesem Kontext hat sich die

MDCT auch gegenüber der Echokardiographie als empfohlene präinterventionelle Bildgebung durchgesetzt, da sie neben der exakten, dreidimensionalen Visualisierung der Aortenwurzel in einer einzigen Untersuchung gleichzeitig die Möglichkeit der vollständigen Darstellung der aortoiliakalen Zugangswege bietet (Abbildung 2).

Der Einsatz der DSCT bietet in diesem Zusammenhang zudem entscheidende Vorteile: zum Einen gelingt aufgrund der hohen zeitlichen Auflösung eine nahezu bewegungsfreie Darstellung der Aortenwurzel, zum Anderen ermöglicht die Untersuchung im High-Pitch-Modus eine EKG-synchronisierte Darstellung des

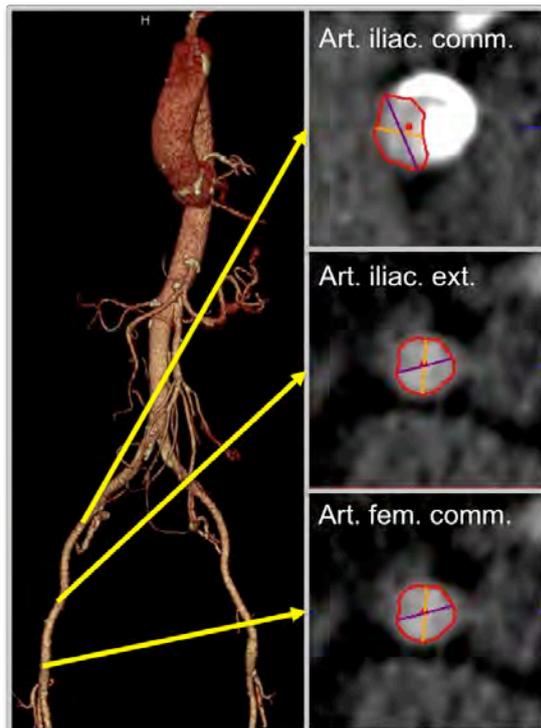


Abbildung 2 CT-Angiographie zur Planung des aortoiliakalen Zugangswegs vor Transkatheter-Aortenklappenimplantation

Mittels CT kann das gesamte aortoarterielle Gefäßsystem von der Aortenwurzel bis zu den Femoralarterien dargestellt werden. Wegen der großlumigen Trägerkatheter werden die Durchmesser der Iliakal- und Femoralarterien präinterventionell gemessen, um das Risiko von Gefäßverletzungen zu minimieren.

gesamten aortoiliakalen Zugangsweges innerhalb weniger Sekunden. Da die benötigte KM-Menge abhängig von der Gesamtuntersuchungszeit ist, erlaubt die äußerst schnelle Datenakquisition mittels High-Pitch-Modus eine Verkürzung der Scanzeit und somit eine Reduktion der KM-Menge, was gerade in dieser oft multimorbiden Patientengruppe wünschenswert ist. KM-Mengen von bis zu 140 Millilitern sind bei nicht optimierten Untersuchungsprotokollen und abhängig von dem zur Verfügung stehenden CT-System keine Seltenheit. Eigene Analysen haben vor diesem Hintergrund gezeigt, dass die optimale Anpassung der KM-Injektion an die Gesamtuntersuchungszeit eine Reduzierung der KM-Menge auf 60 Milliliter erlaubt [14]. Im Vergleich mit einem Routineprotokoll mit 100 Milliliter KM erwies sich dieses Niedrig-Volumen-Protokoll mit 60 Milliliter als nicht unterlegen und diagnostisch robust. Die Analyse der Bildqualität zeigte, dass auch mit reduzierter KM-Menge alle CT-Datensätze bezüglich der TAVI Planung ohne Verlust an diagnostisch relevanten Bildinformationen ausgewertet werden konnten.

3.2 Zwei-Energiespektren-CT zur Diagnostik der akuten Lungenembolie

Die Konfiguration der DSCT mit Installation von zwei Röntgenröhren in einem CT-Gerät bietet neben der hohen zeitlichen Auflösung auch die Möglichkeit einer CT-Untersuchung mit zwei unterschiedlichen Energiespektren (englisch „Dual Energy CT“, DECT). Dabei arbeiten beide Röntgenröhren unabhängig voneinander mit zwei unterschiedlichen Röhrenspannungen, z.B. Röhre A mit 80 Kilovolt (kV) und Röhre B mit 140 kV, und erzeugen somit zwei unterschiedliche Röntgenspektren (Abbildung 3).

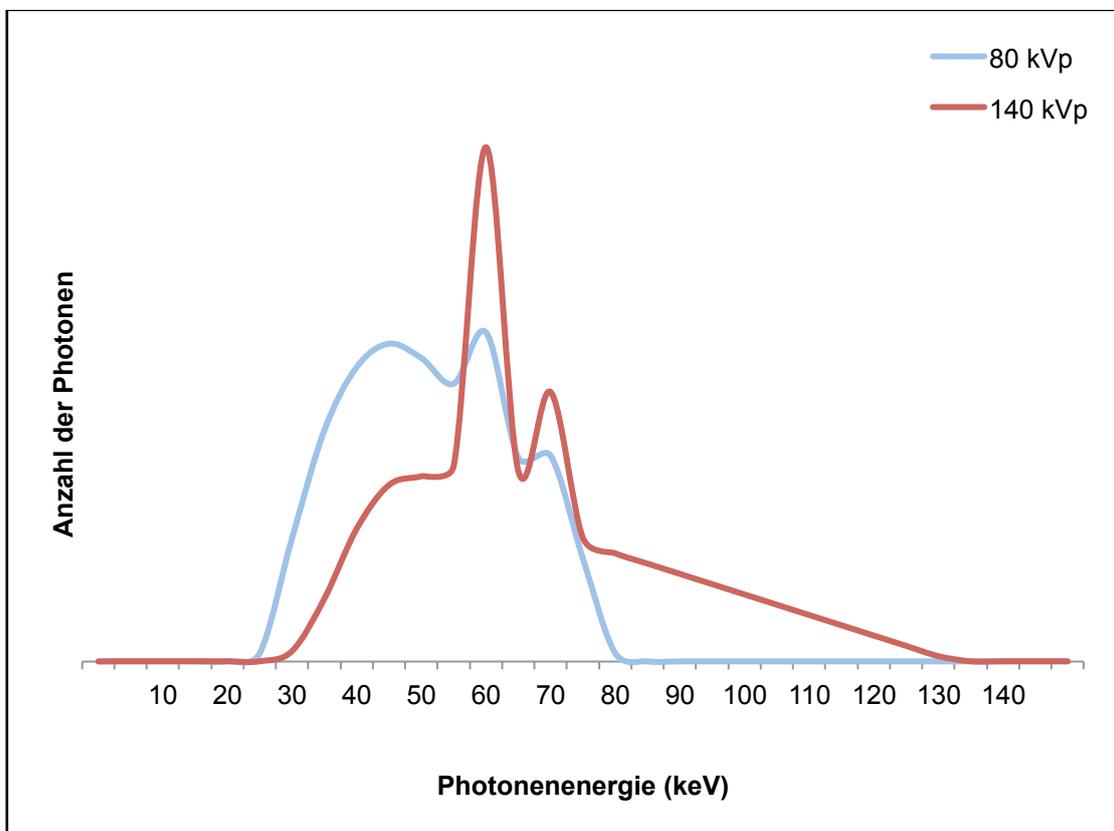


Abbildung 3 Schematische Darstellung zweier typischer Röntgenenergiespektren (basierend auf [31])

Zusammensetzung der Röntgenspektren bei den Röhrenspannungen 80 kV und 140 kV aus dem kontinuierlichen Spektrum der Bremsstrahlung und dem Linienspektrum der charakteristischen Strahlung.

Neben der DSCT sind Ein-Röhren-CT-Systeme unter speziellen technischen Bedingungen ebenfalls zur Datenakquisition mit zwei Energiespektren fähig. Die technisch einfachste und älteste Lösung ist hierbei die Durchführung von zwei sequentiellen Messungen mit zwei unterschiedlichen Röhrenspannungen.

gen. Der zeitliche Versatz zwischen den beiden Akquisitionen bringt jedoch deutliche Nachteile, die einen klinischen Einsatz dieser Methode deutlich limitieren. Die eigenen Untersuchungen wurden an einem Ein-Röhren-CT-System durchgeführt, das durch ultraschnelles Umschalten der Röhrenspannung innerhalb weniger Mikrosekunden (englisch „rapid kV switching“) an nahezu identischer Röhrenposition zwei Datensätze mit 80 kV und 140 kV akquirieren kann. Im Gegensatz zur sequentiellen Datenakquisition ist diese Methode ähnlich wie die Zwei-Röhren-Lösung weniger anfällig bezüglich Bewegungsartefakte und erlaubt auch die Anwendung bei jodhaltig KM-gestützten CT-Untersuchungen.

Unter Einsatz eines der eben genannten Techniken kann das Prinzip der DECT dazu genutzt werden, Materialien bzw. Gewebe aufgrund unterschiedlicher Absorptionseigenschaften voneinander zu differenzieren. Während der Compton Effekt hauptsächlich für die Streustrahlung bei röntgenbasierten Untersuchungsverfahren verantwortlich ist, wird die Absorption von Röntgenstrahlung in Materie primär durch den photoelektrischen Effekt erklärt. Der Photoeffekt dominiert bei Elementen mit hoher Ordnungszahl, im Gegensatz zum Compton Effekt, der maßgeblich in Geweben mit niedriger Ordnungszahl auftritt. Beim photoelektrischen Effekt wird ein Elektron der k-Schale, d.h. der innersten Schale nach dem Bohr'schen Atommodell, eines Atomkerns durch ein einfallendes Photon gelöst – vorausgesetzt die Energie des Photons reicht aus, um die Bindungsenergie des k-Schalen Elektrons zu überwinden. Dieses Phänomen ist energieabhängig; die Wahrscheinlichkeit des Auftretens ist umso höher, je näher sich die Energie des einfallenden Photons der Bindungsenergie des k-Schalen Bindungselektrons annähert. Die k-Schalen Bindungsenergie ist unterschiedlich und steigt mit zunehmender Ordnungszahl. Die sogenannte k Kante (englisch „k edge“) beschreibt die Spitze im Absorptionsspektrum, die der Energie knapp oberhalb der k-Schalen Bindungsenergie entspricht, da hier die Wahrscheinlichkeit des photoelektrischen Effekts am höchsten ist. Bei Kalzium (Ordnungszahl 20) liegt die k Kante bei 4 Kiloelektronenvolt (keV); bei Jod (Ordnungszahl 53) liegt sie bei 33,2 keV und ist somit knapp niedriger als die mittlere Photonenenergie eines 80-kV-Röntgenspektrums [7]. Im Gegensatz dazu weisen die übrigen Elemente (Wasserstoff, Kohlenstoff, Stickstoff, Sauerstoff, Phosphat) der Weichteile

niedrigere k Kanten auf, so dass sich Jod und Kalzium im menschlichen Körper vom Weichgewebe differenzieren lassen (Abbildung 4). Neben der Differenzierung von Harnleitersteinen oder der Berechnung virtueller Nativbilder aus KM-gestützten Untersuchungen zählt die Darstellung von Organperfusionen nach KM-Applikation zu den klinisch wertvollen Anwendungen der DECT. In diesem Kontext wurde in einer eigenen Studie die Lungenperfusion bei Patienten mit Verdacht auf akute Lungenembolie mittels DECT an einem Ein-Röhren-CT-System mit ultraschneller Umschaltung der Röhrenspannung untersucht [21].

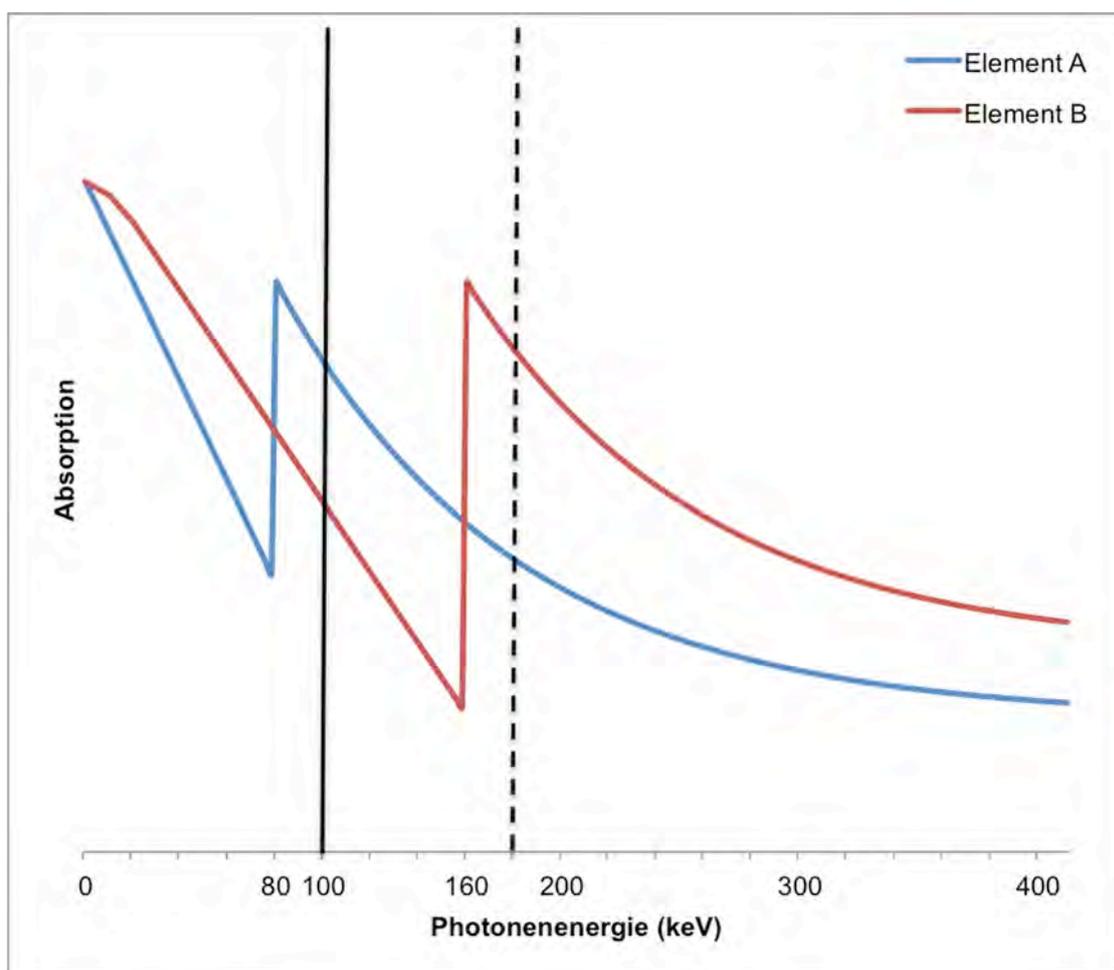


Abbildung 4 Prinzip der Materialdifferenzierung mittels Zwei-Energiespektren-CT (basierend auf [7])

Exemplarische Darstellung der Absorptionskurven zweier fiktiver Elemente A (blaue Kurve) und B (rote Kurve) mit unterschiedlichen k Kanten bei 80 keV bzw. 160 keV. Element B besitzt eine höhere Ordnungszahl als Element A. Die Untersuchung eines Materialgemisches mit einem relativ großen Anteil von Element A würde aufgrund der Nähe zur k Kante bei 100 kV (durchgezogene schwarze Linie) eine stärkere Absorption als bei 180 kV (gestrichelte schwarze Linie) aufweisen. Umgekehrt würde sich ein Materialgemisch mit einem relativ großen Anteil von Element B verhalten und eine stärkere Absorption bei 180 kV aufweisen.

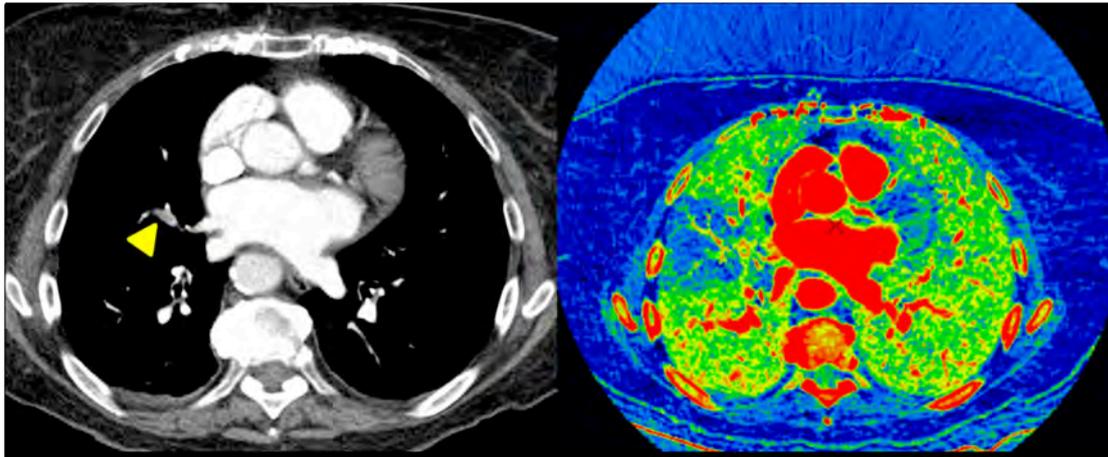


Abbildung 5 Anwendung der Zwei-Energiespektren-CT in der Diagnostik der Lungenembolie [21]
 In der morphologischen Darstellung (links) indiziert die intravasale KM-Aussparung (gelbe Pfeilspitze) die Lungenembolie. Die funktionelle Bedeutung dieser Lungenembolie, die zu einer segmentalen Perfusionsminderung führt, lässt sich in der Parameterkarte (rechts) erkennen, die die Jodkonzentration im Lungenparenchym anzeigt und die Lungenperfusion widerspiegelt.

Die akute Lungenembolie zählt zu den häufigsten klinischen Notfällen und erfordert aufgrund ihrer potentiellen Letalität eine rasche und präzise Diagnostik. Die pulmonalarterielle CTA gilt als diagnostische Methode der Wahl, weil sich dadurch zuverlässig und schnell pulmonalarterielle Emboli detektieren lassen. Die physiologische Relevanz der Befunde kann jedoch durch die herkömmliche MDCT nur eingeschränkt beurteilt werden. Die funktionelle Bildgebung der Lungenembolie war bisher eine Domäne nuklearmedizinischer Methoden, in diesem Fall der Lungenperfu-sions-Ventilations-Szintigraphie. Durch die Entwicklung der DECT wurde die Limitation der rein morphologischen Information jedoch überwunden. Neben der anatomischen Darstellung der Lungenarterien und der Detektion des Embolus anhand der intravasalen KM-Aussparung kann im gleichen Untersuchungsgang die funktionell wichtige Information über die Lungenperfusion gewonnen werden. Zu diesem Zweck werden die spektralen Eigenschaften des Jods ausgenutzt, welches eine deutlich höhere Absorption bei 80 kVp im Vergleich zu 140 kVp aufweist. Diese Absorptionsunterschiede werden genutzt, um die Jodverteilung als Surrogatparameter für die Organperfusion in farbkodierten Parameterkarten darzustellen. Bei Patienten mit Lungenembolie kann mittels DECT die hämodynamische Relevanz eines Embolus anhand von Perfusionsdefiziten erkannt werden (Abbildung 5). Auch wenn der prädiktive Wert der nachweisbaren Perfusionsdefizite noch nicht abschließend geklärt ist, deuten bis-

her veröffentlichte Studien einen prognostischen Nutzen bezüglich eines negativen Outcomes (z.B. intensivmedizinischer Aufenthalt oder Tod) an [44].

3.3 Detektor mit integriertem Analog-Digital-Wandler und dessen Anwendung zur Darstellung schmalkalibriger Koronar-Stents

Der bisher aufgezeigte Fortschritt in der Röhrentechnologie war stets begleitet von technischen Verbesserungen der CT-Detektoren, sei es im Hinblick auf die Geometrie mit zunehmender Detektorbreite oder auch durch die Weiterentwicklungen der verwendeten Materialien oder des funktionellen Aufbaus. So ist die Anwendung der DECT mittels ultraschnellem kV-Wechsel der Röntgenröhre nur durch die Verwendung eines darauf abgestimmten CT-Detektors (Gemstone-Detektor, GE Healthcare) möglich. Während konventionelle Detektoren häufig aus Gadoliniumoxysulfid hergestellt sind, wird bei diesem speziellen Detektor ein auf seltenen Erden-basiertes Granat-Material verwendet. Da dieses Szintillations-Material nach der Anregung einen deutlich schnelleren Signalabfall sowie ein insgesamt geringeres Nachleuchten im Vergleich zu Gadoliniumoxysulfid zeigt, erfüllt es wichtige Voraussetzungen für die Messung von zwei unterschiedlichen Röntgenspektren an nahezu identischer Detektorposition [30]. Ferner wurden CT-Detektoren mit optimiertem Aufbau entwickelt, um so das Elektronenrauschen, das durch jedes einzelne elektronische Bauteil verursacht wird, zu vermindern (Abbildung 6). Ein konventioneller CT-Detektor funktioniert nach dem Prinzip der indirekten Konversion und besteht aus drei Hauptelementen: (1) Szintillationsschicht, in der die Röntgenstrahlung in Licht umgewandelt wird; (2) Photodioden, die das Lichtsignal in elektrischen Strom umwandeln; (3) Analog-Digital-Wandler (englisch „analog-to-digital converter“, ADC), der das analoge Signal digitalisiert und auswertbar macht. Bei konventionellen Detektoren bilden der Szintillator und die Photodioden eine bauliche Einheit; der ADC ist als separates Modul angeschlossen. Der größte Nachteil dieser Bauweise ist der relativ lange Weg der Signalumwandlung vor allem zwischen Photodiode und ADC. Als Folge wird das Signal durch das inhärente Elektronenrauschen beeinträchtigt und unterliegt so einem gewissen Informationsverlust. In einem Detektor mit inte-

griertem ADC (Stellar-Detektor, Siemens Healthineers) wird durch die Vereinigung des ADC mit den Photodioden der Übertragungsweg substantiell verkürzt, was ein geringeres Elektronenrauschen sowie eine Verminderung des Übersprechens (englisch „cross talk“) benachbarter Schichten verursacht. Beides führt – in Kombination mit anderen technischen Innovationen – zu einer Verbesserung des Schichtsensitivitätsprofils und somit auch der räumlichen Auflösung. Diese Eigenschaft lässt sich beispielsweise in der Diagnostik von Patienten mit koronarer Herzerkrankung (KHK) ausnutzen, bei der eine exzellente Detailerkennbarkeit unter anderem nach koronarer Stentimplantation entscheidend ist.

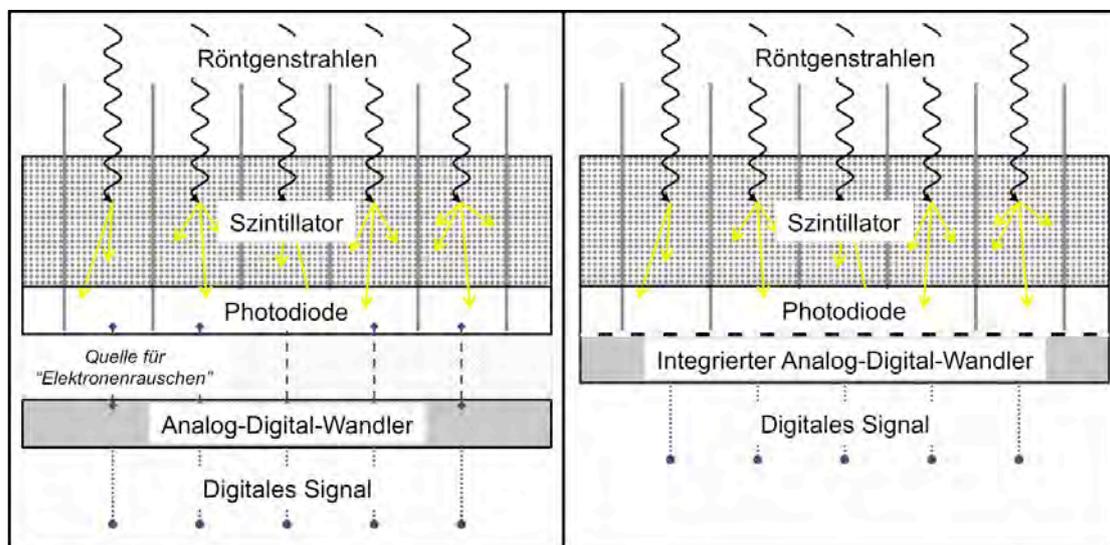


Abbildung 6 Schematische Darstellung der Funktionsweise moderner CT-Detektoren (basierend auf [46])

Links: Konventioneller Aufbau bestehend aus den drei Hauptelementen Szintillator, Photodiode und separatem Analog-Digital-Wandler (ADC). Rechts: Aufbau eines Detektors mit integriertem ADC auf einer einzigen Platine. Durch die bauliche Zusammenführung der Bauteile fällt die Kommunikation zwischen Photodiode und ADC als zusätzliche Quelle des Elektronenrauschens weg.

Die KHK stellt weltweit eines der zentralen Gesundheitsthemen dar, dessen Management durch die Fortschritte der MDCT in den letzten Jahrzehnten nachhaltig beeinflusst wurde. Gerade durch die Entwicklung extrem schneller und hochauflösender CT-Systeme kann mit Hilfe der MDCT heute eine Vielzahl klinischer Fragestellungen nicht invasiv beantwortet werden. Auch die Nachsorge von Patienten mit Koronarstents kann in vielen Fällen mittels MDCT erfolgen, um die Offenheit der Stents zu beurteilen. Bei sehr schmalkalibrigen Stents mit einem Durchmesser von weniger als 3 Millimeter ist die

Aussagekraft allerdings limitiert. Einer der Gründe ist dabei die begrenzte räumliche Auflösung der MDCT. Die technischen Eigenschaften der CT-Detektoren spielen in diesem Zusammenhang eine maßgebliche Rolle. Vor diesem Hintergrund erscheint der Einsatz eines Detektors mit integriertem ADC aufgrund seiner höheren räumlichen Auflösung in z-Richtung zur Darstellung schmallalibriger Koronarstents als besonders gut geeignet. In einer experimentellen Phantomstudie wurden deshalb unterschiedlich große Koronarstents (≤ 3 Millimeter) systematisch im Hinblick auf ihre Detailerkennbarkeit untersucht [15]. Eine Analyse semiautomatisch erzeugter Intensitätsprofile sowohl in xy-Ebene als auch in z-Richtung demonstrierte dabei eine höhere räumliche Auflösung durch Verwendung des Detektors mit integriertem ADC. Auch in der subjektiven visuellen Auswertung ließ sich eine schärfere Abgrenzbarkeit des Stentgerüsts sowie eine bessere Lumenerkennbarkeit nachvollziehen (Abbildung 7). Die Validierung der Erkenntnisse in der klinischen Praxis steht noch aus. Die Ergebnisse verdeutlichen jedoch einmal mehr die schrittweise Überwindung bisheriger Limitationen der Computertomographie durch vielfältige technische Fortschritte. Gleichzeitig eröffnen sich insbesondere durch den synergistischen Effekt der einzelnen Innovationen stetig neue Anwendungsbereiche.

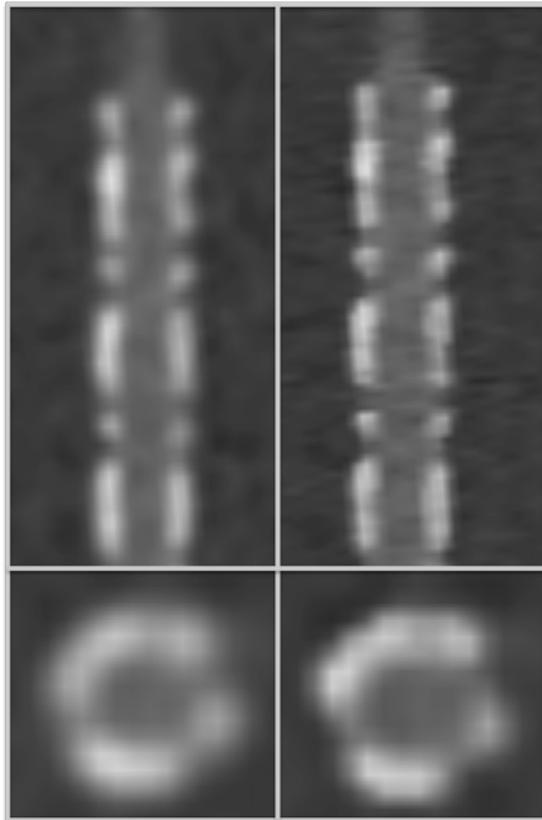


Abbildung 7 Visualisierung schmallalibriger Koronarstents im Phantommodell (Bildbeispiel: Stent mit 3 Millimeter Durchmesser) [15]

Links: Stentdarstellung mit Standarddetektor mit konventionellen Untersuchungsparametern (Schichtdicke 0,75 Millimeter). Rechts: Stentdarstellung mit verbesserter räumlicher Auflösung bei Verwendung eines Detektors mit integriertem ADC (Schichtdicke 0,5 Millimeter)

4 Aktuelle Herausforderungen: Anwendung technischer Entwicklungen zur Dosisreduktion und Evaluation der Bildqualität

Die bisher dargestellten Techniken tragen dazu bei, das Einsatzspektrum der MDCT kontinuierlich durch präzisere anatomische und zunehmend auch funktionelle Darstellungsmöglichkeiten zu erweitern. Das wachsende Einsatzgebiet birgt jedoch aufgrund einer zu erwartenden Zunahme an Untersuchungszahlen gleichzeitig die Gefahr einer steigenden Strahlenexposition für die Bevölkerung. Analysen des Bundesamts für Strahlenschutz für den Zeitraum zwischen 2007 und 2014 bestätigen diesen Trend: die CT gilt aufgrund einer steigenden Untersuchungshäufigkeit als wesentlicher Faktor für die Zunahme der mittleren effektiven Dosis pro Kopf [4]. Der Einsatz der CT in der Notfall- und kardiovaskulären Medizin spielt in diesem Zusammenhang eine nicht unerhebliche Rolle. Vor diesem Hintergrund sind Entwickler und Anwender gleichermaßen herausgefordert, Lösungen zur Reduktion der Strahlenexposition zu suchen. Neben Aspekten, wie die rechtfertigende Indikation, die Wahl eines geeigneten Untersuchungsprotokolls oder optimierter Patientenlagerung können darüber hinaus zwei CT-technische Ansätze unterschieden werden:

- (A) Methoden, die durch Optimierung der Datenakquisition direkt zu einer Dosisreduktion führen
- (B) Methoden, die durch Optimierung der Datenverarbeitung eine Anpassung der Untersuchungsparameter und somit indirekt eine Dosisreduktion erlauben

4.1 Technische Neuerungen der CT-Datenakquisition

Die wichtigsten Faktoren der Datenakquisition, die einen direkten Einfluss auf die Strahlendosis haben und sich somit als geeignete Ansatzpunkte zur Dosisreduktion anbieten, sind die Expositionsdauer, das Röhrenstrom-Zeit-Produkt, und die Röhrenspannung.

Reduktion der Expositionsdauer

Die Expositionsdauer kann durch die Wahl des sogenannten Pitches p (= Quotient aus Tischvorschub pro Röhrenumdrehung bezogen auf die Detektorbreite) beeinflusst werden. Pitchfaktoren größer als 1 bewirken dabei – bei sonst gleichen Untersuchungsparametern – eine Reduktion der Strahlenexposition um den Faktor $1/p$ im Vergleich zur überlappungsfreien, lückenlosen Abtastung mit einem Pitchfaktor von 1. Da die gemessenen Projektionsdaten einer Halbrodation für die verlustfreie CT-Bildrekonstruktion prinzipiell ausreichend sind, kann in der klinischen Routine für die meisten Fragestellungen ein Pitch zwischen 1,5 und 2 gewählt werden. In der CT-Herzbildgebung musste dieses Prinzip jedoch mit den ersten Generationen der MDCT-Systeme verlassen werden, um nahezu bewegungsfreie CT-Bilder akquirieren zu können. Eine stark überlappende Datenakquisition (Pitch deutlich kleiner als 1) war notwendig, um in einem zweiten Schritt durch Synchronisation der Messdaten mit dem EKG-Signal einen diagnostischen Bilddatensatz berechnen zu können (retrospektives EKG-Gating). Hauptnachteil dieser Methode ist allerdings die hohe Strahlenbelastung von bis zu 20 mSv. Aus diesem Grund wurden im Laufe der Zeit ständig neue Techniken entwickelt, die sowohl zu einer Reduktion der Strahlenexposition als auch einer verbesserten zeitlichen Auflösung führten. Abhängig von der technischen Ausstattung des CT-Systems können heute fünf verschiedene Methoden zur Datenakquisition in der Herz-CT angewendet werden (Abbildung 8). Hervorzuheben ist hierbei die Anwendung des High-Pitch-Modus von modernen DSCT-Systemen. Durch die damit verbundene sehr kurze Expositionsdauer lassen sich bei CT-Koronarangiographien geschätzte mittlere effektive Dosiswerte von unter 1 mSv erzielen. Daneben eignet sich dieser Untersuchungsmodus auch zur nahezu bewegungsfreien Darstellung der extrakardialen Gefäße [23] bis einschließlich der Beckengefäße und ermöglichen – wie oben gezeigt – eine Reduktion der KM-Menge [14].

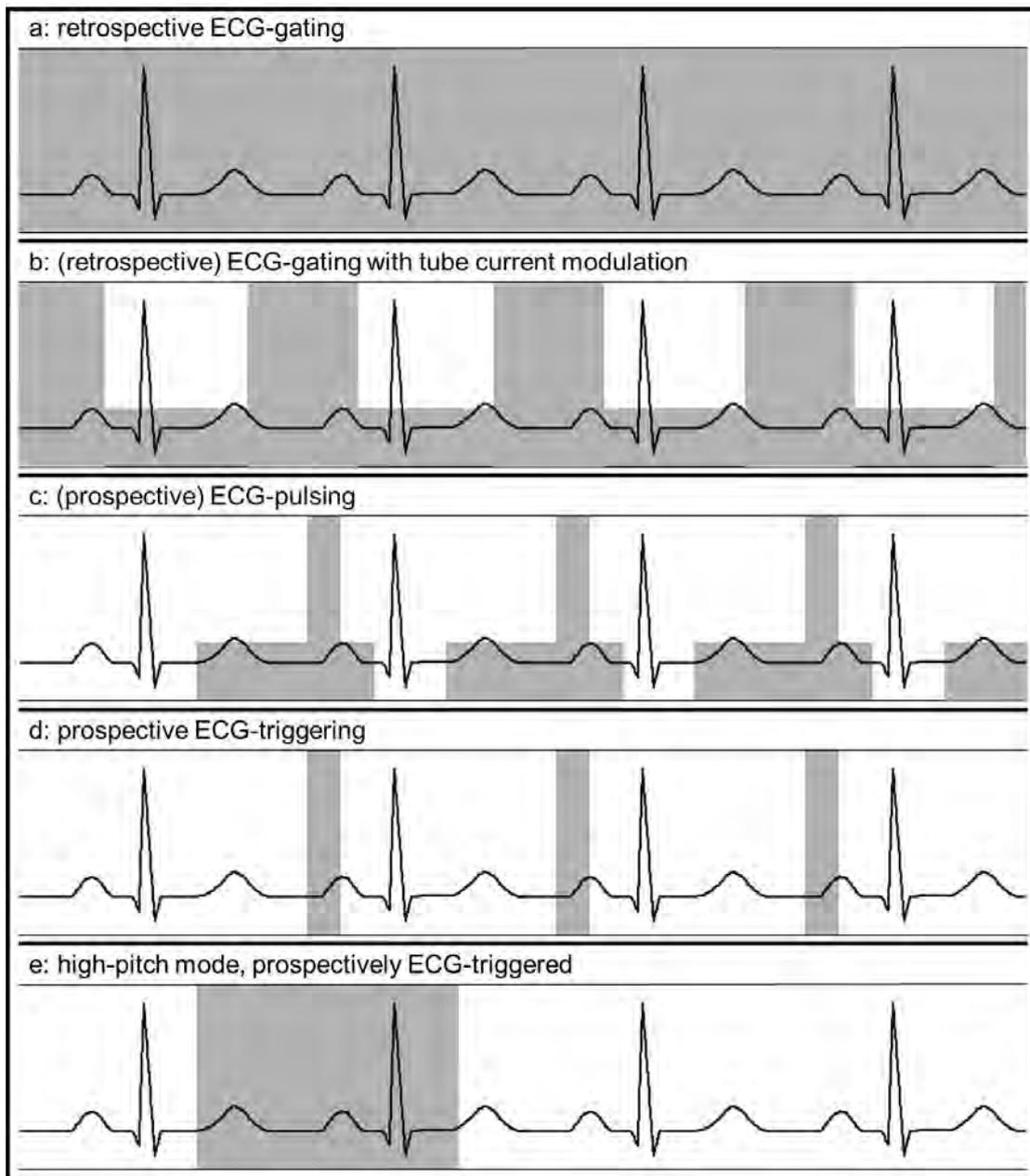


Abbildung 8 Techniken der EKG-Synchronisierung [23]

Die Breite der grauen Balken illustriert die Dauer der CT-Messung in Bezug auf den Herzzyklus. Die Amplitude der grauen Balken spiegelt den während des Scans angelegten Röhrenstrom wider. (a) Retrospektives EKG-Gating (englisch „retrospective ECG-gating“): Daten werden kontinuierlich über mehrere volle Herzzyklen mit einem niedrigen Pitch unter Verwendung einer konstanten Röhrenspannung gemessen. (b) Retrospektives EKG-Gating mit Röhrenstrommodulation (englisch „retrospective ECG-Gating with tube-current-modulation“): Im Gegensatz zu (a) wird der Röhrenstrom außerhalb der EKG-Zielphase um 50% bis 90% reduziert. (c) Prospektives EKG-Pulsing (englisch „prospectively ECG-pulsing“): Daten werden sequentiell über einen längeren Zeitraum während des Herzzyklus gemessen. Neben dem Anlegen des vollen Röhrenstroms während einer EKG-Zielphase wird der Röhrenstrom während des übrigen Datenerfassungsfensters reduziert. (d) Prospektive EKG-Triggerung (englisch „prospectively ECG-triggering“): Im Gegensatz zu (c) erfolgt die Datenakquisition sequentiell („Step-and-Shoot“-Technik) gezielt in einer bestimmten Zyklusphase (Diastole oder Systole). (e) Prospektiv EKG-getriggter High-Pitch-Modus bei DSCT: Dieser prospektiv EKG-getriggerte Scan-Modus ist nützlich, um bewegungsfreie Bilder während eines einzigen Herzschlags aufzunehmen, da der Tischvorschub extrem hoch ist.

Optimierung des Röhrenstrom-Zeit-Produkts

Das Röhrenstrom-Zeit-Produkt hat einen direkt proportionalen Einfluss auf die Intensität der Röntgenstrahlung und somit auf die Strahlendosis. Die benötigte Strahlendosis ist jedoch auch abhängig von der jeweiligen zu untersuchenden Körperregion und kann sowohl in der xy-Ebene (Körperquerschnittsebene) als auch in z-Richtung (Körperachse) variieren. Am deutlichsten lässt sich dieses Prinzip an der CT-Untersuchung der HWS veranschaulichen. Die obere und mittlere HWS mit ihrem schmalen, rundlichen Querschnitt hat einen niedrigeren Dosisbedarf als die untere HWS, die von dem breiten, querovalen Schultergürtel umgeben ist. Ebenso ist die Strahlenabsorption durch die knöchernen Strukturen der Schultern im seitlichen Strahlengang deutlich höher als im anterior-posterioren Strahlengang. Folglich sollte das Röhrenstrom-Zeit-Produkt an die jeweiligen anatomischen Regionen angepasst werden, um eine möglichst gleichmäßige und hohe Bildqualität über mehrere Körperregionen und gleichzeitig eine optimal verteilte Strahlendosis zu erzielen. Technische Lösungen zur automatischen Röhrenstrommodulation sind mittlerweile fester Bestandteil aller aktuellen MDCT-Systeme und kommen routinemäßig in der klinischen Bildgebung zum Einsatz [24]. Darüber hinaus kann durch eine Anpassung der Patientenlagerung der Untersuchungsquerschnitt gezielt so verändert werden, dass Bildqualität und Strahlendosis weiter optimiert werden.

In diesem Zusammenhang wurde in einer Studie der eigenen Arbeitsgruppe der Einfluss der Schwimmerposition (ein Arm über dem Kopf, der andere Arm neben dem Torso) auf die Bildqualität und Strahlendosis im Vergleich zur Standardlagerung (beide Arme neben dem Torso) bei CT-Untersuchungen der Halswirbelsäule untersucht [49]. Als Ergebnis konnte gezeigt werden, dass vor allem Patienten ab einem Body-Mass-Index von 20 kg/m^2 von der Schwimmerposition profitieren. Die Dosisersparnis betrug im Mittel mindestens 6%, konnte jedoch in der Gruppe der normalgewichtigen Patienten im Idealfall auf fast 38% gesteigert werden. Gleichzeitig ließ sich die Beurteilbarkeit des zervikothorakalen Übergangs der Halswirbelsäule gerade bei stark übergewichtigen Patienten deutlich verbessern.

Auch bei der Ganzkörper-CT von Schwerverletzten spielt die Lagerung der Arme eine entscheidende Rolle im Hinblick auf Bildqualität und Strahlendosis. Im interdisziplinären Versorgungsalgorithmus der eigenen Klinik ist die Rückenlage des Patienten auf dem CT-Tisch mit kreuzweise auf dem Torso gelagerten Armen als Standardlagerung definiert. Im Vergleich zur Armposition parallel zum Körper sind in der gekreuzten Lagerung die Streifenartefakte im Abdomen deutlich vermindert. Alternativ wird von anderen Zentren eine Armlagerung neben Kopf während der CT Untersuchung des Torso vorgeschlagen, da hierdurch sowohl die Artefaktbildung als auch die Strahlendosis weiter reduziert werden können [16]. Dieser Ansatz birgt jedoch das Risiko der sekundären Dislokation von Schulterverletzungen und einen potenziellen Zeitverlust. Deshalb sollte dieses Vorgehen zumindest bei nicht ansprechbaren Patienten vermieden werden, wenn Verletzungen der oberen Extremitäten nicht auszuschließen sind.

Automatische Selektion der Röhrenspannung

Während zwischen Röhrenstrom und der resultierenden Strahlendosis ein weitgehend linearer Zusammenhang besteht, ist der Einfluss der Röhrenspannung überproportional stärker. So bewirkt bei konstanter Röhrenstromstärke die Senkung der Röhrenspannung von 120 kV auf 80 kV eine Verminderung der Strahlendosis um ca. 65%. In der praktischen Anwendung fällt diese Dosisreduktion jedoch gemäßigter aus, da die Reduktion der Röhrenspannung eine simultane Anpassung des Röhrenstroms erfordert, um einem gesteigerten Bildrauschen entgegenzuwirken. Neben einer relevanten Senkung der Strahlendosis hat die Anwendung niedriger Röhrenspannungen jedoch gleichzeitig den Vorteil der verstärkten Absorption durch jodhaltiges KM, da sich die mittlere Photonenenergie des Röntgenspektrums der k Kante von Jod annähert. Diese Eigenschaft ist besonders bei CT-Angiographien vorteilhaft, da hier der Gefäßkontrast verstärkt und unter Umständen die Kontrastmittelmenge verringert werden kann. In einer Phantomstudie der eigenen Arbeitsgruppe wurde vor diesem Hintergrund, der Zusammenhang zwischen Röhrenspannung, Strahlendosis und der Detektion von Endoleaks bzw. in-

Stent-Thrombosen nach Aortenstentimplantation untersucht [8]. Durch Reduktion der Röhrenspannung von 120 kV auf 80 kV konnte unter gleichzeitiger Verwendung einer automatischen Röhrenstrommodulation der CT-Dosisindex (CTDI) als Surrogatparameter der Strahlendosis um ca. 58% gesenkt werden, ohne dass ein Verlust an diagnostischer Genauigkeit festzustellen war.

Abgesehen von dem erhöhten Kontrast bei Gefäßdarstellungen, bei denen es sich in der Regel um einen Hochkontrast handelt, kann durch Anpassung der Röhrenspannung auch die Visualisierung von Niedrigkontrastläsionen, z.B. fokalen Leberherden, beeinflusst werden. In einer systematischen ex-vivo Studie an einem anthropomorphischen Phantom konnte gezeigt werden, dass der Parenchym-Läsions-Kontrast in der Leber durch Senkung der Röhrenspannung signifikant verbessert werden kann [58]. Durch eine gleichzeitige Adaption des Röhrenstroms konnte – unter Verwendung eines modellbasierten iterativen Rekonstruktionsalgorithmus – auch bei einer niedrigeren Strahlendosis eine vergleichbare Detektierbarkeit fokaler Leberläsionen erreicht werden. Eine weitere Beobachtung in dieser Studie war, dass die alleinige Absenkung der Röhrenspannung zwar das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis signifikant verbessert, jedoch ohne Anpassung der automatischen Röhrenstrommodulation zu einer Erhöhung der Strahlendosis führen kann. Erst die Adaption der Zielgröße der automatischen Röhrenstrommodulation, in diesem Fall des Rauschindex NI (englisch „noise index“), ermöglicht eine Senkung der Strahlendosis und gleichzeitig eine Verbesserung des Niedrigkontrasts. Die technischen Ansätze der automatischen Röhrenstrommodulation sind bekanntermaßen von Hersteller zu Hersteller verschieden, dennoch wird durch die Ergebnisse dieser Studie auch das komplexe Zusammenspiel zwischen Röhrenstrom und Röhrenspannung verdeutlicht.

Für den Anwender ist aufgrund des nicht linearen Zusammenhangs bei den meisten CT-Untersuchungen schwierig vorherzusagen, welchen Effekt die Änderung der Röhrenspannung auf die resultierende Bildqualität und Strahlendosis haben wird. Analog zur automatischen Röhrenstrommodulation bieten daher einige Hersteller mittlerweile auch Softwarelösungen an, die die Röhrenspannung automatisch und individuell an den Patienten anpassen, sogenannte automatische Selektion der Röhrenspannung (englisch „automated tube voltage selection“, ATVS; Abbildung 9). Hierbei wird auf Basis des

Topogramms für jede verfügbare Röhrenspannung ein Röhrenstromprofil entlang der Körperachse errechnet, um das vom Anwender gewünschte Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (englisch „contrast-to-noise-ratio“, CNR) als Indikator für die Bildqualität zu erzeugen. Der Anwender macht dabei die Wahl des CNR in der Regel abhängig von der jeweiligen Fragestellung: So wird beispielsweise bei KM-gestützten CT-Angiographien ein möglichst hoher Jod-Gewebe-Kontrast auch auf Kosten eines erhöhten Bildrauschens angestrebt; im Gegensatz dazu sollte bei nativen CT-Untersuchungen des Bewegungsapparates das Bildrauschen möglichst gering sein, während der Jodkontrast keine Rolle spielt. Das ATVS-Programm wählt schließlich die günstigste Kombination aus Röhrenspannung und Röhrenstromprofil, um das gewünschte CNR mit der geringstmöglichen Dosis zu erzielen.

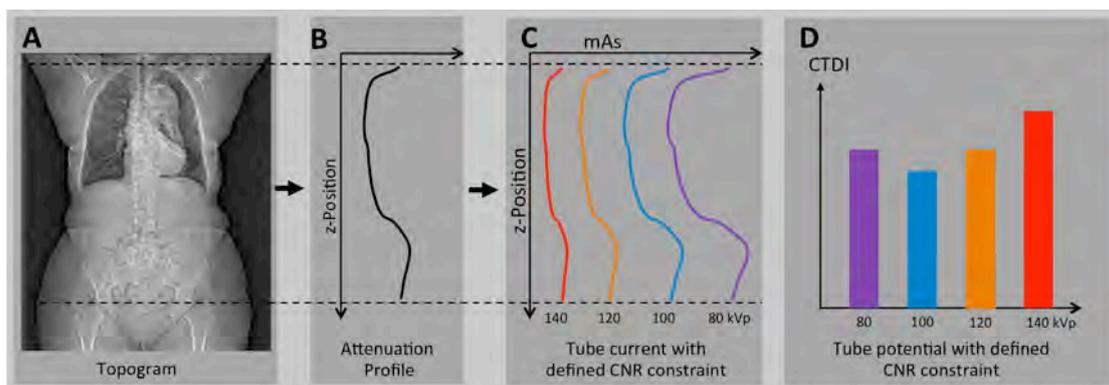


Abbildung 9 Funktionsprinzip der automatischen Selektion der Röhrenspannung [36]

Anhand des Topogramms (A) wird ein Patienten-spezifisches Absorptionsprofil entlang der Körperachse z erstellt (B). Die Software berechnet daraufhin für jede mögliche Röhrenspannung ein individuelles, Dosis-moduliertes mAs-Profil (C), um ein vom Anwender definiertes Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis zu gewährleisten. Auf Basis des Röhrenstroms und der Röhrenspannung kann die Software den CTDI als Surrogat der Strahlendosis abschätzen und automatisch die niedrigste Doseinstellung wählen. In dem hier illustrierten Fall würde die CT-Untersuchung mit 100 kVp den niedrigsten CTDI ergeben.

In einer eigenen Studie wurde die Wirksamkeit einer solchen Softwarelösung im klinischen Einsatz untersucht [36]. Dazu wurden die Datensätze von 72 Patienten analysiert, die CT-Angiographien des Herzens oder der Aorta erhalten haben. Alle Patienten waren im Rahmen klinisch indizierter Verlaufskontrollen zweimal mittels CT derselben Körperregion untersucht worden. Bei der Erstuntersuchung erfolgte die Einstellung der Röhrenspannung manuell auf Basis des Body-Mass-Index des Patienten; bei der Folgeuntersuchung wurde die Röhrenspannung automatisch per ATVS-Software gewählt. Die Auswer-

tung zeigte die Vorteile der Programm-gestützten Selektion der Röhrenspannung, die zuverlässig eine kontrastreichere Darstellung der vaskulären Strukturen bei gleichzeitig signifikanter Dosisreduktion erlaubt. Nachfolgende Auswertungen multizentrischer, internationaler Datenbanken haben mittlerweile den relevanten Beitrag der ATVS-Software zur Dosisreduktion KM-gestützter CT-Untersuchungen belegt [56].

4.2 Innovation der CT-Datenverarbeitung: Iterative Rekonstruktion

Das Ausmaß der Dosisreduktion durch Optimierung der Akquisitionsparameter ist jedoch limitiert. Grund ist der inverse Zusammenhang zwischen Strahlendosis und Bildrauschen, welches die diagnostische Bildqualität beeinflusst. Bei gegebener Strahlendosis kann bei bisherigen CT-Systemen das Ausmaß des Bildrauschens abhängig von der Fragestellung lediglich durch eine Erhöhung der Schichtdicke und durch die Wahl eines weichen, glättenden Rekonstruktionskerns vermindert werden. Optimierte CT-Protokolle sind jedoch bereits auf diese Parameter der Datennachbearbeitung abgestimmt und erlauben nur wenig Spielraum für eine weitere Dosisreduktion mit den herkömmlichen Methoden.

Mit dem Einsatz moderner CT-Systeme hat sich jedoch die Möglichkeit eröffnet, das Bildrauschen bereits im Prozess der Datenverarbeitung, d.h. während der Bildrekonstruktion, zu vermindern. Das bisher etablierte Rekonstruktionsverfahren ist die sogenannte gefilterte Rückprojektion (englisch „filtered back projection“, FBP), ein Algorithmus, der mit Hilfe analytischer Rechenmethoden aus den gemessenen Schwächungsprofilen (primäre Rohdaten) die CT-Schichtbilder generiert (Abbildung 10).

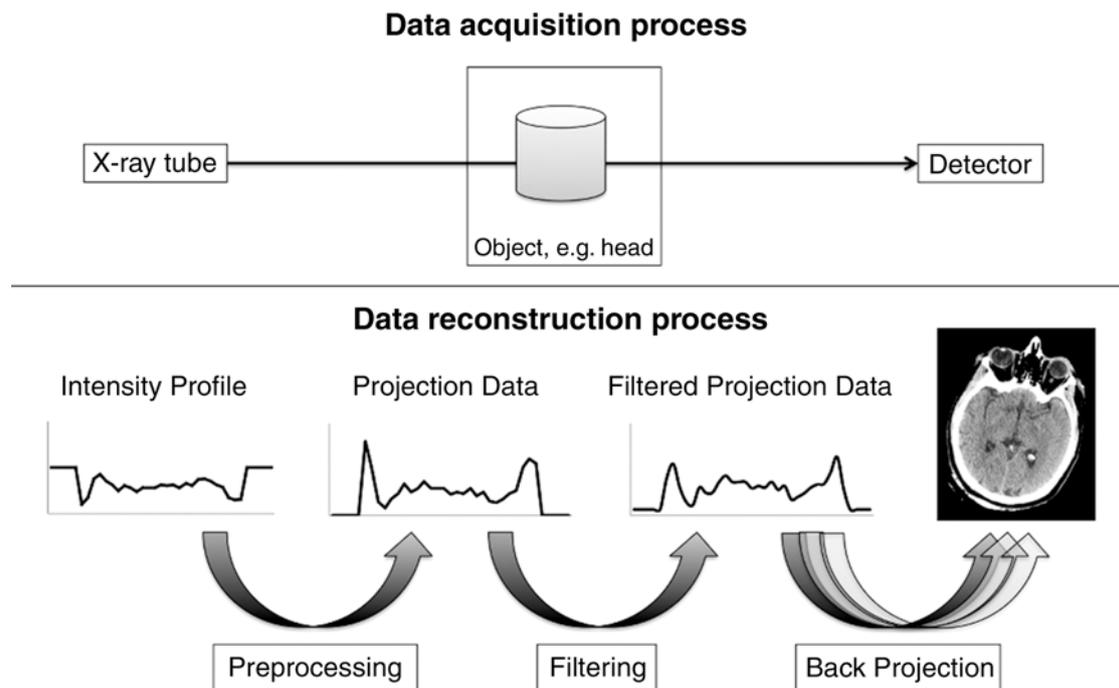


Abbildung 10 Vereinfachtes Schema der CT-Datenakquisition und CT-Datenrekonstruktion mittels gefilterter Rückprojektion [22]

Prinzipiell werden im Rahmen der CT-Datenakquisition Photonen mit bekannter Intensität von der Röntgenquelle in Form der Röntgenstrahlen emittiert und nach Durchdringen eines Objekts auf der gegenüberliegenden Seite mittels Detektor registriert. Gemäß dem Gesetz der Abschwächung nimmt die Intensität aufgrund der Wechselwirkungen innerhalb des Objekts exponentiell ab. Aufgrund der polychromatischen Zusammensetzung der emittierten Röntgenspektren werden im Detektor Intensitätsprofile gemessen.

Im Rahmen des Rekonstruktionsprozesses wird aus den gemessenen Intensitätsprofilen ein Abbild des untersuchten Objekts generiert. Zunächst werden hierzu die Intensitätswerte in Schwächungswerte (Projektionsdaten, primäre Rohdaten) transformiert. Dann werden die Projektionsdaten unter Verwendung verschiedener Faltungskerne gefiltert, um spezifische Bildeigenschaften für Weichgewebe- oder Hochkontrastvisualisierung zu erzeugen. Schließlich werden aus den gefilterten Projektionsdaten CT-Bilder des untersuchten Objekts mittels Rückprojektion in den Bilddatenraum erzeugt.

Grundsätzlich sind zur Bilderstellung mehrere Projektionen erforderlich, um das mathematische System mit mehreren Gleichungen und Variablen zu lösen und das endgültige CT-Bild zu erzeugen. Im Falle der gefilterten Rückprojektion sind zudem vereinfachende Annahmen im Hinblick auf den Prozess der Datenakquisition notwendig, um das mathematische Gleichungssystem mithilfe analytischer Methoden lösen zu können: der Röntgenstrahl wird als Linienstrahl und nicht als dreidimensionaler Kegelstrahl, der Brennfleck als ein unendlich kleiner Punkt und der Messpunkt des abgeschwächten Röntgenstrahls wird als zentraler Punkt in der Detektorzelle angenommen.

Diese Methode der Bildverarbeitung steht dem Anwender aufgrund mathematisch vereinfachter Annahmen, die z.B. die Strahlengeometrie oder die statistische Photonverteilung betreffen, bereits bei Systemen mit relativ geringer Rechenleistung zur Verfügung. Die steigende Rechenleistung moderner CT-Systeme ermöglicht darüber hinaus die Anwendung komplexerer, weniger stark vereinfachter Rekonstruktionsalgorithmen, sogenannte iterative Rekonstruktion (IR; Abbildung 11) [22]. Im Gegensatz zur FBP, in der immer Methoden der analytischen Mathematik Anwendung finden, werden bei der IR zum Teil sehr unterschiedliche mathematischen Lösungsstrategien eingesetzt.

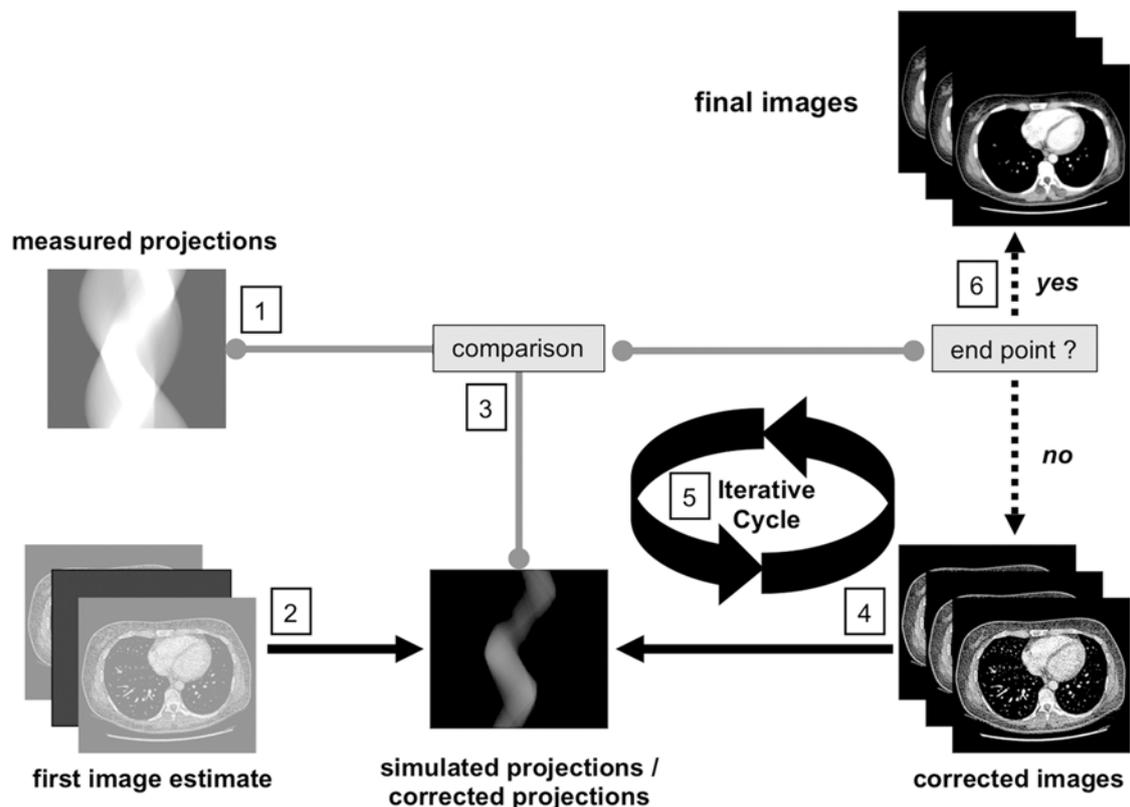


Abbildung 11 Schematische Darstellung des Prinzips der iterativen Rekonstruktion im Rohdatenraum [22]

Durch die Datenakquisition werden Projektionsdaten (primäre Rohdaten) erzeugt (1). Gleichzeitig kann eine erste Bildschätzung, z.B. auf Basis eines mittels FBP erzeugten Bilds, entworfen werden (2). Aus diesem Erstentwurf können mittels Vorwärtsprojektion synthetische Rohdaten generiert werden. Die Vorwärtsprojektion entspricht einer Simulation der Datenakquisition. Die synthetischen und gemessenen Projektionsdaten können dann miteinander verglichen werden (3). Im Falle einer Abweichung der synthetischen von den gemessenen Projektionsdaten erfolgt eine Korrektur der Daten basierend auf den Eigenschaften und Annahmen des zugrundeliegenden Algorithmus (4). Die korrigierten Daten können dann erneut mit den gemessenen Daten verglichen werden. Dieser Zyklus des Vergleichens und Korrigierens wird solange wiederholt (5), bis eine durch den Algorithmus vordefinierte Bedingung erreicht ist und das endgültige Bild rekonstruiert werden kann (6).

Die Intention der Entwicklung der IR-Algorithmen ist jedoch bei allen Herstellern zunächst gleich: Es soll mit Hilfe der IR indirekt eine Reduktion der Strahlendosis durch die Verminderung des Bildrauschens erreicht werden. Darüber hinaus kann abhängig von dem zugrundeliegenden Algorithmus auch eine Verbesserung der Bildqualität durch Artefaktreduktion erzielt werden. Trotz methodischer Unterschiede ist in allen IR-Lösungen ein sich wiederholender Zyklus integriert, der den Vergleich und die Korrektur von Informationen beinhaltet. Dieser iterative Prozess kann sowohl im Bild- als auch im Rohdatenraum stattfinden und unterschiedliche Annahmen, z.B. zur Geometrie des Röntgenstrahls oder Detektors, berücksichtigen. Dementsprechend kann die Komplexität eines solchen Algorithmus beliebig gesteigert werden. Dabei ist

jedoch zu beachten, dass mit der Komplexität der Rechenprozesse auch die Anforderungen an die Rechenleistungen der CT-Systeme steigen. Da die Alltagstauglichkeit eines Rekonstruktionsalgorithmus auch durch die Geschwindigkeit der Bilderzeugung bestimmt wird, muss also ein Kompromiss zwischen Qualität und Quantität gefunden werden. Bis auf einzelne Ausnahmen wird dieser Grundsatz bei den aktuell angebotenen IR-Algorithmen respektiert, so dass sich die Rechenzeiten im Vergleich zur FBP nicht (Beispiel ASiR: kein Zeitunterschied [48]) bzw. nur gering (Beispiel SAFIRE: durchschnittliche Verlängerung um den Faktor 2, d.h. 20 Bilder pro Sekunde mit SAFIRE statt 40 Bilder pro Sekunde mit FBP [47]) und ohne relevanten Einfluss auf den klinischen Ablauf verlängern.

Phantommessungen

Vor Anwendung der IR in der klinischen Praxis wurden mehrere IR-Algorithmen in Phantomstudien im Hinblick auf objektive Bildqualitätsparameter getestet. Dabei konnte für die untersuchten IR-Algorithmen eine deutliche Minderung des Bildrauschens im Vergleich zur FBP gezeigt werden. Gleichzeitig ließen sich Verbesserungen des Signal-zu-Rausch- (SNR) und Kontrast-zu-Rausch-Verhalten (CNR) feststellen [9]. Diese Ergebnisse sind jedoch nicht nur bei der komplexen Modell-basierten iterativen Rekonstruktion (MBIR bzw. Veo, GE Healthcare) sondern auch bei der vergleichsweise einfachen adaptiven statistischen iterativen Rekonstruktion (ASiR, GE Healthcare) zu beobachten (Abbildung 12) [19]. Das Ausmaß der Verbesserungen der Bildqualitätsindikatoren kann sich jedoch dabei von Produkt zu Produkt unterscheiden.

Beispielsweise ermöglicht die Anwendung der Sinogramm-gestützten iterativen Rekonstruktion (SAFIRE, Siemens Healthineers) eine Rauschreduktion zwischen 10% und 60%. Im Vergleich dazu erlaubt der Einsatz von iDose⁴ (Philips Healthcare) bzw. adaptive iterative Dosisreduktion (AIDR, Toshiba Medical Systems) im Phantomexperiment eine Rauschminderung von 11% bis 55% bzw. 35% bis 44% im Vergleich zu FBP [22]. Der subjektive Bildein-

druck kann dabei im Ergebnis jedoch sehr unterschiedlich sein. Beispielsweise erzeugen einige dieser IR-Techniken bei einer sehr starken Rauschreduktion sehr plastisch erscheinende CT-Bilder. Folglich wird die größtmögliche Rauschunterdrückung dieser IR-Algorithmen aufgrund dieser ungewohnten Bildeigenschaft nur selten angewandt. Insgesamt bilden diese und andere Erkenntnisse aus den Phantomexperimenten die vielversprechende Grundlage für die Anwendung der IR in der klinischen Praxis.

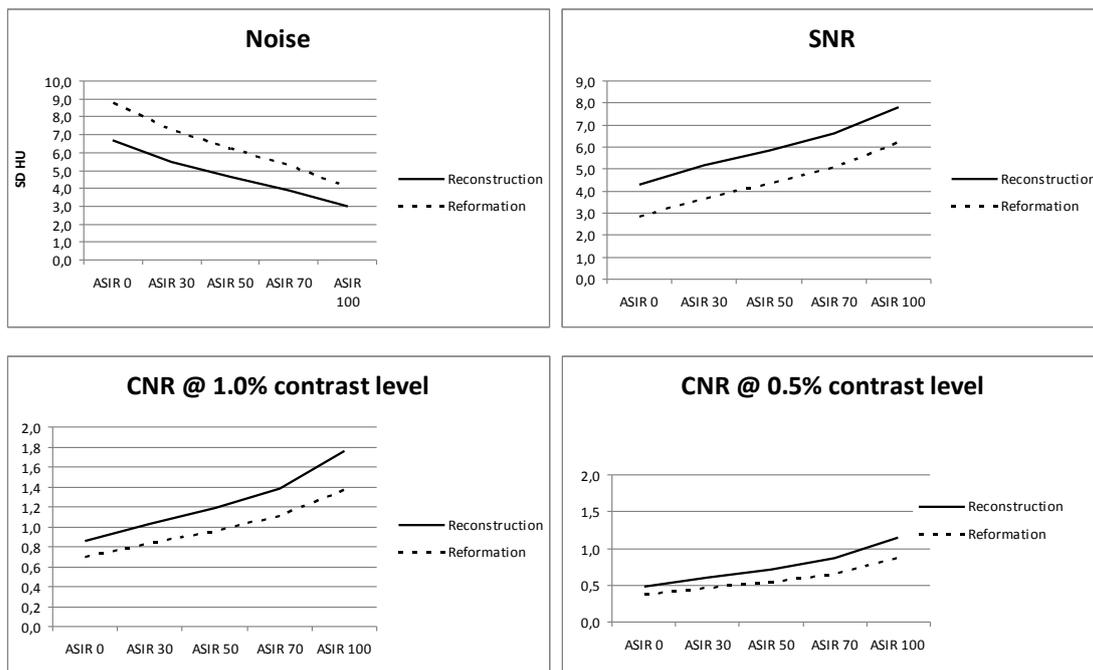


Abbildung 12 Objektive Parameter der Bildqualität eines iterativen Rekonstruktionsalgorithmus (Beispiel: ASiR, GE Healthcare) im Vergleich zur gefilterten Rückprojektion [19]

Die Auswertung der Messungen im Phantommodell zeigt in diesem Fall eine stetige Reduktion des Bildrauschens („noise“) sowie eine stetige Steigerung des Signal- (SNR) und Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses (CNR; in zwei unterschiedlichen Niedrigkontraststufen: 1,0% und 0,5%) abhängig von der gewählten Stufe des Algorithmus. Die Stufe ASIR 0 bedeutet dabei, dass keine iterative Rechenmethode angewandt wird und somit nur die gefilterte Rückprojektion zum Einsatz kommt. Im Gegensatz dazu bedeutet ASIR 100, dass die iterative Berechnungsmethode bis zum maximal definierbaren Endpunkt Anwendung findet und der Einfluss von FBP auf das erzeugte CT-Bild minimiert ist. Die Beobachtungen treffen sowohl auf rekonstruierte als auch auf reformatierte Datensätze zu.

Anwendung in der Notfallradiologie

In der Notfallradiologie spielt vor allem der Aspekt der Dosisreduktion ohne Verlust an diagnostischer Aussagekraft eine Rolle, wenn man bedenkt, dass die Anzahl der CT-Untersuchungen von Notfallpatienten innerhalb der letzten

Jahre nahezu exponentiell angestiegen ist. Langzeitdaten belegen in diesem Zusammenhang für den Zeitraum zwischen 1995 und 2007 einen Zuwachs der CT-Untersuchungen bei Patienten, die in der Notaufnahme eines Krankenhauses vorstellig wurden, von jährlich 14,2% [38]. Während im Jahr 1995 nur 2,8% der Patienten in der Notaufnahme mittels CT untersucht wurden, lag der Anteil im Jahr 2007 bereits bei 13,1%. Gleichzeitig belegen die Daten, dass deutlich mehr als die Hälfte der Patienten, die in einer Notaufnahme versorgt werden, in die Altersgruppe unter 40 Jahre fallen. Insbesondere unter Berücksichtigung dieses großen Anteils an jungen Patienten sind Strategien zur Dosisreduktion in der Notfallradiologie von zentraler Bedeutung [50].

Eine der häufigsten Indikationen zur Bildgebung bei Notfallpatienten ist das Trauma der Halswirbelsäule (HWS). In bis zu 6% aller Patienten mit stumpfem Traumamechanismus liegt eine Verletzung der Halswirbelsäule und/oder der angrenzenden Strukturen vor. Insbesondere aufgrund des potentiellen Risikos neurologischer Folgeverletzungen ist die Anforderung einer Bildgebung der HWS nach Trauma in den meisten Fällen eine Vorsichtsmaßnahme, um die Folgen nicht behandelter, relevanter Verletzungen zu vermeiden. Trotz Anwendung klinischer Entscheidungsregeln, wie z.B. der „Canadian C-spine rule“ oder der „National Emergency X-Radiography Utilization Study (NEXUS)“ Kriterien, lässt sich in den allermeisten radiologischen Untersuchungen keine HWS-Verletzung feststellen [45]. Prinzipiell kann die radiologische Beurteilung von Verletzungen der HWS mittels Radiographie in zwei oder drei Ebenen, CT oder auch Magnetresonanztomographie erfolgen. Letztere kommt aus überwiegend logistischen Gründen in der Akutsituation jedoch nur in Ausnahmefällen zum Einsatz. Während unter Berücksichtigung von Strahlendosis und Verfügbarkeit in den Empfehlungen des American College of Radiology (ACR) aus dem Jahr 2002 noch die Projektionsradiographie vor der CT als initiales bildgebendes Verfahren bevorzugt wurde, findet bereits seit 2007 ein Paradigmenwechsel statt. Seitdem empfehlen verschiedene Fachgesellschaften (z.B. ACR) den primären Einsatz der MDCT zur initialen Abklärung eines HWS-Traumas, da diese eine deutlich höhere Sensitivität im Vergleich zur Projektionsradiographie besitzt. Während Röntgenaufnahmen in Meta-Analysen eine Sensitivität von 54% aufweisen, werden mittels MDCT

Sensitivitätswerte von 98% erreicht [25]. Gleichzeitig wird jedoch auch auf eine deutlich höhere Strahlenbelastung durch die MDCT hingewiesen: Mittlere effektive Dosiswerte von 2,9 Millisievert (mSv) bis zu 26 mSv der CT stehen effektiven Dosiswerten zwischen 0,9 mSv und 4,0 mSv der Projektionsradiographie gegenüber. Nichtsdestotrotz wurde in Abwägung des relativen Risiko-Nutzen-Verhältnisses die MDCT bereits vor Implementierung der IR der Einsatz der MDCT zur Beurteilung der HWS unabhängig vom Alter, Geschlecht und Frakturrisiko des erwachsenen Patienten befürwortet [57].

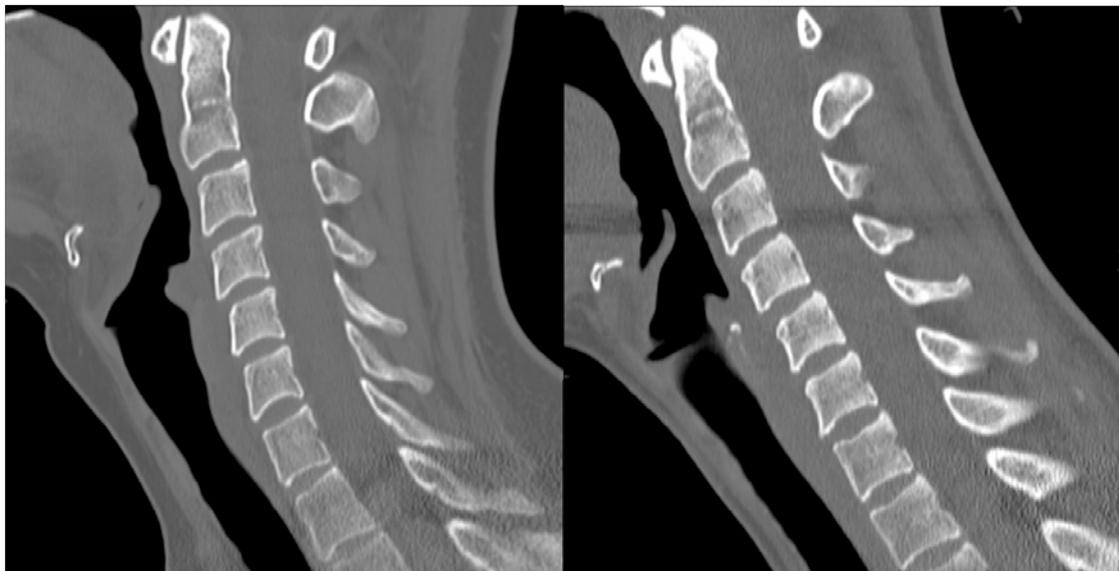


Abbildung 13 Einsatz der iterativen Rekonstruktion in der HWS-Bildgebung nach Trauma [18]
 Vergleich der sagittalen Reformationen der HWS zweier verschiedener Patienten: links wurden die CT-Bilder mittels gefilterter Rückprojektion rekonstruiert, rechts mittels ASiR, einem 2008 eingeführten IR-Algorithmus. In der Beurteilung der subjektiven Bildqualität lässt sich kein offensichtlicher Unterschied feststellen. Im Gegensatz dazu sind anhand der Dosis Kenngrößen CT-Dosis-Index (CTDI) und Dosis-Längen-Produkt (DLP) deutliche Dosisersparungen durch Anwendung der IR erkennen: FBP-Bild mit $CTDI_{vol} = 21,93$ mGy und $DLP = 420,25$ mGy cm (entspricht einer geschätzten effektiven Dosis von 2,3 mSv) gegenüber ASiR-Bild mit $CTDI_{vol} = 6,54$ mGy und $DLP = 156,23$ mGy cm (entspricht einer geschätzten effektiven Dosis von 0,8 mSv). Zum Vergleich liegt die mittlere effektive Dosis für Röntgenaufnahmen der HWS bei ca. 0,3 mSv mit einer Spannbreite von 0,02 mSv für Aufnahmen in einer Ebene bis zu 1,1 mSv für Aufnahmen in zwei Ebenen [12].

Die potentielle Dosisreduktion durch Anwendung der IR in einem klinischen Routineprotokoll wurde in einer retrospektiven Analyse der eigenen Arbeitsgruppe untersucht. Dazu wurden die CT-Bilder der HWS nach Trauma und die dazugehörigen Dosisberichte von zwei Patientengruppen mit vergleichbarer Körperstatur ausgewertet. Das CT-Protokoll der Studiengruppe war unter Verwendung der IR dosisreduziert; das CT-Protokoll der Kontrollgruppe entsprach dem Standardprotokoll unter Verwendung von FBP zur Bildrekonstruk-

tion. Beide Protokolle lieferten dabei eine vergleichbare Bildqualität ohne relevante diagnostische Einschränkungen (Abbildung 13). Durch Einsatz der IR in der CT-Diagnostik nach HWS Trauma konnte jedoch die geschätzte mittlere effektive Dosis um über 50% auf ca. 1,1 mSv gesenkt werden [18]. Somit können selbst mittels MDCT Dosiswerte erreicht werden, die sich dem Niveau von Röntgenuntersuchungen der HWS annähern, und das Risiko-Nutzen-Verhältnis der CT weiter verbessert werden. Die Argumentation für den primären Einsatz der MDCT nach HWS-Trauma kann dadurch erleichtert werden, insbesondere da zudem die diagnostische Aussagekraft der MDCT in Bezug auf Verletzungen der HWS der von Röntgenuntersuchungen deutlich überlegen ist [20].

Neben dem Monotrauma treten HWS-Verletzungen häufig auch bei Schwerverletzten im Rahmen von Polytraumata auf. Die Versorgung dieser Patientengruppe stellt aufgrund der zum Teil komplexen Verletzungsmuster für alle beteiligten Fachdisziplinen eine besondere Herausforderung dar. Neben Anästhesie und Unfallchirurgie übernimmt auch die Radiologie durch Einsatz und Optimierung der Bildgebung im initialen Management zentrale Aufgaben, die für eine adäquate Versorgung unerlässlich sind.

Durch die gezielte Anwendung des am besten geeigneten Untersuchungsverfahrens sollen strukturiert alle Verletzungen detektiert werden. Dies bildet im weiteren Verlauf die Basis für die prioritäten-orientierte Therapie. Die konventionelle Radiographie sowie auch die Sonographie spielen in diesem Setting insgesamt nur noch eine deutlich untergeordnete



Abbildung 14 Integration der CT-Angiographie der unteren Extremität in ein Standard-Ganzkörper-CT-Protokoll bei Polytrauma [16]
 Durch die Verlängerung des Scanfelds in der arteriellen Phase können die Frakturen des rechten Femurs sowie der rechten und linken Tibia erfasst werden. Gleichzeitig ist die Verletzung der rechten Femoralarterie auf Höhe der dislozierten Schafffraktur zu erkennen.

te Rolle [20]. In der frühen diagnostischen Phase gilt die MDCT mittlerweile als diagnostische Methode der Wahl und wird in der Regel als Ganzkörper-CT (GKCT) von Kopf und Rumpf durchgeführt [16,40]. Moderne MDCT-Systeme lassen jedoch auch ohne relevanten Zeitverlust die Anpassung eines Routine-GKCT-Protokolls an das jeweilige Verletzungsmuster zu, so dass stets eine vollständige Erfassung des Verletzungsausmaßes mit nur einem einzigen Untersuchungsverfahren gewährleistet werden kann (Abbildung 14).

Multizentrisch angelegte Studien und Metaanalysen konnten zudem belegen, dass der routinemäßige Einsatz der GKCT bei Schwerverletzten mit einer deutlich verminderten Mortalitätsrate assoziiert ist [5,29]. Auch wenn dieser Überlebensvorteil eine gute Rechtfertigung zur Anwendung von Röntgenstrahlen ist, sollte dennoch nach dem ALARA-Prinzip angestrebt werden, die applizierte Strahlendosis auf das nötige Minimum zu reduzieren.

Vor diesem Hintergrund wurde in einer eigenen Studie die Implementierung der IR in ein Routine-GKCT-Protokoll zur Diagnostik von Schwerverletzten im Hinblick auf die Strahlendosis evaluiert [17]. Die Analyse der Dosisberichte erbrachte hierbei, dass durch Einsatz der IR die Strahlenexposition signifikant gesenkt werden konnte, ohne dass die Bildqualität relevant beeinträchtigt wurde. Abhängig von der einzelnen Körperregion fiel die Dosisersparnis unterschiedlich aus (Kopf ca. 10%, Hals/Thorax ca. 30%, Abdomen ca. 34%); insgesamt konnte die geschätzte effektive Dosis um ca. 30% reduziert werden (Abbildung 15). Die eigenen Ergebnisse spiegeln auch die Erfahrungen anderer Arbeitsgruppen wieder, die von Dosisersparungen von ca. 20% bei der GKCT [42], ca. 30% bei der Thorax-CT [51] und ca. 33% bei der Abdomen-CT [54] unter Verwendung desselben IR-Algorithmus berichten.

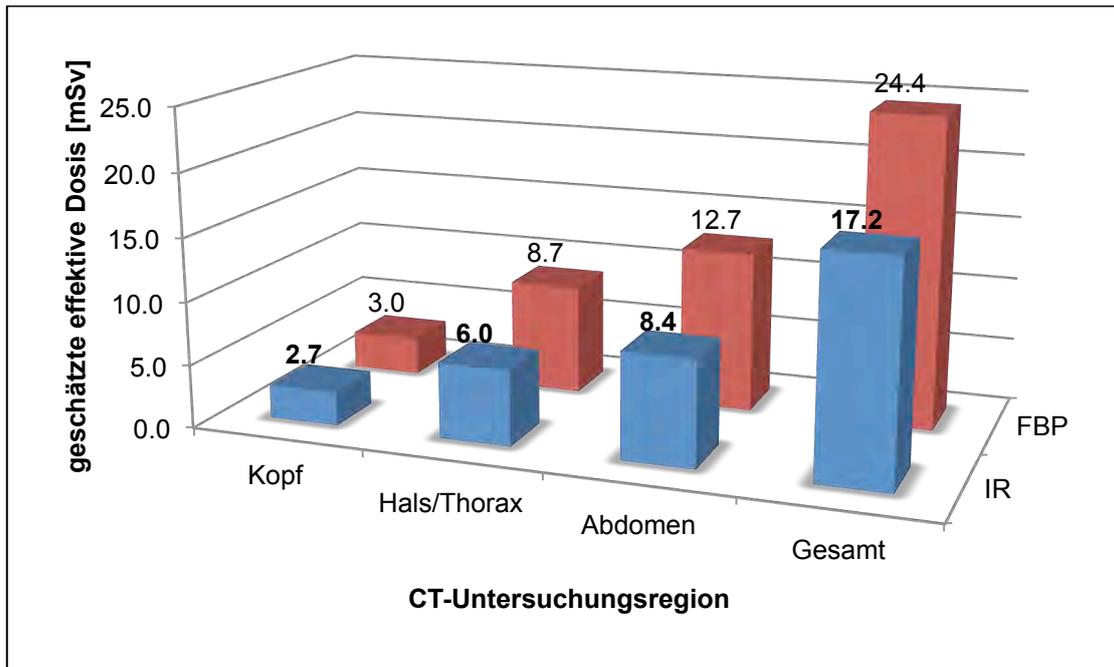


Abbildung 15 Dosisreduktion durch Einsatz der iterativen Rekonstruktion in der Ganzkörper-CT von Schwerverletzten

Durch Einsatz der iterativen Rekonstruktion kann die Gesamtdosis im Vergleich zu einem FBP-Standardprotokoll um ca. 30% von 24,4 mSv auf 17,2 mSv gesenkt werden. Dies ist vor allem auf die Dosisersparnis von ca. einem Drittel in den Untersuchungsregionen „Hals/Thorax“ und „Abdomen“ zurückzuführen ist. Das Einsparpotential der Strahlendosis fällt im Kopfbereich mit ca. 10% zwar geringer, aber dennoch signifikant aus.

Anwendung in der kardiovaskulären Bildgebung

In der kardiovaskulären Diagnostik soll durch den Einsatz der IR neben einer Dosisreduktion auch eine Verbesserung der Bildqualität erreicht werden. Häufige Probleme, die in der Evaluation der Koronararterien auftreten, sind zum einen ein erhöhtes Bildrauschen, welches vor allem bei Niedrigdosis-Untersuchungen oder auch bei adipösen Patienten auftritt; zum anderen wird die Beurteilbarkeit durch Artefakte von Hochkontraststrukturen, wie kalzifizierte Plaques oder Koronarstents beeinflusst. Die IR bietet die Möglichkeit die CT-Protokolle an die jeweilige Fragestellung anzupassen und die oben genannten Herausforderungen zu adressieren [6,11].

Aufgrund der schmalen Durchmesser der Koronararterien und der nur geringen relativen Dichteunterschiede zum umgebenden Gewebe wirkt sich hier ein erhöhtes Bildrauschen besonders negativ auf die Beurteilbarkeit auf. Um diesem Problem entgegenzuwirken, werden - bezogen auf die Organgröße -

in der Koronar-CTA relativ hohe Dosisleistungen verwendet. Bei extrem adipösen Patienten kann durch Steigerung der Strahlendosis das die Bildqualität bestimmende Bildrauschen jedoch nur bis zu einem gewissen Grad kompensiert werden, sofern die Bildrekonstruktion mittels FBP erfolgt. Die Anwendung der IR bietet in diesem Einsatzgebiet entscheidende Vorteile und erlaubt durch eine Reduktion des Bildrauschens eine Verbesserung der Bildqualität (Abbildung 16).

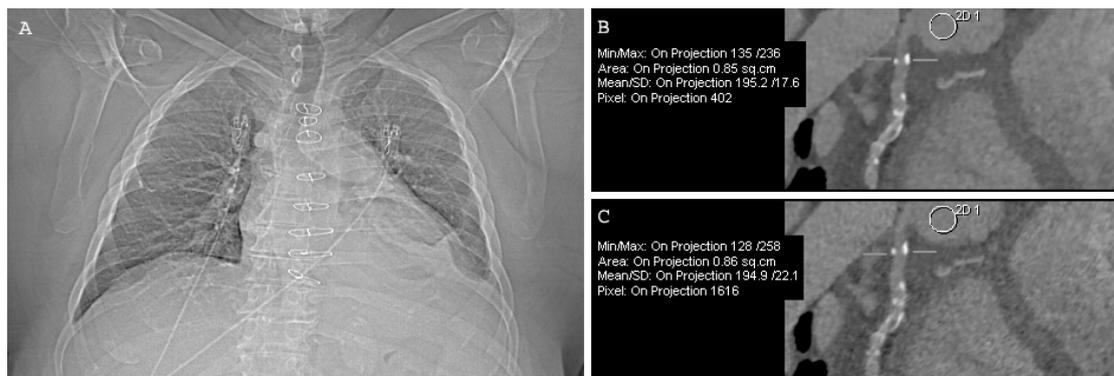


Abbildung 16 Einsatz der iterativen Rekonstruktion zur Verbesserung der Bildqualität bei extremer Adipositas [6]

Die Rekonstruktionen der rechten Koronararterie wurden aus dem gleichen Datensatz jedoch mit unterschiedlichem Rekonstruktionsalgorithmus generiert (oben: IR, unten: FBP). Ein Vergleich der mittels Region-of-Interest-Analyse gemessenen Standardabweichung der mittleren CT-Dichte als Indikator des Bildrauschens zeigt die bessere Rauschunterdrückung durch IR (Standardabweichung: 17,6 Hounsfield-Einheiten) im Vergleich zur FBP (Standardabweichung: 22,1 Hounsfield-Einheiten)

Neben dem Bildrauschen beeinträchtigen auch stark verkalkte Gefäßplaques die Evaluation der Koronararterien mittels Koronar-CTA. Häufig wird aufgrund von Blooming-Artefakten das Ausmaß einer Stenose entweder überschätzt oder eine zuverlässige Beurteilung des Stenosegrads vollständig verhindert, was in der Regel eine weitere Abklärung mittels Herzkatheter-Untersuchung zur Folge hat. Diese Blooming-Artefakte sind letztlich Ergebnis einer artifiziellen Aufhärtung der Röntgenstrahlen und von Partialvolumeneffekten und sind durch herkömmliche, FBP-basierte Rekonstruktionsverfahren nur bedingt korrigierbar. Demgegenüber führen einzelne IR-Algorithmen aufgrund ihrer integrierten Korrekturmechanismen zu einer verbesserten Reduktion dieser Artefakte. Bisher veröffentlichte Daten konnten zeigen, dass das berechnete Volumen kalzifizierter Koronarplaques aufgrund reduzierter Blooming-Artefakte in IR-Datensätzen geringer ist als in FBP-Datensätzen und somit die diagnostische Genauigkeit der Koronar-CTA in Bezug auf die Stenosegraduierung

gesteigert werden kann [52]. Als Konsequenz kann dadurch die Anzahl nicht notwendiger invasiver Herzkatheter-Untersuchungen vermindert werden.

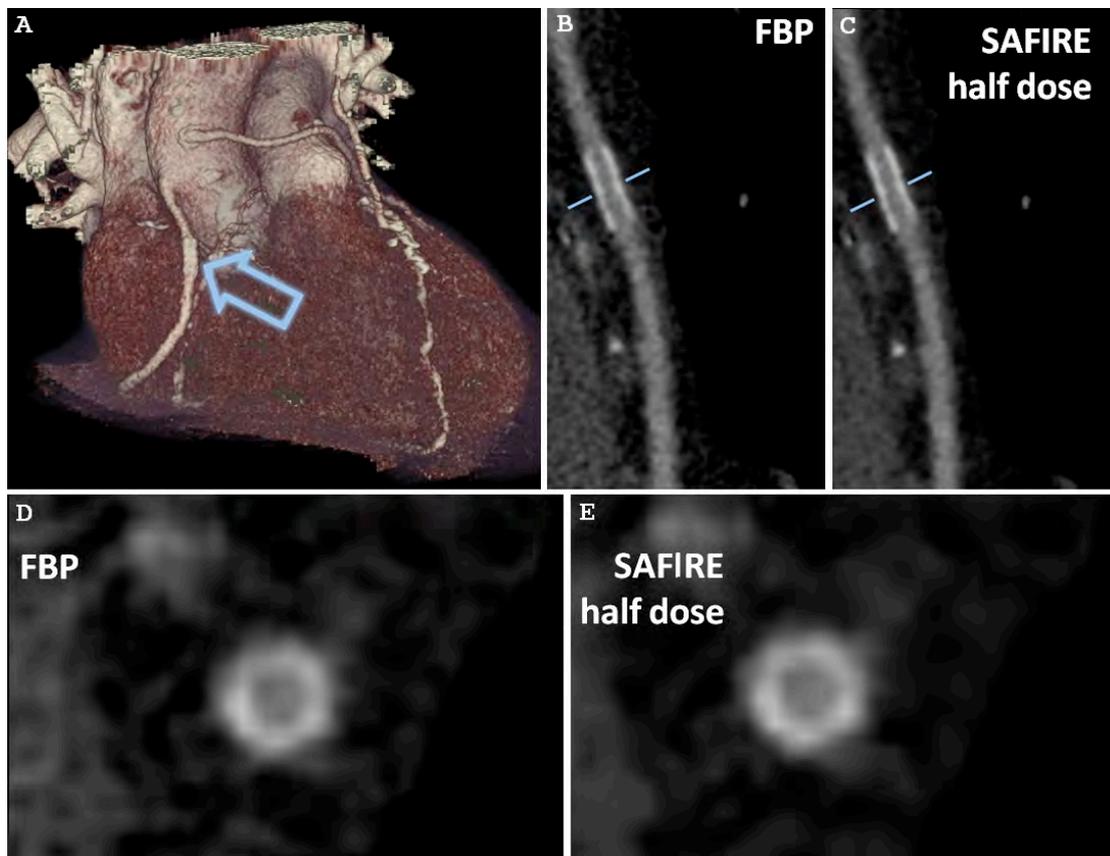


Abbildung 17 Dosisreduktion bei verbesserter Bildqualität in der Beurteilung von Koronarstents durch Einsatz der iterativen Rekonstruktion (Beispiel: SAFIRE, Siemens Healthineers) in der Koronar-CT-Angiographie [6]

In der 3D-Volumendarstellung ist der Stent in der rechten Koronararterie erkennbar. Im Vergleich zur FBP ist sowohl in den gekrümmten multiplanaren Reformationen entlang der Gefäßmittellinie (oben) als auch in den Darstellungen der Gefäßquerschnitte orthogonal zur Gefäßmittellinie (unten) eine homogenere Darstellung des kontrastierten Lumens durch Reduktion des Bildrauschens mittels Einsatz der IR trotz halbiertes Dosis zu erkennen. Die Abgrenzbarkeit von Gefäß- und Stentlumen ist in den iterativ rekonstruierten CT-Bildern verbessert.

Blooming-Artefakte beeinträchtigen aber nicht nur die Beurteilung von Segmenten mit kalzifizierten Plaques, sondern auch die Evaluation der Gefäßabschnitte mit implantierten Koronarstents. Da jedoch nur bei einem geringen Anteil der Patienten mit Koronarstents im Nachsorgeintervall eine erneute Revaskularisation aufgrund von in-Stent-Restenosen notwendig ist, ist prinzipiell eine nicht-invasive Methode als Nachsorgeinstrument wünschenswert, um unnötige invasive Herzkatheter-Untersuchungen zu vermeiden. Vor diesem Hintergrund liefert auch hier die IR mit der Möglichkeit der Artefakt- und Dosisreduzierung neue Impulse, diese Herausforderung zu bewältigen. Aktu-

elle Studiendaten belegen, dass neben einer Reduzierung des Bildrauschens und einer Erhöhung des SNR auch eine Verminderung der Blooming-Artefakte durch Einsatz der IR erzielt werden kann, was in einer akkurateren Beurteilbarkeit des Stentlumens resultiert [11]. Außerdem lässt sich durch die Anwendung der IR im Vergleich zu Standardrekonstruktionen mit FBP zusätzlich die Dosis um ca. die Hälfte reduzieren (Abbildung 17).

5 Fazit und Ausblick

Die Entwicklung der CT beeinflusste und prägt weiterhin die moderne Medizin wie kaum ein zweites diagnostisches Verfahren. Seit ihrer Einführung in die klinische Medizin hat die CT-Technik beeindruckende Fortschritte erlebt. Jede einzelne Dekade war dabei von thematisch zusammenhängenden Innovationen geprägt. In der Anfangszeit wurden unterschiedliche Geräte-Generationen entwickelt, die angefangen vom Translations-Rotations-Prinzip stetig das grundsätzliche Zusammenwirken von Röntgenröhre und Detektor verfeinerten. Bis schließlich auf deren Grundlage eine Weiterentwicklung zur Spiral-CT als Ausgangspunkt für die spätere Volumenbildgebung stattfand. Die Zeit nach Einführung der ersten MDCT-Systeme war zunächst auf die ständige Zunahme der Detektorzeilen fokussiert, bis mit der Entwicklung der Breitdetektor- oder Zwei-Röhren-CT-Systeme vorerst eine physikalische Grenze hinsichtlich räumlicher und zeitlicher Auflösung erreicht zu sein schien. Nichtsdestotrotz eröffnen die technischen Kapazitäten der modernen CT-Geräte dem Anwender kontinuierlich neue diagnostische Möglichkeiten. Über die optimierte Darstellung der Morphologie (z.B. durch verbesserte Detektoren) hinaus wird hierbei zunehmend auch die funktionelle Bildgebung (z.B. durch Einsatz der Zwei-Energiespektren-CT) ermöglicht. Flächendeckend verfügbar erlaubt die CT heutzutage eine rasche, dreidimensionale und vor allem präzise Diagnostik, mit deren Hilfe eine schnelle und zielgerichtete Therapie eingeleitet werden kann. Diese Eigenschaften begründen, warum sich die CT gerade in der Notfall- und kardiovaskulären Medizin als zentrale bildgebende Methode etabliert hat. Einzelne Anwendungsbeispiele, die diesen Prozess widerspiegeln und in Teilen zu dessen Fortschritt selbst beitragen, werden im Rahmen dieses Habilitationsprojekts vorgestellt.

Der belegbare medizinische Nutzen sowie die anhaltende Erweiterung der Anwendungsgebiete der CT sind gleichzeitig jedoch auch für die stetig wachsende Anzahl an CT-Untersuchungen verantwortlich. Dies erklärt, warum die CT zentraler Angriffspunkt einer ernst zu nehmenden, öffentlichen Diskussion ist, die die zunehmende Strahlenexposition der Bevölkerung zum Thema hat. Vor diesem Hintergrund definiert sich die jetzige Entwicklungsdekade vorwiegend durch Innovationen zur Reduktion der Strahlendosis. Nachdem die Mög-

lichkeiten der CT-Hardware in dieser Hinsicht weitgehend ausgeschöpft sind, tragen vor allem IR-Softwarealgorithmen zur erfolgreichen Verminderung der Dosisexposition bei. Während sich die angebotenen IR-Algorithmen inhaltlich deutlich unterscheiden können, haben doch alle Lösungen die Verminderung des Bildrauschens und somit indirekt die Möglichkeit zur Dosisreduktion gemeinsam. In diesem Zusammenhang belegen eigene Arbeiten den klinisch relevanten Beitrag von IR-Algorithmen zur Verminderung der Strahlendosis. Die Feststellung, dass mittels IR das Dosisniveau der dreidimensionalen CT in den Bereich der zweidimensionalen Radiographie gesenkt werden kann, liefert dabei ein wichtiges Argument zur Rechtfertigung des zunehmenden Einsatzes der CT.

Gleichzeitig erlaubt der Einsatz der IR auch eine Steigerung der diagnostischen Genauigkeit z.B. infolge einer stärkeren Artefaktreduktion. Darüber hinaus führt die Minderung des Bildrauschens zu einer verbesserten Bildqualität in zuvor schwierigen Bereichen, wie z. B. bei der CT-Bildgebung von stark übergewichtigen Personen.

Während zwar eine wachsende Zahl an wissenschaftlichen Einzelstudien das große Potenzial der bisherigen IR-Verfahren beschreibt, sind Daten, die diese initialen Ergebnisse an größeren Patientengruppen bestätigen, immer noch selten. Es ist zu erwarten, dass sich aufgrund der vielversprechenden veröffentlichten Ergebnisse der Einsatz der IR-Technologien kontinuierlich weiter verbreiten wird. Mittlerweile sind auch Softwarelösungen zur Überwachung der applizierten Strahlendosis kommerziell erhältlich, die pro Institution automatisiert die wichtigsten Dosisparameter erfassen. Die Anwendung dieser Programme soll idealerweise dazu beitragen, die Auswirkung neuer CT-Techniken, wie z.B. der IR, systematisch zu bewerten, um das Gesamtsystem CT kontinuierlich zu optimieren.

Die iterative Rekonstruktion wird dementsprechend in absehbarer Zukunft das bis dato traditionelle Verfahren, die gefilterte Rückprojektion, als bevorzugte CT-Bildrekonstruktionsmethode auch außerhalb der medizinischen Zentren ersetzen. Zudem ist anzunehmen, dass sich durch Optimierung der aktuellen IR-Techniken weitere Anwendungsgebiete eröffnen, in denen die Vorteile der CT ausgenutzt werden können, z.B. beim routinemäßigen Einsatz als Screening-Methode.

6 Literaturverzeichnis

- 1 Ambrose J (1973) Computerized transverse axial scanning (tomography). 2. Clinical application. Br J Radiol 46:1023-1047
- 2 Boyd DP, Lipton MJ (1983) Cardiac computed tomography. Proc IEEE 71:298 - 307
- 3 Bucher AM, Wichmann JL, Schoepf UJ, Wolla CD, Canstein C, McQuiston AD, Krazinski AW, De Cecco CN, Meinel FG, Vogl TJ, **Geyer LL** (2016) Quantitative evaluation of beam-hardening artefact correction in dual-energy CT myocardial perfusion imaging. Eur Radiol 26:3215-3222
- 4 Bundesamt für Strahlenschutz (2017) Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung: Jahresbericht 2015. Online: <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:0221-2017072814305> [Stand: 3. April 2018]
- 5 Caputo ND, Stahmer C, Lim G, Shah K (2014) Whole-body computed tomographic scanning leads to better survival as opposed to selective scanning in trauma patients: a systematic review and meta-analysis. J Trauma Acute Care Surg 77:534-539
- 6 Cho YJ, Schoepf UJ, Silverman JR, Krazinski AW, Canstein C, Deak Z, Grimm J, **Geyer LL** (2014) Iterative image reconstruction techniques: cardiothoracic computed tomography applications. J Thorac Imaging 29:198-208
- 7 Coursey CA, Nelson RC, Boll DT, Paulson EK, Ho LM, Neville AM, Marin D, Gupta RT, Schindera ST (2010) Dual-energy multidetector CT: how does it work, what can it tell us, and when can we use it in abdominopelvic imaging? Radiographics 30:1037-1055
- 8 Deak Z, Grimm JM, Mueck F, **Geyer LL**, Treitl M, Reiser MF, Wirth S (2014) Endoleak and in-stent thrombus detection with CT angiography in a thoracic aortic aneurysm phantom at different tube energies using filtered back projection and iterative algorithms. Radiology 271:574-584
- 9 Deak Z, Grimm JM, Treitl M, **Geyer LL**, Linsenmaier U, Körner M, Reiser MF, Wirth S (2013) Filtered back projection, adaptive statistical iterative reconstruction, and a model-based iterative reconstruction in abdominal CT: an experimental clinical study. Radiology 266:197-206

- 10 Ebersberger U, Marcus RP, Schoepf UJ, Lo GG, Wang Y, Blanke P, **Geyer LL**, Gray JC, 3rd, McQuiston AD, Cho YJ, Scheuering M, Canstein C, Nikolaou K, Hoffmann E, Bamberg F (2014) Dynamic CT myocardial perfusion imaging: performance of 3D semi-automated evaluation software. *Eur Radiol* 24:191-199
- 11 Ebersberger U, Tricarico F, Schoepf UJ, Blanke P, Spears JR, Rowe GW, Halligan WT, Henzler T, Bamberg F, Leber AW, Hoffmann E, Apfaltrer P (2013) CT evaluation of coronary artery stents with iterative image reconstruction: improvements in image quality and potential for radiation dose reduction. *Eur Radiol* 23:125-132
- 12 European Commission (2008) European guidance on estimating population doses from medical x-ray procedures. Annex 1—DD report 1 review of recent national surveys of population exposure from medical x-rays in Europe. Europe Radiation Protection No 154 (Brussels: Directorate-General for Energy and Transport, Directorate H, Nuclear Energy Unit H.4, Radiation Protection)
- 13 Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Suss C, Grasruck M, Stierstorfer K, Krauss B, Raupach R, Primak AN, Kuttner A, Achenbach S, Becker C, Kopp A, Ohnesorge BM (2006) First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 16:256-268
- 14 **Geyer LL**, De Cecco CN, Schoepf UJ, Silverman JR, Krazinski AW, Bamberg F, Steinberg DH (2015) Low-volume contrast medium protocol for comprehensive cardiac and aortoiliac CT assessment in the context of transcatheter aortic valve replacement. *Acad Radiol* 22:1138-1146
- 15 **Geyer LL**, Glenn GR, De Cecco CN, Van Horn M, Canstein C, Silverman JR, Krazinski AW, Kemper JM, Bucher A, Ebersberger U, Costello P, Bamberg F, Schoepf UJ (2015) CT Evaluation of Small-Diameter Coronary Artery Stents: Effect of an Integrated Circuit Detector with Iterative Reconstruction. *Radiology* 276:706-714
- 16 **Geyer LL**, Koerner M, Wirth S, Mueck FG, Reiser MF, Linsenmaier U (2013) Polytrauma: optimal imaging and evaluation algorithm. *Semin Musculoskelet Radiol* 17:371-379

- 17 **Geyer LL**, Körner M, Harrieder A, Mueck FG, Deak Z, Wirth S, Linsenmaier U (2016) Dose reduction in 64-row whole-body CT in multiple trauma: an optimized CT protocol with iterative image reconstruction on a gemstone-based scintillator. *Br J Radiol* 89:20160003
- 18 **Geyer LL**, Körner M, Hempel R, Deak Z, Mueck FG, Linsenmaier U, Reiser MF, Wirth S (2013) Evaluation of a dedicated MDCT protocol using iterative image reconstruction after cervical spine trauma. *Clin Radiol* 68:e391-396
- 19 **Geyer LL**, Körner M, Maxien D, Deák Z, Linsenmaier U, Reiser MF, Wirth S (2012) Low contrast performance and image quality in abdominal CT imaging of filtered back projection (FBP) and adaptive statistical iterative reconstruction (ASiR): phantom and clinical comparison of primary image reconstruction to secondary image reformation. *ECR, Vienna*. Doi:10.1594/ecr2012/C-2016
- 20 **Geyer LL**, Körner M, Reiser M, Linsenmaier U (2010) Aktueller Stellenwert der konventionellen Radiographie und Sonographie in der frühen Versorgung traumatisierter Patienten. *Notfall + Rettungsmedizin* 13:428-435
- 21 **Geyer LL**, Scherr M, Körner M, Wirth S, Deak P, Reiser MF, Linsenmaier U (2012) Imaging of acute pulmonary embolism using a dual energy CT system with rapid kVp switching: initial results. *Eur J Radiol* 81:3711-3718
- 22 **Geyer LL**, Schoepf UJ, Meinel FG, Nance JW, Jr., Bastarrika G, Leipsic JA, Paul NS, Rengo M, Laghi A, De Cecco CN (2015) State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. *Radiology* 276:339-357
- 23 **Geyer LL**, Silverman JR, Krazinski AW, Suranyi P, Ravenel JG, Wirth S, Costello P, Schoepf UJ (2014) Integrated cardiothoracic imaging with computed tomography. *Semin Respir Crit Care Med* 35:50-63
- 24 Harrieder A, **Geyer LL**, Körner M, Deak Z, Wirth S, Reiser M, Linsenmaier U (2012) Evaluation der Strahlendosis bei Polytrauma-CT-Untersuchungen eines 64-Zeilen-CT im Vergleich zur 4-Zeilen-CT. *Rofo* 184:443-449

- 25 Holmes JF, Akkinepalli R (2005) Computed tomography versus plain radiography to screen for cervical spine injury: a meta-analysis. *J Trauma* 58:902-905
- 26 Hounsfield GN (1973) Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol* 46:1016-1022
- 27 Hsiao EM, Rybicki FJ, Steigner M (2010) CT coronary angiography: 256-slice and 320-detector row scanners. *Curr Cardiol Rep* 12:68-75
- 28 Hu H (1999) Multi-slice helical CT: scan and reconstruction. *Med Phys* 26:5-18
- 29 Huber-Wagner S, Lefering R, Qvick LM, Körner M, Kay MV, Pfeifer KJ, Reiser M, Mutschler W, Kanz KG, Working Group on Polytrauma of the German Trauma S (2009) Effect of whole-body CT during trauma resuscitation on survival: a retrospective, multicentre study. *Lancet* 373:1455-1461
- 30 Jiang H, Vartuli J, Vess C (2008) Gemstone – The Ultimate Scintillator for Computed Tomography: GE white paper. GE Healthcare:Waukesha, WI
- 31 Johnson TR (2012) Dual-energy CT: general principles. *AJR Am J Roentgenol* 199:S3-8
- 32 Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P (1990) Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology* 176:181-183
- 33 Kanz KG, Körner M, Linsenmaier U, Kay MV, Huber-Wagner SM, Kreimeier U, Pfeifer KJ, Reiser M, Mutschler W (2004) Prioritätenorientiertes Schockraummanagement unter Integration des Mehrschichtspiralcomputertomographen. *Unfallchirurg* 107:937-944
- 34 Klingenberg-Regn K, Schaller S, Flohr T, Ohnesorge B, Kopp AF, Baum U (1999) Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications. *Eur J Radiol* 31:110-124
- 35 Körner M, **Geyer LL**, Wirth S, Reiser MF, Linsenmaier U (2011) 64-MDCT in mass casualty incidents: volume image reading boosts radiological workflow. *AJR Am J Roentgenol* 197:W399-404
- 36 Krazinski AW, Meinel FG, Schoepf UJ, Silverman JR, Canstein C, De Cecco CN, **Geyer LL** (2014) Reduced radiation dose and improved

- image quality at cardiovascular CT angiography by automated attenuation-based tube voltage selection: intra-individual comparison. *Eur Radiol* 24:2677-2684
- 37 Kuck K-H, Eggebrecht H, Elsässer A, Hamm C, Haude M, Ince H, Katus H, Möllmann H, Naber CK, Schunkert H, Thiele H, Werner N (2016) Qualitätskriterien zur Durchführung der kathetergestützten Aortenklappenimplantation (TAVI). *Der Kardiologe* 10:282-300
- 38 Larson DB, Johnson LW, Schnell BM, Salisbury SR, Forman HP (2011) National trends in CT use in the emergency department: 1995-2007. *Radiology* 258:164-173
- 39 Lell M, Marwan M, Schepis T, Pflederer T, Anders K, Flohr T, Allmendinger T, Kalender W, Ertel D, Thierfelder C, Kuettner A, Ropers D, Daniel WG, Achenbach S (2009) Prospectively ECG-triggered high-pitch spiral acquisition for coronary CT angiography using dual source CT: technique and initial experience. *Eur Radiol* 19:2576-2583
- 40 Linsenmaier U, **Geyer LL**, Körner M, Reiser M, Wirth S (2014) Stellenwert der Multidetektor-CT bei Polytrauma. *Radiologe* 54:861-871
- 41 Linsenmaier U, Kanz KG, Rieger J, Rock C, Pfeifer KJ, Reiser M (2002) Strukturierte radiologische Diagnostik beim Polytrauma. *Radiologe* 42:533-540
- 42 Maxfield MW, Schuster KM, McGillicuddy EA, Young CJ, Ghita M, Bokhari SA, Oliva IB, Brink JA, Davis KA (2012) Impact of adaptive statistical iterative reconstruction on radiation dose in evaluation of trauma patients. *J Trauma Acute Care Surg* 73:1406-1411
- 43 McCollough CH, Zink FE (1999) Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med Phys* 26:2223-2230
- 44 Meyer M, Haubenreisser H, Sudarski S, Doesch C, Ong MM, Borggrefe M, Schoenberg SO, Henzler T (2015) Where do we stand? Functional imaging in acute and chronic pulmonary embolism with state-of-the-art CT. *Eur J Radiol* 84:2432-2437
- 45 Michaleff ZA, Maher CG, Verhagen AP, Rebbeck T, Lin CW (2012) Accuracy of the Canadian C-spine rule and NEXUS to screen for

- clinically important cervical spine injury in patients following blunt trauma: a systematic review. *CMAJ* 184:E867-876
- 46 Morsbach F, Desbiolles L, Plass A, Leschka S, Schmidt B, Falk V, Alkadhi H, Stolzmann P (2013) Stenosis quantification in coronary CT angiography: impact of an integrated circuit detector with iterative reconstruction. *Invest Radiol* 48:32-40
- 47 Moscariello A, Takx RA, Schoepf UJ, Renker M, Zwerner PL, O'Brien TX, Allmendinger T, Vogt S, Schmidt B, Savino G, Fink C, Bonomo L, Henzler T (2011) Coronary CT angiography: image quality, diagnostic accuracy, and potential for radiation dose reduction using a novel iterative image reconstruction technique-comparison with traditional filtered back projection. *Eur Radiol* 21:2130-2138
- 48 Mueck FG, Michael L, Deak Z, Scherr MK, Maxien D, **Geyer LL**, Reiser M, Wirth S (2013) Upgrade to iterative image reconstruction (IR) in MDCT imaging: a clinical study for detailed parameter optimization beyond vendor recommendations using the adaptive statistical iterative reconstruction environment (ASIR) Part2: The chest. *Rofo* 185:644-654
- 49 Mueck FG, Roesch S, **Geyer L**, Scherr M, Seidenbusch M, Stahl R, Deak Z, Wirth S (2014) Emergency CT head and neck imaging: effects of swimmer's position on dose and image quality. *Eur Radiol* 24:969-979
- 50 National Center for Health Statistics National Hospital Ambulatory Medical Care Survey: 2011 Emergency Department Summary Tables. Online: https://www.cdc.gov/nchs/data/ahcd/nhamcs_emergency/2011_ed_web_tables.pdf [Stand: 15. Dezember 2016]
- 51 Prakash P, Kalra MK, Digumarthy SR, Hsieh J, Pien H, Singh S, Gilman MD, Shepard JA (2010) Radiation dose reduction with chest computed tomography using adaptive statistical iterative reconstruction technique: initial experience. *J Comput Assist Tomogr* 34:40-45
- 52 Renker M, Nance JW, Jr., Schoepf UJ, O'Brien TX, Zwerner PL, Meyer M, Kerl JM, Bauer RW, Fink C, Vogl TJ, Henzler T (2011) Evaluation of heavily calcified vessels with coronary CT angiography: comparison of iterative and filtered back projection image reconstruction. *Radiology* 260:390-399

- 53 Rybicki FJ, Otero HJ, Steigner ML, Vorobiof G, Nallamshetty L, Mitsouras D, Ersoy H, Mather RT, Judy PF, Cai T, Coyner K, Schultz K, Whitmore AG, Di Carli MF (2008) Initial evaluation of coronary images from 320-detector row computed tomography. *Int J Cardiovasc Imaging* 24:535-546
- 54 Sagara Y, Hara AK, Pavlicek W, Silva AC, Paden RG, Wu Q (2010) Abdominal CT: comparison of low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection in 53 patients. *AJR Am J Roentgenol* 195:713-719
- 55 Siontis GC, Praz F, Pilgrim T, Mavridis D, Verma S, Salanti G, Sondergaard L, Juni P, Windecker S (2016) Transcatheter aortic valve implantation vs. surgical aortic valve replacement for treatment of severe aortic stenosis: a meta-analysis of randomized trials. *Eur Heart J* 37:3503-3512
- 56 Spearman JV, Schoepf UJ, Rottenkolber M, Driesser I, Canstein C, Thierfelder KM, Krazinski AW, De Cecco CN, Meinel FG (2016) Effect of Automated Attenuation-based Tube Voltage Selection on Radiation Dose at CT: An Observational Study on a Global Scale. *Radiology* 279:167-174
- 57 Theocharopoulos N, Chatzakis G, Damilakis J (2009) Is radiography justified for the evaluation of patients presenting with cervical spine trauma? *Med Phys* 36:4461-4470
- 58 Vardhanabhuti V, Loader R, Roobottom CA (2013) Assessment of image quality on effects of varying tube voltage and automatic tube current modulation with hybrid and pure iterative reconstruction techniques in abdominal/pelvic CT: a phantom study. *Invest Radiol* 48:167-174
- 59 Zhang D, Li X, Liu B (2011) Objective characterization of GE discovery CT750 HD scanner: gemstone spectral imaging mode. *Med Phys* 38:1178-1188

7 Abkürzungsverzeichnis

ACR	American College of Radiology
ADC	Analog-Digital-Wandler, englisch „analog-to-digital converter“ (Bauteil eines CT-Detektors)
AIDR	Adaptive iterative Dosisreduktion, englisch „adaptive iterative dose reduction“ (iterativer Rekonstruktionsalgorithmus)
AKE	Operativer Aortenklappenersatz
ALARA	Grundprinzip in der Anwendung ionisierender Strahlung, englisch „as low as reasonably achievable“
ASiR	Adaptive statistische iterative Rekonstruktion, englisch „adaptive statistical iterative reconstruction“ (iterativer Rekonstruktionsalgorithmus)
ATVS	Automatische Selektion der Röhrenspannung, englisch „automated tube voltage selection“
CNR	Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis, englisch „contrast-to-noise-ratio“
CT	Computertomographie
CTA	CT-Angiographie
CTDI/ CTDI _{vol}	CT-Dosisindex/ Volumen CT-Dosisindex
DECT	Zwei-Energiespektren-CT, englisch „Dual Energy CT“
DLP	Dosis-Längen-Produkt
DSCT	Zwei-Röhren-CT, englisch „Dual Source CT“
GKCT	Ganzkörper-CT
HWS	Halswirbelsäule
iDose ⁴	(Iterativer Rekonstruktionsalgorithmus)
keV	Kiloelektronenvolt (physikalische Einheit der Photonenenergie)
KHK	Koronare Herzerkrankung
KM	Kontrastmittel
kV/ kVp	Kilovolt/ Kilovoltmaximum, englisch „peak kilovoltage“ (physikalische Einheit der Stromspannung) <i>[wird meist synonym verwendet]</i>

MBIR	Modell-basierte iterative Rekonstruktion, Produktname: Veo (iterativer Rekonstruktionsalgorithmus)
MDCT	Multidetektor-CT
mSv	Millisievert (physikalische Einheit der effektiven Dosis)
NEXUS	National Emergency X-Radiography Utilization Study
NI	Rauschindex, englisch „noise index“ (Richtgröße für die automatische Röhrenstrommodulation)
SAFIRE	Sinogramm-gestützte iterative Rekonstruktion, englisch „sinogram affirmed iterative reconstruction“ (iterativer Rekonstruktionsalgorithmus)
SCT	Spiral-CT
SNR	Signal-zu-Rausch-Verhältnis, englisch „signal-to-noise-ratio“
TAVI bzw. TAVR	Katheter-gestützte Aortenklappenimplantation, englisch „transcatheter aortic valve implantation“ bzw. „transcatheter aortic valve replacement“

8 Danksagung

Bei Herrn Professor Maximilian Reiser möchte ich mich für die Ermöglichung meiner wissenschaftlichen Arbeit am Institut für Klinische Radiologie und die Unterstützung bei der Umsetzung der Projekte bedanken.

Herrn Professor Stefan Wirth bin ich für seine Mithilfe und stets konstruktive Beratung bei einer Vielzahl meiner Publikationen sowie Freundschaft dankbar.

Herrn Professor Karl-Georg Kanz möchte ich für die Unterstützung und erfolgreiche Zusammenarbeit im Rahmen der notfallradiologischen Projekte danken.

Besonderer Dank gilt meinen langjährigen Lehrern und Kollegen, Professor Ulrich Linsenmaier und Priv.-Doz. Markus Körner. Beide haben sowohl meine klinische Ausbildung als auch mein wissenschaftliches Arbeiten maßgeblich beeinflusst. Vielen Dank für die konsequente Unterstützung und Förderung sowie langjährige Freundschaft.

Bei Herrn Professor Joe Schoepf möchte ich mich ganz herzlich bedanken. Die Publikationen, die während meines Aufenthalts in Charleston entstanden sind, tragen in entscheidendem Maße zum Erfolg meiner Habilitationsleistung bei. Vielen Dank für die lehrreichen Erfahrungen und die Freundschaft.

Vielen Dank an Herrn Professor Fabian Bamberg für die Motivation, Unterstützung und Ermöglichung meines Auslandsaufenthalts in den USA.

Allen anderen Mitautoren möchte ich für die gemeinsam durchgeführten Projekte und die daraus entstandenen Publikationen danken.

ORIGINALPUBLIKATIONEN DER HABILITATIONSSCHRIFT

Die schriftliche Habilitationsleistung besteht aus folgenden Originalpublikationen:

- Bucher AM, Wichmann JL, Schoepf UJ, Wolla CD, Canstein C, McQuiston AD, Krazinski AW, De Cecco CN, Meinel FG, Vogl TJ, **Geyer LL** (2016) Quantitative evaluation of beam-hardening artefact correction in dual-energy CT myocardial perfusion imaging. *Eur Radiol* 26:3215-3222
- Cho YJ, Schoepf UJ, Silverman JR, Krazinski AW, Canstein C, Deak Z, Grimm J, **Geyer LL** (2014) Iterative image reconstruction techniques: cardiothoracic computed tomography applications. *J Thorac Imaging* 29:198-208
- Deak Z, Grimm JM, Mueck F, **Geyer LL**, Treitl M, Reiser MF, Wirth S (2014) Endoleak and in-stent thrombus detection with CT angiography in a thoracic aortic aneurysm phantom at different tube energies using filtered back projection and iterative algorithms. *Radiology* 271:574-584
- Deak Z, Grimm JM, Treitl M, **Geyer LL**, Linsenmaier U, Körner M, Reiser MF, Wirth S (2013) Filtered back projection, adaptive statistical iterative reconstruction, and a model-based iterative reconstruction in abdominal CT: an experimental clinical study. *Radiology* 266:197-206
- Ebersberger U, Marcus RP, Schoepf UJ, Lo GG, Wang Y, Blanke P, **Geyer LL**, Gray JC, 3rd, McQuiston AD, Cho YJ, Scheuering M, Canstein C, Nikolaou K, Hoffmann E, Bamberg F (2014) Dynamic CT myocardial perfusion imaging: performance of 3D semi-automated evaluation software. *Eur Radiol* 24:191-199
- **Geyer LL**, De Cecco CN, Schoepf UJ, Silverman JR, Krazinski AW, Bamberg F, Steinberg DH (2015) Low-volume contrast medium protocol for comprehensive cardiac and aortoiliac CT assessment in the context of transcatheter aortic valve replacement. *Acad Radiol* 22:1138-1146
- **Geyer LL**, Glenn GR, De Cecco CN, Van Horn M, Canstein C, Silverman JR, Krazinski AW, Kemper JM, Bucher A, Ebersberger U, Costello P, Bamberg F, Schoepf UJ (2015) CT Evaluation of Small-Diameter Coronary

Artery Stents: Effect of an Integrated Circuit Detector with Iterative Reconstruction. *Radiology* 276:706-714

- **Geyer LL**, Koerner M, Wirth S, Mueck FG, Reiser MF, Linsenmaier U (2013) Polytrauma: optimal imaging and evaluation algorithm. *Semin Musculoskelet Radiol* 17:371-379
- **Geyer LL**, Körner M, Harrieder A, Mueck FG, Deak Z, Wirth S, Linsenmaier U (2016) Dose reduction in 64-row whole-body CT in multiple trauma: an optimized CT protocol with iterative image reconstruction on a gemstone-based scintillator. *Br J Radiol* 89:20160003
- **Geyer LL**, Körner M, Hempel R, Deak Z, Mueck FG, Linsenmaier U, Reiser MF, Wirth S (2013) Evaluation of a dedicated MDCT protocol using iterative image reconstruction after cervical spine trauma. *Clin Radiol* 68:e391-396
- **Geyer LL**, Körner M, Maxien D, Deák Z, Linsenmaier U, Reiser MF, Wirth S (2012) Low contrast performance and image quality in abdominal CT imaging of filtered back projection (FBP) and adaptive statistical iterative reconstruction (ASiR): phantom and clinical comparison of primary image reconstruction to secondary image reformation. *ECR, Vienna*. Doi:10.1594/ecr2012/C-2016
- **Geyer LL**, Körner M, Reiser M, Linsenmaier U (2010) Aktueller Stellenwert der konventionellen Radiographie und Sonographie in der frühen Versorgung traumatisierter Patienten. *Notfall + Rettungsmedizin* 13:428-435
- **Geyer LL**, Scherr M, Körner M, Wirth S, Deak P, Reiser MF, Linsenmaier U (2012) Imaging of acute pulmonary embolism using a dual energy CT system with rapid kVp switching: initial results. *Eur J Radiol* 81:3711-3718
- **Geyer LL**, Schoepf UJ, Meinel FG, Nance JW, Jr., Bastarrika G, Leipsic JA, Paul NS, Rengo M, Laghi A, De Cecco CN (2015) State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques. *Radiology* 276:339-357
- **Geyer LL**, Silverman JR, Krazinski AW, Suranyi P, Ravenel JG, Wirth S, Costello P, Schoepf UJ (2014) Integrated cardiothoracic imaging with computed tomography. *Semin Respir Crit Care Med* 35:50-63

- Harrieder A, **Geyer LL**, Körner M, Deak Z, Wirth S, Reiser M, Linsenmaier U (2012) Evaluation der Strahlendosis bei Polytrauma-CT-Untersuchungen eines 64-Zeilen-CT im Vergleich zur 4-Zeilen-CT. *Rofo* 184:443-449
- Körner M, **Geyer LL**, Wirth S, Reiser MF, Linsenmaier U (2011) 64-MDCT in mass casualty incidents: volume image reading boosts radiological workflow. *AJR Am J Roentgenol* 197:W399-404
- Krazinski AW, Meinel FG, Schoepf UJ, Silverman JR, Canstein C, De Cecco CN, **Geyer LL** (2014) Reduced radiation dose and improved image quality at cardiovascular CT angiography by automated attenuation-based tube voltage selection: intra-individual comparison. *Eur Radiol* 24:2677-2684
- Linsenmaier U, **Geyer LL**, Körner M, Reiser M, Wirth S (2014) Stellenwert der Multidetektor-CT bei Polytrauma. *Radiologe* 54:861-871
- Mueck FG, Michael L, Deak Z, Scherr MK, Maxien D, **Geyer LL**, Reiser M, Wirth S (2013) Upgrade to iterative image reconstruction (IR) in MDCT imaging: a clinical study for detailed parameter optimization beyond vendor recommendations using the adaptive statistical iterative reconstruction environment (ASIR) Part2: The chest. *Rofo* 185:644-654
- Mueck FG, Roesch S, **Geyer L**, Scherr M, Seidenbusch M, Stahl R, Deak Z, Wirth S (2014) Emergency CT head and neck imaging: effects of swimmer's position on dose and image quality. *Eur Radiol* 24:969-979