

Aus dem Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
der Universität zu Köln
Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. D. Maintz

Reporting of technical Dual-Energy CT parameters: a systematic literature analysis

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

vorgelegt von
Martha Sophie Rabus
aus Köln

promoviert am 26.06.2026

Dekan: Universitätsprofessor Dr.med. G. R. Fink

1. Gutachter: Professor Dr. med. Dr. N. G. Hokamp

2. Gutachter: Professor Dr. med. C. Bangard

Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich keine Unterstützungsleistungen erhalten.

Weitere Personen waren an der Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer Promotionsberaterin/eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertationsschrift stehen.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Der Suchterm zur Identifikation relevanter Literatur wurde von mir in Zusammenarbeit mit Dr. med. D. Zopfs (Betreuer) und Prof. Dr. Dr. med. Nils Große Hokamp (Doktorvater) entworfen und optimiert.

Die Umsetzung der PRISMA-Methodologie erfolgte unter Unterstützung durch Dr. med. D. Zopfs und Prof. Dr. Dr. med. Nils Große Hokamp.

Das Screening der identifizierten Arbeiten wurde eigenständig durch mich durchgeführt. Bei Einzelfällen, in denen Unklarheiten auftraten, erfolgte eine Besprechung mit meinem Betreuer-erteam.

Die Abfrageparameter für den Survey wurden von mir entworfen und in Zusammenarbeit mit Dr. med. D. Zopfs und Prof. Dr. Dr. med. Nils Große Hokamp finalisiert.

Die Datenakquise erfolgte eigenständig durch mich. Bei einzelnen kritischen Fällen erfolgte eine Rücksprache mit meinem Betreuer-erteam.

Die deskriptive statistische Analyse der erhobenen Daten in Form prozentualer Anteile wurde von mir selbstständig mit Hilfe der Tabellenkalkulation excel© durchgeführt.

Das Verfassen der vorliegenden Promotionsschrift erfolgte eigenständig durch mich. Während des Schreibprozesses erhielt ich inhaltliche und methodische Rückmeldungen von Dr. med. D. Zopfs und Prof. Dr. Dr. med. Nils Große Hokamp.

Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis:

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu

Köln AM 132/2020) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 15.10.2025

Unterschrift:

Danksagung

Für die Überlassung des interessanten Themas und die umfassende wissenschaftliche Betreuung möchte ich mich bei meinem Doktorvater Prof. Dr. Dr. Nils Große Hokamp und meinem Betreuer Dr. David Zopfs bedanken. Beide haben mich stets mit viel Verständnis unterstützt und mit ihren konstruktiven Anregungen maßgeblich zur Fertigstellung dieser Dissertation beigetragen.

Für meine Eltern.

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	8
1. ZUSAMMENFASSUNG	9
2. EINLEITUNG	10
2.1. Geschichtlicher Überblick	10
2.2. CT-Technik	11
2.2.1. Messprinzip	12
2.2.2. Aufbau eines CT-Geräts	12
2.2.3. Spiral-CT	14
2.2.4. Mehrzeilen-CT	14
2.2.5. Röntgenröhre	15
2.2.6. Detektoren	18
2.2.7. Bildrekonstruktion	19
2.2.8. Bildqualität	21
2.3. Dual-Energy-Computertomographie	23
2.3.1. Physikalisch-technische Grundlagen	24
2.3.2. Technologische Umsetzung	26
2.4. Fragestellungen und Ziel der Arbeit	31
3. MATERIAL UND METHODEN	33
3.1. Suchstrategie und Auswahlkriterien	33
3.2. Datenextraktion	34
4. ERGEBNISSE	36
4.1. Auswahl der Publikationen	36
4.2. Studiencharakteristika	38
4.3. Kontrastmittelanwendung	40
4.4. DECT-Systeme	42
4.5. Akquisitionsparameter	43

4.6.	Rekonstruktionsparameter	48
5.	DISKUSSION	54
5.1.	Diskussion der Ergebnisse	54
5.2.	Schlussfolgerung	57
6.	LITERATURVERZEICHNIS	59
7.	ANHANG	65
7.1.	Abbildungsverzeichnis	65
7.2.	Tabellenverzeichnis	66

Abkürzungsverzeichnis

ACM:	automatic current modulation (automatische Röhrenstrom-Modulation)
ALARA:	as low as reasonably achievable (diagnostische Sicherheit mit minimaler Strahlendosis)
CT:	Computertomographie
EbM:	Evidence-based Medicine
DE:	Dual-Energy
DECT:	Dual-Energy-CT
DSCT:	Dual-Source-CT
HE:	Hounsfield-Einheit
NLM:	National Library of Medicine (U.S.)
PubMed:	biomedizinische Referenzdatenbank der NLM
PMID:	PubMed Identifier
PRISMA:	Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses
SECT:	Single-Energy-CT
VMI:	virtual monoenergetic image (virtuell monoenergetische Bildrekonstruktion)
VNC:	virtual non contrast (virtuell-native Bildgebung)
VNCa:	virtual non calcium (Rekonstruktion mit Kalziumsuppression)

1. Zusammenfassung

Ziel dieser systematischen Literaturrecherche war die Messung und Bewertung der Frequenz technischer Details und Parameter in klinischen Studien im Kontext der Dual-Energy-Computertomographie (DECT).

Es erfolgte eine strukturierte Abfrage der biomedizinischen Referenzdatenbank PubMed bezüglich Forschungsartikeln mit einer möglichen Verwendung eines Dual-Energy-Systems. Die Suche beschränkte sich auf die Kurzzusammenfassung und den Schlagwortkatalog der wissenschaftlichen Artikel mit einem Veröffentlichungsdatum sowohl der Printausgaben als auch der digitalen Versionen zwischen den Jahren 2016 und 2019. Die Daten der spezifischen DECT-Methode jeder ausgewählten Publikation wurden in einer Excel®-Tabelle erfasst, mit besonderer Berücksichtigung der Scan- und Rekonstruktionsparameter.

Die Suche in der Referenzdatenbank ergab 3467 Treffer, von denen 900 Studien in die eigentliche Analyse eingeschlossen werden konnten. Während der Herstellername des DECT-Systems in 98% aller Studien genannt wurde, gaben noch 89% der Studien das technologische Konzept des Dual-Energy-Computertomographen an. In den meisten Studien wurde ein Dual-Source-System verwendet (46%), gefolgt von kVp-Switching- (35%) und Dual-Layer-Systemen (13%). Die übrigen Studien setzten mehrere Systeme oder die Twin-Beam-Technik ein. Die physikalischen Parameter der Röntgenröhre – Spannung und Stromstärke – wurden in 95% bzw. 85% der Publikationen dokumentiert, die Parameter Pitch, Kollimation und Gantry-Rotationszeit in 74%, 70% und 73% der Studien konkretisiert. Informationen bezüglich Rekonstruktion der DECT-Bilder wie Rekonstruktionsalgorithmus (48%), Faltungskern (54%) oder Rauschunterdrückung (38%) wurden nur selten angegeben.

In klinischen Studien im Kontext der Dual-Energy-CT zwischen 2016 und 2019 sind die technischen Parameter der Akquisition und Bildrekonstruktion häufig nur teilweise spezifiziert. Die Reproduzierbarkeit der berichteten Studienergebnisse kann infolgedessen stark eingeschränkt sein.

2. Einleitung

2.1. Geschichtlicher Überblick

Den Grundstein für die Entwicklung der diagnostischen Bildgebung legte Wilhelm Conrad Röntgen am Abend des 8. November 1895 in Würzburg, als er bei Experimenten mit Elektronenstrahlröhren eher zufällig eine bis dahin unbekannte Strahlungsart entdeckte, die er X-Strahlen nannte. Die später nach ihm benannte Strahlung, aus heutiger Sicht elektromagnetische Wellen, die sich spektral an das ultraviolette Licht zu kürzeren Wellenlängen hin anschließen, durchdrang lichtundurchlässige Materialien und konnte einen photographischen Film schwärzen.^{1,2}

Kurz nach der Veröffentlichung seiner Entdeckung führten diese Eigenschaften der Röntgenstrahlung bereits zu ersten medizinischen Anwendungen.² Für seine bahnbrechende Entdeckung, mit der es erstmals möglich wurde, am lebenden Menschen krankhafte Veränderungen ohne operativen Eingriff festzustellen, erhielt Röntgen 1901 den ersten Nobelpreis in Physik.³

Konventionelle Röntgendurchleuchtungsaufnahmen stellen zweidimensionale Projektionen des durchstrahlten dreidimensionalen Objektbereichs dar. Die Schattenbilder der durchleuchteten Strukturen superponieren, die Tiefeninformation geht verloren. Die Folge ist eine nur mäßige Auflösung von Weichteilkontrasten. Einen entscheidenden Fortschritt stellte in den 70er-Jahren des vorherigen Jahrhunderts die Entwicklung der Computertomographie (CT) dar, ein Röntgenschnittverfahren, welches überlagerungsfreie Schichtbilder des durchstrahlten Objekts erzeugen kann.⁴

Schon 1963 beschrieb Allan MacLeod Cormack eine mathematische Rekonstruktionsmethode, die es erlaubt, aus Transmissionsmessungen der Röntgenstrahlung auf die Absorptionsverteilung des durchstrahlten Objekts rückzuschließen.⁵ Unabhängig von Cormack's Arbeiten gelang es dem Ingenieur Godfrey N. Hounsfield 1972 den ersten Computertomographen für den klinischen Einsatz vorzustellen, welcher EMI Scanner getauft wurde.⁶⁻⁸ Das Vorhandensein leistungsstarker Computer ermöglichte es Hounsfield, fußend auf den Arbeiten von Johann Radon⁹ und verfeinernden Algorithmen für die Bildberechnung, diesen Scanner herzustellen. Querschnitte des menschlichen Körpers konnten erstmals abgebildet werden.⁷ Für ihre Leistungen erhielten Cormack und Hounsfield 1979 den Nobelpreis in Medizin.¹⁰

Die Computertomographie hat sich seitdem schnell weiterentwickelt, sowohl bezüglich der Technologie als auch der Rekonstruktionsalgorithmen. Ein erster Ganzkörperscanner erschien 1974.¹¹ Die Einführung der Spiral-CT Ende der 90er-Jahre des letzten Jahrhunderts, bei der die Untersuchungsfläche während der Aufnahme kontinuierlich weiterbewegt wird, stellte einen weiteren Entwicklungssprung dar.^{12,13}

Mit der Einführung der Dual-Source-CT (DSCT) im Jahre 2005 wurde die Computertomographie ein weiteres Mal revolutioniert.¹³ Durch zwei im rechten Winkel angeordnete Systeme aus Röntgenröhre und Detektor verbesserte sich die zeitliche Auflösung enorm, Bilder des sich bewegenden Herzens ließen sich ohne Verabreichung von herzratensenkenden Medikamenten aufnehmen.¹⁴

Betreibt man die beiden Röhren mit unterschiedlichen Spannungen, erhält man die sogenannte Dual-Energy-Computertomographie (DECT). Sie ermöglichte erstmals^a eine simultane Aufnahme von Bildern mit unterschiedlichen Röntgenstrahlenergien.¹⁵ Da Materialien unterschiedlicher chemischer Zusammensetzung Röntgenstrahlung in gleicher Weise schwächen können,¹⁶ ließ sich mit der Gewinnung zusätzlicher spektraler Informationen eine bessere Charakterisierung von Geweben erreichen.¹⁵

Eine weitere entscheidende Neuerung war die Implementierung iterativer Bildrekonstruktionen. In Simulationen konnte gezeigt werden, dass sie gegenüber der rechen technisch effizienteren gefilterten Rückprojektion zu einer deutlichen Reduktion der Strahlendosis führen würde.¹⁷ Aber erst im Jahr 2009 reichte die Rechenleistung der Computer aus, um entsprechende Computertomographen herzustellen,¹⁸ die in der Lage waren, Bilder gleicher Qualität mit ca. der Hälfte der ursprünglich benötigten Strahlendosis zu generieren.^{19,20}

Mit Einführung der Stellar-Detektoren im Jahr 2011 konnte die Firma Siemens²¹ das elektronische Rauschen durch die Integration des Analog-Digital-Wandlers in den Chip der Detektor-Photodiode deutlich senken.^{21,22} Ohne Verlust an Bildqualität ließ sich so die Strahlendosis um weitere 50% reduzieren.²²

Die Optimierung der CT wird weitergehen, speziell im Hinblick auf die Reduktion der eingesetzten Strahlendosis. Zukünftige Entwicklungsschübe zeichnen sich durch den Einsatz Künstlicher Intelligenz in der Softwareentwicklung ab.^{23,24}

2.2. CT-Technik

Die Diagnostik mittels Röntgenstrahlung beruht auf der unterschiedlichen Schwächung der Strahlung während der Durchdringung des zu untersuchenden Objekts, z.B. von Knochen oder Organen.² Konventionelle Röntgen-Durchleuchtungsaufnahmen, bei denen das durchstrahlte Gewebevolumen auf ein zweidimensionales Bild projiziert wird, sind Überlagerungsbilder mit nur geringer Auflösung von Weichteilkontrasten.⁴ Die Information, an welcher Stelle im Strahlengang die spezielle Absorption stattfand, geht verloren, da sich die Absorptionen überlagern.²⁵ Bei der Computertomographie dagegen werden überlagerungsfreie Querschnittsbilder des durchstrahlten Objekts mit entsprechend deutlich verbesserter Auflösung erzeugt.^{4,16,25,26}

^a Die grundlegenden Ideen und physikalischen Grundlagen waren schon in den 1970er-Jahren weitgehend bekannt^{101,102}, wurden aber durch die damalige Rechenleistung der Computer limitiert.

2.2.1. Messprinzip

In der Computertomographie werden der untersuchten Schicht – je nach Schwächungsgrad – ortsabhängige Absorptionskoeffizienten μ zugeordnet, die anschließend in entsprechende Grauwerte des CT-Bildes umgewandelt werden.^{4,27} Die durchstrahlte Schicht wird dafür in gleichgroße quaderförmige Volumenelemente aufgeteilt, den sog. Voxeln, typischerweise in einer 512 x 512 Matrix angeordnet.⁴ Die lokalen mittleren Absorptionskoeffizienten für jedes Voxel ermittelt man durch folgendes Verfahren:

Die geschwächte Intensität eines dünnen Röntgenstrahlbündels wird nach Durchquerung der zu untersuchenden Gewebeschicht des Patienten gemessen. Die Intensitätsmessung erfolgt durch einen dem Röntgenstrahl gegenüberliegenden Detektor.^{4,26,27} In Geweben konstanter Dichte, d.h. in homogenen Objekten, ist die Intensitätsabnahme exponentiell, in Abhängigkeit vom Absorptionskoeffizienten μ und von der Objektdicke d .^{26,28} Um Messungen auch bei unterschiedlichen Röntgenintensitäten vergleichen zu können, wird der gemessene Intensitätswert durch die Intensität des ungeschwächten Röntgenstrahls dividiert, d.h. auf die ungeschwächte Strahlintensität normiert.⁴ Ein Messwert in der CT ist dann der negative Logarithmus der detektierten normierten Intensität, also in homogenen Objekten einfach das Produkt $\mu \cdot d$ aus Absorptionskoeffizient μ und Objektdicke d und in inhomogenen Objekten das Linienintegral $\int \mu(s) ds$ des wegabhängigen Absorptionskoeffizienten $\mu(s)$ längs der durchstrahlten Strecke s .⁴

Prinzipiell werden bei einer vollständigen CT-Aufnahme die folgenden Schritte ausgeführt:

Wie beschrieben wird ein einzelner Messwert detektiert, anschließend die Röntgenstrahler-Detektor-Einheit um einen kleinen Wert quer zur Patientenlängsachse linear verschoben (Translation) und ein weiterer Messwert aufgenommen.²⁹ Am Ende erhält man ein Schwächungsprofil der untersuchten Schicht, auch Projektion genannt. Die Projektion ist allerdings immer noch ein „Überlagerungsbild“ des durchleuchteten Objektbereichs. Daher wird die gesamte Strahler-Detektor-Einheit um einen kleinen Winkel gedreht und eine weitere Projektion aufgezeichnet. Dies wird fortgesetzt, bis das Messsystem eine 180-Grad-Drehung ausgeführt hat. Man erhält einen vollständigen Satz von Messdaten, das sog. Sinogramm.⁴

Aus diesem Messdatensatz rekonstruiert ein Computer für jedes Voxel einen konstanten mittleren Absorptionskoeffizienten, der in einen Grauwert übertragen wird. Diese Grauwerte werden als zweidimensionales CT-Bild dargestellt, indem man jedem „Voxelgrauwert“ das entsprechende Pixel der Bildmatrix zuordnet.^{4,26,27}

2.2.2. Aufbau eines CT-Geräts

Ein moderner Computertomograph besteht prinzipiell aus einer (rotierenden) Abtasteinheit, der sog. Gantry, einem Tisch für den Patienten und einem Hochleistungsrechner mit Bedien- und Auswertekonsole.^{25,30} Die Gantry ist das Gerüst, in dem sich die wichtigen Komponenten wie der Hochspannungsgenerator und die Röntgenröhre mit Kühlung und Blendensystem

sowie die Detektoren (Sensoren für die Intensitätsmessung) befinden. Sie integriert zusätzlich den Antrieb für die Rotation, die Strom- und Spannungsversorgung der Bauteile und die Datenübertragung zwischen der rotierenden Abtasteinheit und dem Hochleistungsrechner (vgl. Abbildung 1).^{26,30}

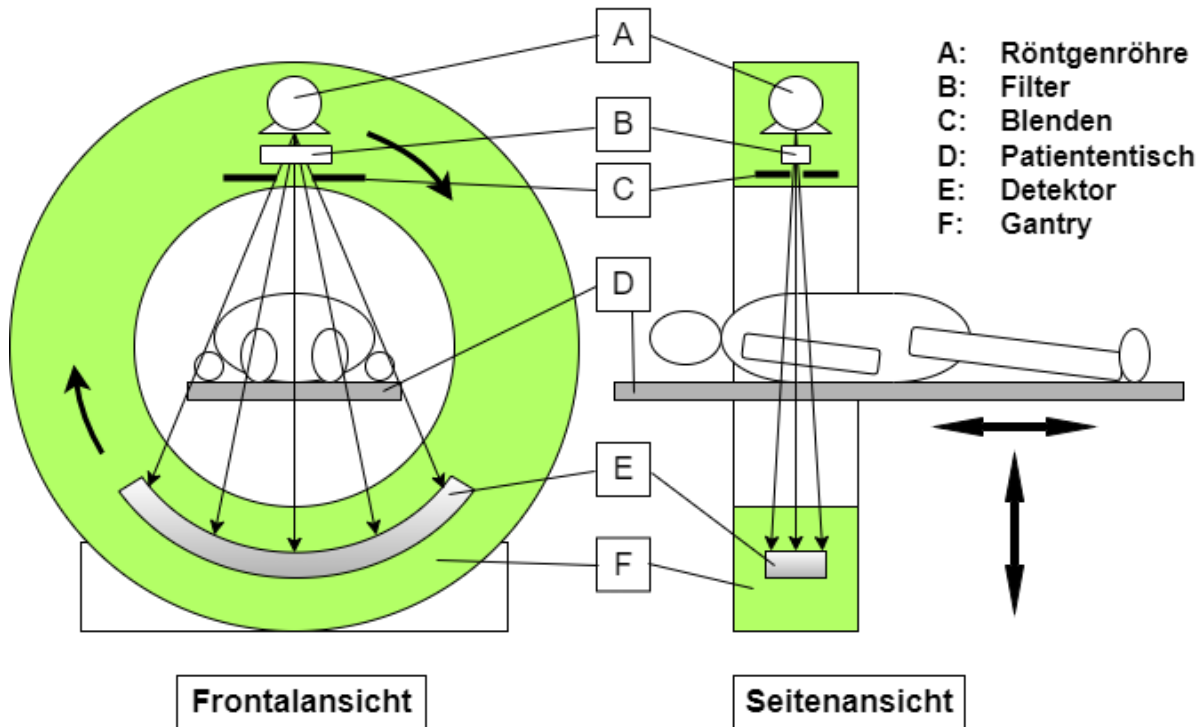


Abb. 1: Computertomograph der 3. Generation

Schematische Darstellung modifiziert nach einer Informationsseite des Instituts für Medizinische Physik und Strahlenschutz der Technischen Hochschule Mittelhessen; <https://www.thm.de/mni/forschung/institute-gruppen/imps/imps-Strahlung-information/radiologie/modalitaeten/computertomographie.html> (Zuletzt abgerufen am 13.02.2022)

Bei den heutigen Computertomographen (Geräte der 3. und 4. Generation) rotiert die Röntgenröhre um den Patienten. Ein Blendensystem (Kollimator) formt aus dem Strahlenkegel der Röntgenröhre einen schmalen, fächerförmigen Röntgenstrahl, dessen Breite in Patientenlängsrichtung der gewünschten zu untersuchenden Körperschicht entspricht.^{26,30}

In Geräten der 3. Generation rotieren die Röntgenröhre und die gegenüberliegenden kreisförmig angeordneten Detektoren gemeinsam um den Patienten.²⁶ Der Öffnungswinkel der Detektorschicht ist groß genug, um den gesamten Patientenquerschnitt erfassen zu können⁴ (vgl. Abbildung 1). Eine Projektion lässt sich auf diese Weise gleichzeitig von den Detektorelementen aufnehmen.⁴ Die Translation, bei der die Projektion – wie schon beschrieben – aus nacheinander vorgenommenen Einzelmessungen zusammengesetzt wird (Geräte der 1. und 2. Generation), entfällt und es wird nur noch eine Rotationsbewegung durchgeführt. Die Scanzeit reduziert sich drastisch. Geräte der 4. Generation besitzen einen stationären Detektorkranz, nur die Röntgenröhre rotiert.^{26,27,30}

2.2.3. Spiral-CT

Ein Innovationsschub stellte die Einführung der Spiral-CT im Jahre 1989 durch W. A. Kalender und P. Vock dar.²⁷ Während die Röntgenröhre kontinuierlich um den Patienten rotiert, wird der Patiententisch mit konstanter Geschwindigkeit durch die Gantry hindurch bewegt. Die Röntgenröhre durchläuft eine spiral- bzw. helikale Bahn, die Messdaten werden kontinuierlich in einem sog. Volumendatensatz erfasst.^{25,27}

Mit bestimmten Rekonstruktionsalgorithmen lassen sich aus dem Volumendatensatz Schichten variabler Dicke mit unterschiedlichen Abständen zueinander rekonstruieren.³¹ Ermöglicht wurde die Spiral-CT-Technik durch die neue Schleifringtechnologie, bei der die Verbindung zwischen rotierender Abtasteinheit und stationärer Gantry kabellos erfolgt.²⁶ Die bisherigen langen Untersuchungszeiten, bedingt durch die sequenzielle Aufnahme einzelner axialer Schichten, und die Entstehung von Artefakten zwischen zwei Schichtaufnahmen, z.B. durch Atmung oder Patientenbewegung, können durch die Spiral-CT vermieden werden.⁴

Das Scanvolumen hängt vom Tischvorschub und der Schichtdicke ab, das Verhältnis wird als Pitch p bezeichnet: $p = \frac{\text{Tischvorschub pro Gantryumdrehung}}{\text{Breite des Röntgenstrahlbüschels in Scanrichtung}}$.^{31,32} Der dimensionslose Pitch bestimmt, ob die Aufnahme der Daten überlappend ($p < 1$) oder lückenhaft ($p > 1$) erfolgt. Bei einem Pitch > 2 droht ein Informationsverlust.^{25,33} Da die Messdaten nicht in einer Ebene aufgenommen werden, müssen zur Rekonstruktion einer bestimmten Bildebene die vor und hinter der Bildebene gemessenen Daten interpoliert werden. Die Halbwertsbreite des durch Interpolation entstehenden glockenförmigen Schichtempfindlichkeitsprofils wird als effektive Schichtdicke bezeichnet.⁴

2.2.4. Mehrzeilen-CT

Eine weitere technische Neuerung der CT ist die sog. Multidetektor- oder Mehrzeilen-Computertomographie, bei der mehrere Detektorzeilen in Patientenlängsrichtung verbaut werden. Die ersten Geräte, die 1989 auf den Markt kamen, hatten vier benachbarte Zeilen, Tomographen im Jahre 2013 bereits bis zu 640.^{4,25}

Die Mehrzeilen-CT deckt während einer Rotation ein signifikant größeres Volumen ab.⁴ Die minimale Schichtdicke – und in Folge die davon abhängige Ortsauflösung in Patientenlängsrichtung – wird durch die Breite der einzelnen Detektoren bestimmt.^{25,30} Eine Rauschreduzierung kann durch Zusammenschaltung einzelner Detektorreihen, also durch dickere Schichten, erreicht werden.²⁶

Das größere Untersuchungsvolumen ermöglicht bspw. die Abbildung des gesamten Herzens während eines Schlags²⁵, die kürzeren Scanzeiten reduzieren Bewegungsartefakte und Kontrastmittelmenge. Die Möglichkeit der Wahl dünner kollimierter Schichten erlaubt eine isotrope Auflösung mit einer Bildrekonstruktion in jeder Raumebene.²⁶

Auch in der Mehrzeilen-CT müssen die Messdaten interpoliert werden. Ein neuartiges Verfahren, die Z-Filterung bzw. Z-Interpolation, arbeitet mit einer frei wählbaren Gewichtungsfunktion, d.h. die gemessenen Strahlintensitäten werden je nach Abstand von der Bildebene unterschiedlich stark bei der Bildrekonstruktion berücksichtigt. Das Schichtempfindlichkeitsprofil kann in Form und Breite verändert werden.⁴

2.2.5. Röntgenröhre

Seit der Entdeckung der Röntgenstrahlung hat sich das Prinzip ihrer Erzeugung in der Medizintechnik nicht wesentlich verändert.³⁴ In einem Hochvakuumgefäß befinden sich zwei Elektroden, eine elektrisch heizbare Kathode und eine gegenüberliegende Anode^{34,35} (vgl. Abbildung 2).

Die Kathode besteht aus einem Wolframdraht, der durch einen elektrischen Strom bis zur Weißglut (ca. 2600 °C) erwärmt wird.³⁵ Eine zwischen Kathode und Anode angelegte Hochspannung beschleunigt die durch Erhitzen freigesetzten Elektronen in Anodenrichtung. Eine die Glühkathode umgebende röhrenförmige Elektrode (Wehnelt-Zylinder) bündelt dabei den entstehenden Elektronenstrahl mittels eines elektrostatischen Feldes, sodass der Strahl auf eine kleine Fläche der Anode, den sog. Brennfleck, konzentriert wird.³⁵ Dort wird nur ca. 1% der kinetischen Energie der Elektronen in Röntgenstrahlung überführt, der Rest wird in Wärme umgewandelt.^{26,34}

Die Brennfleckgröße beeinflusst die Auflösung des Röntgenbildes. Bei der Röntgenabbildung handelt es sich um eine Zentralprojektion, die für ein scharfes Bild eine möglichst punktförmige Lichtquelle, also einen kleinen Brennfleck, erfordert.^{28,34,35} Aufgrund der hohen thermischen Belastung kann dieser aber nicht beliebig verkleinert werden. Eine Neigung der Anodenoberfläche bewirkt durch perspektivische Verkürzung, dass die für die thermische Belastung maßgebliche Elektronenauffrefffläche größer ist als der abbildungswirksame optische Brennfleck, d.h. als die Projektion der Auftrefffläche in Richtung des entstehenden Röntgenstrahlbündels (vgl. Abbildung 2).^{28,30,35}

Die Anodentemperatur limitiert die Leistungsfähigkeit der Röntgenröhre.³⁰ In Computertomographen mit ihren hohen Scanfrequenzen und Strahlleistungen reicht eine Brennfleckvergrößerung nicht aus, um eine Überhitzung der Anode zu vermeiden.³⁴ Röntgenröhren in Computertomographen werden in zwei verschiedenen Bauformen angeboten, der Drehanoden- und der Drehgehäuse-Röntgenröhre. Sie unterscheiden sich im Hinblick auf ihre Kühlmöglichkeiten und ihre thermische Belastbarkeit.²⁷

In beiden Bauformen befindet sich die Röntgenröhre in einem Röhrenschutzgehäuse, welches mehrere Aufgaben erfüllt. Das hitzefeste Schutzgehäuse schirmt die entstehende Röntgenstrahlung meist durch eine Bleiauskleidung nach außen hin ab und muss daher ein geeignetes

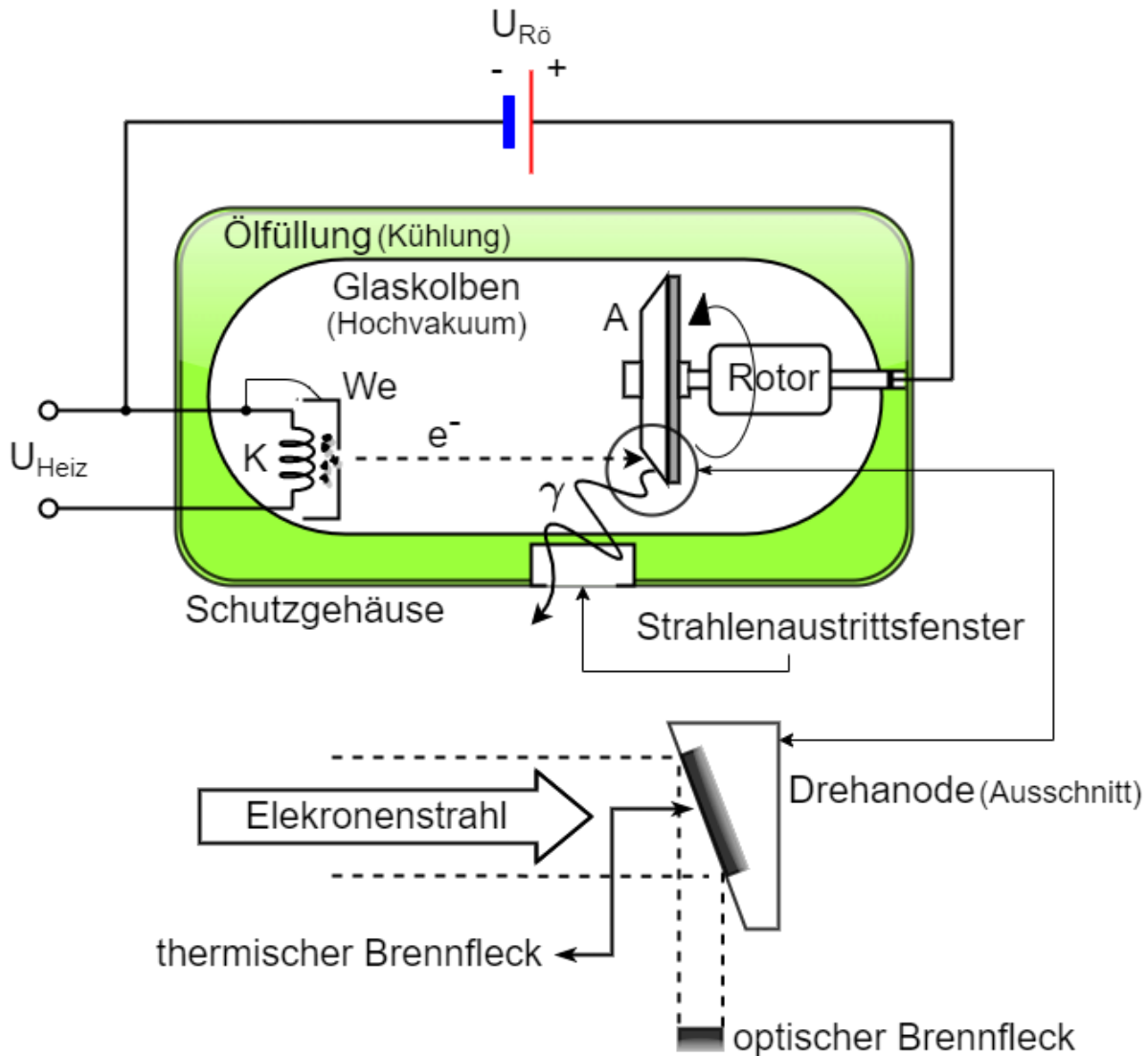


Abb. 2: Prinzipieller Aufbau einer Drehanoden-Röntgenröhre.

K : Kathode (Elektronenquelle), U_{Heiz} : Heizspannung für die Glühwendel der Kathode, We : Wehneltzylinder (Elektronenoptik zur Fokussierung des Elektronenstrahls), A : Drehanode mit Graphitauflagen zur Erhöhung der Wärmekapazität (Brennfleckbahn meist aus Wolfram bestehend), $U_{R\ddot{o}}$: externe Hochspannung zwischen Kathode und Anode zur Beschleunigung der aus der Kathode freigesetzten Elektronen, γ : Röntgenstrahlung.

Anode und Kathode befinden sich in einem evakuierten Glaskolben, der von einem ölgefüllten Strahlenschutzgehäuse mit einem Austrittsfenster für die Röntgenstrahlung umgeben ist. Das Schutzgehäuse schirmt die Röntgenstrahlung ab, das Öl dient der Wärmeableitung nach außen. Der Elektronenstrahl trifft auf den abgeschrägten Rand der rotierenden Drehanode. Die Rotation verteilt die entstehende Verlustwärme auf eine vollständige Brennfleckbahn, die Abschrägung des Anodentellerrandes verkleinert die thermische Brennfleckfläche durch Projektion auf die für die Abbildung verantwortliche optische Brennfleckfläche.

Strahlenaustrittsfenster besitzen. Hochspannungsfestes isolierendes Öl innerhalb des Schutzgehäuses sorgt zusätzlich für eine Kühlung der Anode.³⁵ Die Anode sollte neben einem hohen Schmelzpunkt auch eine hohe Wärmespeicherkapazität aufweisen. Als Anodenmaterial wird überwiegend Wolfram eingesetzt,²⁶ das einen hohen Schmelzpunkt hat (ca. 3420 °C)³⁶ und zudem mit seiner Kernladungszahl von $Z = 74$ ³⁵ eine hohe Röntgenstrahlausbeute^b bewirkt. Graphitschichten auf der Rückseite der Anode erhöhen ihre Wärmekapazität.³⁰

^b Die Strahlungsleistung einer Röntgenröhre ist proportional zur Kernladungszahl Z des Anodenmaterials.³⁴

In Drehanoden-Röntgenröhren befindet sich ein rotierender Anodenteller, der den Brennfleck auf eine kreisförmige Bahn verteilt. Eine Ableitung der Wärme nach außen kann durch ein Flüssigmetalllager verbessert werden (vgl. Abbildung 2).^{30,34}

Bei der moderneren Bauform der Drehgehäuse-Röntgenröhre dagegen rotiert das Röhrengehäuse als Ganzes, während der Anodenteller mit der Gehäusewand starr verbunden ist. Diese ist wiederum von einem Kühlölbad umgeben und lässt sich so effektiv kühlen.³⁰ Der Elektronenstrahl wird hier nicht mit einem Wehnelt-Zylinder, sondern mit einem Quadrupol-Elektromagneten gebündelt und auf den Anodentellerrand fokussiert.³⁵ Ein Dauerbetrieb mit hohen Scanfrequenzen und Leistungsreserven wird möglich.^{30,35}

Die Röntgenstrahlung entsteht durch Wechselwirkung der beschleunigten Elektronen mit den Anodenatomen. Passieren Elektronen das Coulombfeld eines Atomkerns, werden sie auf Hyperbelbahnen abgelenkt und dabei abgebremst.³⁷ Sie verlieren in Abhängigkeit vom Abstand zum Atomkern Bewegungsenergie, die als elektromagnetische Strahlung wieder emittiert wird. Die emittierte Strahlung weist Energien von beinahe Null bis zu einer oberen Grenzenergie auf, wenn das Elektron bei einem zentralen Stoß mit dem Atomkern seine gesamte Bewegungsenergie in einem einzigen Prozess abgibt; es entsteht ein kontinuierliches Röntgenbremsspektrum.^{26,35} Elektronen können auch – bei genügend hoher Energie – Anodenatome ionisieren, indem sie ein Hüllenelektron der inneren Schale durch Stoß aus dem Atom entfernen. Fällt ein Hüllenelektron aus einer höherenergetischen Schale in die freigewordene Stelle, wird die Bindungsenergiedifferenz in Form einer für das Anodenmaterial charakteristischen Strahlung abgegeben. Dem Spektrum der Röntgenbremsstrahlung überlagert sich eine entsprechende Spektrallinie.^{26,35}

Die Röntgenstrahlung muss – je nach Untersuchungsgegenstand – spektral verändert werden. Die Abbildung kontrastarmer Objekte benötigt niederenergetische Röntgenstrahlung, während z.B. bei adipösen Patienten eine höherenergetische Strahlung mit größeren Leistungsreserven vorteilhaft ist.^{30,35}

Die Röhrenspannung zwischen Kathode und Anode bestimmt über die Dosierung der Elektronengeschwindigkeit die Energie der Röntgenstrahlung.³⁸ Die Strahlendosis dagegen hängt von der Gesamtmenge der erzeugten Röntgenphotonen ab. Sie ist bei einer Einzelschicht-CT direkt proportional zum Röhrenstrom-Zeit-Produkt, bei einer Mehrschicht- oder Spiral-CT proportional zum Röhrenstrom-Zeit-Produkt pro Pitch.³⁹ Der Röhrenstrom ist der an der Kathode angelegte Heizstrom, die Zeit ist die Belichtungszeit, d.h. die Rotationszeit des Röhren-Detektor-Systems.³¹

Das Röntgenspektrum lässt sich durch externe Filter zusätzlich verändern.^{40,41} Aus Strahlenschutzgründen muss der niederenergetische Anteil des Spektrums, der wegen seiner hohen Absorption im Patienten nicht zur Bildgebung beiträgt, reduziert werden. Eine Aufhärtung der Röntgenspektren, also eine relative Zunahme höherenergetischer Photonen, ist die Folge.^{26,35}

Unterhalb des Strahlenaustrittsfensters ist eine Tiefenblende angebracht. Filter im oberen Bereich, meist Aluminium- oder Kupferplatten,²⁶ können in den Strahlengang eingebracht werden. Röhrennahe Bleilamellen schirmen Streustrahlung ab, objektnahe größenverstellbare Kollimatoren (Blenden) dienen der Einstellung und Kontrolle des Strahlenfächers.^{31,38}

2.2.6. Detektoren

Die Intensitätsunterschiede der geschwächten Röntgenstrahlung nach Durchdringung des Patienten werden mit Messwertempfängern, den Detektoren, registriert.²⁶ Sie wandeln die auftreffende Strahlung in elektrische Signale um, deren Signalhöhe sich linear mit der Röntgenintensität ändern sollte.³⁰

Moderne Festkörper-Szintillationsdetektoren bestehen aus strahlenempfindlichem, dotiertem Material (z.B. Cadmium-Wolframat, Gadolinium-Oxid), welches durch seine hohe Ordnungszahl fast alle auftreffenden Röntgenquanten absorbiert. Die hohe Quanteneffizienz ermöglicht niedrigere Strahlendosen.³⁰ Die Röntgenstrahlung erzeugt im Szintillationsmaterial Lichtblitze, die von Fotodioden detektiert und in elektrischen Strom umgewandelt werden. Der verstärkte Strom wird anschließend digitalisiert.^{25,30,42}

Das Szintillationsmaterial weist eine kurze Signalabklingzeit auf, eine Voraussetzung für die Realisierung der hohen Rotationsgeschwindigkeit der Gantry moderner CT-Geräte.³⁰ Zu lange Abklingzeiten bewirken ein Nachleuchten des Szintillators mit negativen Auswirkungen auf die Ortsauflösung und die Bildqualität.²⁵

Der Detektor setzt sich aus einzelnen Elementen zusammen, die durch dünne Trennschichten separiert werden, um ein optisches Übersprechen zu vermeiden. Lichtblitze, die in einem Detektorelement entstanden sind, sollen keine Nachbarelemente anregen können. Die auf die Trennschichten auftreffenden Röntgenquanten werden nicht registriert.^{25,43}

Streustrahlung aus dem Messobjekt bewirkt eine Kontrastreduktion des CT-Bildes und erzeugt Artefakte. Die Unterdrückung der Streustrahlung wird in der Regel mit 2-3 cm hohen Wolfram- oder Molybdänblechen erreicht, die sich in Kanalrichtung zwischen den einzelnen Detektorelementen befinden.³⁰

Detektoren in Computertomographen erlauben die Einstellung kollimierter Schichtdicken verschiedener Breite. Bei Einzelschichtdetektoren kann die gewünschte Schicht mit dem röhrennahen Kollimator konfiguriert werden. Bei Mehrschichtdetektoren kann die mit der röhrenseitigen Blende voreingestellte Gesamtbreite des Strahlenfächers durch elektrischen Zusammenschluss mehrerer Detektorelemente in Patientenlängsrichtung unterschiedlich aufgeteilt werden.³⁰

2.2.7. Bildrekonstruktion

Bei einer CT-Aufnahme wird die Intensitätsdifferenz der ausgesandten und der am Detektor registrierten Strahlung während einer Rotation der Röhre um den Patienten aus unterschiedlichen Winkeln gemessen. Die Messdaten werden einem Computer (dem Bildrechner) zugeführt, dessen Aufgabe es ist, aus den eindimensionalen Projektionsdaten ein zweidimensionales Schnittbild zu generieren.²⁵

Wesentliche Determinanten der Bildrekonstruktion sind die Parameter Schichtdicke und Rekonstruktionsinkrement.³¹ Die verwendete Detektorkollimation begrenzt die Dicke der rekonstruierten Schnittbildschicht nach unten. Es können nur Bilder gleicher oder größerer Schichtdicke aus dem Datensatz berechnet werden.³¹ Das Rekonstruktionsinkrement legt die Schichtabstände der zu rekonstruierenden Einzelbilder fest. Ein Inkrement kleiner als die Schichtdicke bewirkt Bildüberlappungen.³¹

Ein Rekonstruktionsalgorithmus, der vergleichsweise wenig Rechenleistung benötigt, ist die gefilterte Rückprojektion (engl. filtered back projection).⁴⁴ Jede aufgenommene Projektion wird in eine zweidimensionale Bildmatrix von 512 x 512 Pixeln eingetragen, welche der Patientenschnittebene entspricht. Weil die Orte und der Grad der Schwächung auf dem Weg des Messstrahls durch den Patienten nicht bekannt sind, werden die Messwerte in Richtung des Messstrahls gleichmäßig rückprojiziert, d.h. jedes Pixel längs des Messstrahls erhält den gleichen gemittelten Wert.^{22,25} Hat man alle Projektionen in die Matrix übertragen, ergibt sich durch Addition ein topographisch korrektes Schichtbild, allerdings mit Verzeichnungen bzw. Unschärfen, da sich die rückprojizierten Werte auch noch außerhalb der Dichtezentren überlagern^{25,45} (vgl. Abbildung 3). Um diese Verzeichnungen zu minimieren, wird jedes Schwächungsprofil vor der Rückprojektion gefiltert. Die Filterfunktion, der sog. Faltungskern, besitzt in der Mitte einen positiven Bereich, der zu seinen Rändern hin ins Negative absinkt.⁴⁶ Die Filterung, mathematisch gesehen eine Faltung, bewirkt in der Rückprojektion, dass – vereinfacht ausgedrückt – die Verzeichnungen außerhalb des eigentlichen Objektpunkts durch negative Korrekturwerte ausgeglichen werden.⁴⁶ Der Faltungskern beeinflusst die Schärfe und das Rauschen des Bildes.⁴ Da bei vorgegebener Strahlendosis eine bessere Bildschärfe mit einem höheren Rauschen einhergeht, sollte der Faltungskern je nach diagnostischer Aufgabe geeignet gewählt werden.^{4,43}

Ein anderer Algorithmus, die iterative Rekonstruktion, berechnet ein grobes erstes Schnittbild (das Rohbild) analog der gefilterten Rückprojektion.²⁶ Durch Vergleich der tatsächlich gemessenen Projektionen mit den Rohbilddaten wird ein aktualisiertes Bild anhand der Abweichungen erstellt. Dieses Korrekturbild ersetzt das zuvor berechnete Bild. Der Vorgang, Vergleich und Korrekturbilderstellung, wird so lange wiederholt (lat. iterare = wiederholen), bis das aktualisierte Bild die gemessenen Daten widerspiegelt.^{25,26,43} Im klinischen Alltag reichen i.d.R.

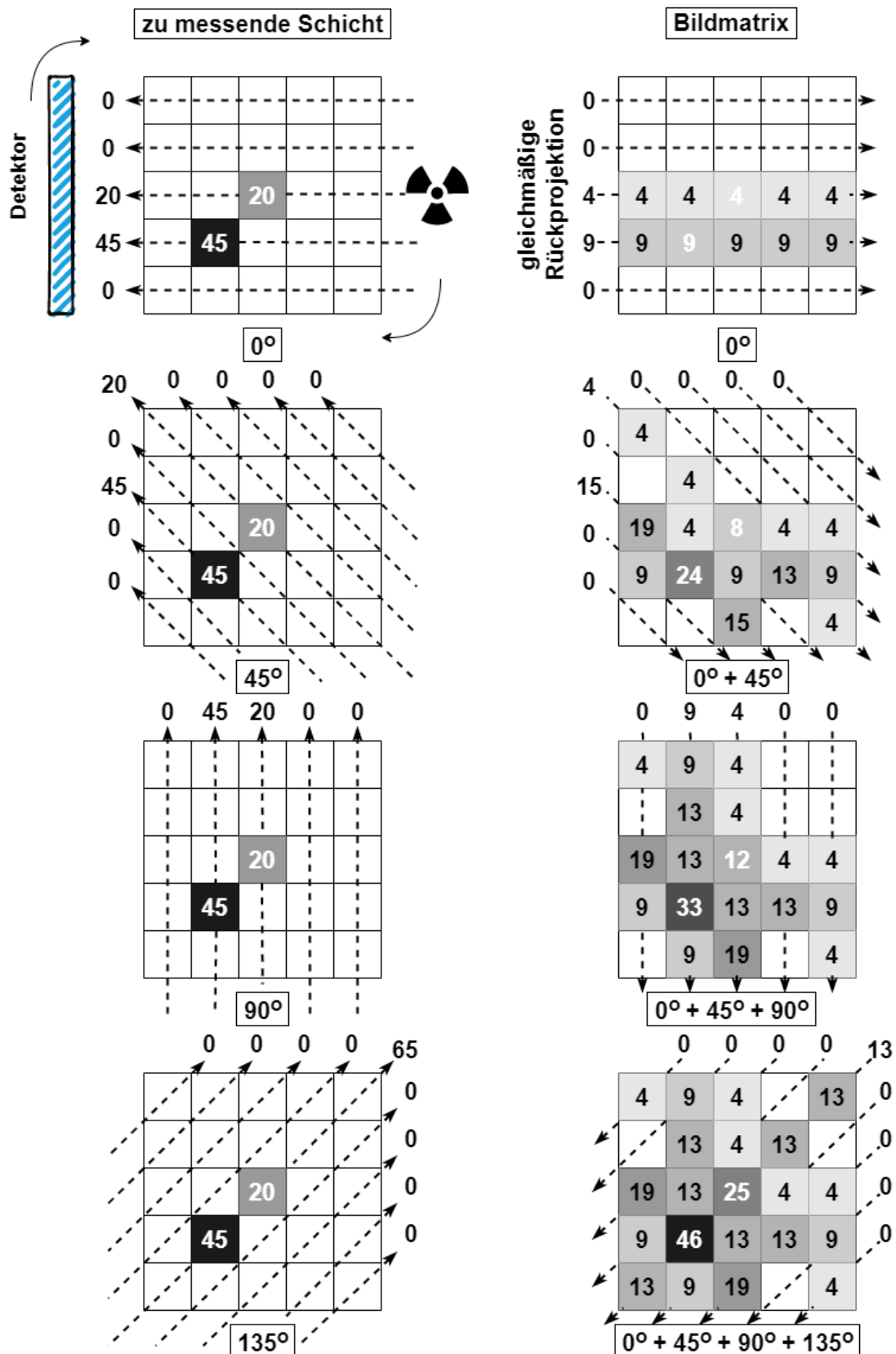


Abb. 3: Ungefilterte Rückprojektion am Beispiel einer 5 x 5 - Matrix mit Elementen der Dichte 20 und 45. Nach einer horizontalen Messung (0°) werden die gemessenen Werte gleichmäßig rückprojiziert. In der Bildmatrix ergeben sich Streifen gleicher Dichte. Weitere Projektionen und Rückprojektionen unter verschiedenen Winkeln führen zu einer korrekten Darstellung der Dichtezentren an den richtigen Stellen, allerdings mit Unschärfen wegen Überlagerungen der Rückprojektionen auch außerhalb der Zentren. Die Darstellung basiert auf einer Idee von Liebing A. Computertomografie - Teil 1: Aufbau, Technik, Bildentstehung. Radiopraxis 2013; 06: 9–21.

drei Iterationen aus.²² Obschon lange bekannt, war das Verfahren der iterativen Rekonstruktion erst im Jahr 2010 marktreif, nachdem die benötigte hohe Rechenleistung für die Bilddatenberechnung zur Verfügung stand.²⁵ Der Algorithmus erlaubt es, als rein rechnerisches Verfahren die Strahlendosis bei gleicher Bildqualität gegenüber der gefilterten Rückprojektion um bis zu 50% zu reduzieren.^{19,20} Alternativ lässt sich das Bildrauschen bei gleicher Dosis verbessern, Bildauflösung und Bildrauschen hängen nicht mehr voneinander ab.^{25,31}

Jedes rekonstruierte Bildelement (Pixel) enthält einen Schwächungswert, den Röntgen-Absorptionskoeffizienten, welcher die Strahlungsabsorption im entsprechenden Volumenelement (Voxel) der untersuchten Objektschicht beschreibt. Der Absorptionsgrad im Voxel hängt einerseits von seiner Dichte, andererseits vom Röntgenspektrum bzw. der Röntgenstrahlenergie ab. Messungen mit verschiedenen CT-Geräten wären nicht vergleichbar, da die Akquisitionparameter und die Geräteeigenschaften das Röntgenspektrum bestimmen.^{25,26,35} Um den Einfluss des Spektrums zu eliminieren, werden die absoluten Röntgen-Absorptionskoeffizienten μ der Pixel in relative Koeffizienten mit der Bezugsgröße Wasser umgerechnet und als CT-Wert bezeichnet.^{4,26}

$$\text{CT-Wert} = 1000 \frac{\mu - \mu(\text{Wasser})}{\mu(\text{Wasser})}$$

Die dimensionslosen CT-Werte werden zu Ehren von Sir Godfrey Hounsfield in der Einheit HE (Hounsfield-Einheit) angegeben. Wasser besitzt nach Definition den CT-Wert 0 HE, Luft minus 1000 HE. Die meisten Organe liegen mit ihren CT-Werten im Bereich von 20 bis 80 HE.^{4,25}

Zur visuellen Darstellung des rekonstruierten Bildes ordnet man den CT-Werten der Pixel jeweils einen Grauwert zu. Die Hounsfield-Skala unterscheidet 4096 Graustufen.^{4,25} Das menschliche Auge kann ca. 20 Graustufen auflösen.²⁶ Man bedient sich daher der sog. Fensterstechnik, bei der je nach diagnostischer Aufgabe nur der interessierende Ausschnitt aus der Hounsfield-Skala verwendet und auf die verfügbare Grauskala des Darstellungsmediums gespreizt wird (Fenstereinstellung oder Fensterweite).²⁵ Liegen die CT-Werte außerhalb der Fenstereinstellung, werden zu hohe Werte weiß, zu niedrige schwarz dargestellt.⁴ Neben der Fensterweite lässt sich als zweiter Parameter das Fensterzentrum einstellen, dessen Wert den Bereich der Hounsfield-Skala widerspiegelt, in dem sich die zu beurteilende Gewebe- oder Organstruktur befindet.^{25,26,31}

2.2.8. Bildqualität

Die diagnostische Sicherheit bildgebender Verfahren hängt stark von der Qualität der aufgenommenen Bilder ab. In der Computertomographie wird die Bildqualität wesentlich durch die visuellen Merkmale Kontrastauflösung und Rauschen bestimmt.^{32,47}

Mit Kontrast bezeichnet man den Grauwertverlauf zwischen zwei Bildelementen.³¹ Bei Weichteilgewebedarstellungen z.B. ist die Fähigkeit des CT-Scanners von Bedeutung, auch kleinste

Dichteunterschiede auflösen zu können. Die Kontrastauflösung sinkt mit Zunahme des Bildrauschens.^{32,47}

Das Bildrauschen beschreibt Störsignale ohne verwendbare Bildinformation.²⁵ Es beeinträchtigt die Wahrnehmung der relevanten Bildinformationen und limitiert die Qualität der Bildanalyse.⁴⁷ Das Rauschen kann über die Standardabweichung der Hounsfield-Einheiten eines ausgewählten Areal (region of interest) quantifiziert werden.^{31,32,39}

CT-Untersuchungsprotokolle kombinieren die Werte verschiedener Akquisitionsparameter, die das Bild und dessen Qualität beeinflussen. I.d.R. liefern die Protokolle eine gute Bildqualität, Änderungen sind nur in Sonderfällen zu empfehlen, bspw. bei adipösen Patienten.^{25,32}

Entscheidend ist die Anzahl N der Röntgenphotonen, die zur Bildgebung beitragen. Sie ist proportional zum Röhrenstrom, zur Schichtdicke und zur Akquisitionsdauer der CT-Untersuchung. Das Bildrauschen wird vom Rauschen der Messwerte (Quantenrauschen) dominiert, welches näherungsweise proportional zu $\frac{1}{\sqrt{N}}$ ist. Die Strahlendosis hängt direkt von der Gesamtenergie der Röntgenphotonen während einer CT-Aufnahme ab, also von ihrer Anzahl und Individualenergie.³⁹

Demzufolge verhalten sich Strahlendosis und Bildqualität antagonistisch. Eine höhere Bildqualität durch Verminderung des Bildrauschens wird durch eine Erhöhung der Strahlendosis erkaufte. Ziel sollte es sein, die benötigte diagnostische Sicherheit mit minimaler Strahlendosis zu erreichen (ALARA-Prinzip: as low as reasonably achievable).^{48,49}

Eine Möglichkeit der indirekten Dosisreduktion bietet der Einsatz iterativer Rekonstruktionsalgorithmen. Die Bilder werden mit niedriger Dosis akquiriert und das erhöhte Rauschen durch rechnerische Nachbearbeitung minimiert.^{33,50} Bei vergleichbarer Bildqualität kann eine Reduktion der Dosis von bis zu 75% erreicht werden.⁵¹ Bei zu starker Reduktion (>40%) besteht allerdings die Gefahr einer zu starken Glättung, sodass Niedrigkontraste nicht mehr aufgelöst werden.³³

Folgende Akquisitionsparameter haben Auswirkungen auf die Bildqualität:

Kollimation (Dimension der Kollimatoröffnung in mm)³¹

Mittels röhrenseitiger Kollimatoren wird die Breite des eingeblendeten Strahlenfächers festgelegt. Die Schichtdicke entspricht bei Einzelzeilen-CT-Scannern der Strahlenfächerbreite, bei Mehrschicht-CTs der Breite der zusammengeschalteten Detektorzeilen.^{25,32,52} Sie bestimmt die Ortsauflösung, die mit geringerer Dicke zunimmt. Eine bessere Ortsauflösung erhöht den Kontrast.^{25,31,32} Eine Verringerung der Schichtdicke erhöht proportional zu $\frac{1}{\sqrt{\text{Schichtdicke} \times N}}$ das Bildrauschen,³¹ bei gleichbleibender Bildqualität würde eine Halbierung der Schichtdicke eine Verdopplung der Dosis erfordern.²⁶

Röhrenstrom (Heizstrom der Röntgenröhrenkathode in mA)³¹

Über den Heizstrom kann die Anzahl der Röntgenphotonen dosiert werden, da ein hoher Strom mehr Elektronen freisetzt. Oft wird das Produkt aus Röhrenstrom und Rotationszeit in mAs als Röhrenstrom-Zeit-Produkt angegeben, bei Mehrschicht-CTs als mAs pro Pitch (effektives Röhrenstrom-Zeit-Produkt).²⁷ Das Produkt determiniert die Photonenmenge eines CT-Scans. Eine Erhöhung des Röhrenstrom-Zeit-Produkts verringert das Bildrauschen,^{32,39} während die Strahlendosis linear zunimmt.^{27,32} Zur Minimierung der Dosis bieten die Untersuchungsprotokolle eine automatische Röhrenstrom-Modulation (ACM, automatic current modulation) an, die den Röhrenstrom pro Rotation gemäß einer sinnvollen Bildqualität regelt.^{27,32}

Röhrenspannung (Potenzialdifferenz in kV zwischen Kathode und Anode der Röntgenröhre)⁵²

Mit der Röhrenspannung legt man mittels Dosierung der Elektronengeschwindigkeit die maximale Photonenenergie und ihre Durchdringungsfähigkeit fest.^{27,32} Eine Erhöhung der Röhrenspannung bei konstant gehaltenem Röhrenstrom reduziert einerseits das Bildrauschen, bedingt durch die verbesserte Durchdringungsfähigkeit,³² führt aber andererseits zu einer überproportionalen Dosissteigerung^{27,53} bei tendenziell verringertem Kontrast.^{25,32}

Pitch (Verhältnis von Tischvorschub pro Rotation und Gesamtkollimation)^{4,27,32}

In der Einzelschicht-Spiral-CT bewirkt eine überlappende Datenakquisition ($\text{Pitch} < 1$) eine Verringerung der effektiven Schichtdicke, eine Verbesserung der räumlichen Auflösung ist die Folge.^{4,32} Bei konstantem mAs-Produkt ist das Bildrauschen unabhängig vom Pitch, die Strahlendosis steigt mit abnehmendem Pitch.^{4,25,32,39} In der Mehrschicht-Spiral-CT bewirkt der Interpolationsalgorithmus eine Zunahme des Bildrauschens mit der Erhöhung des Pitch-Werts, das Rauschen hängt vom Pitch ab.^{31,39} Wird die automatische Röhrenstrom-Modulation verwendet, sind sowohl das Bildrauschen als auch die Strahlenexposition unabhängig vom Pitch.^{4,32,39}

2.3. Dual-Energy-Computertomographie

Die Dual-Energy-Computertomographie (DECT) erzeugt prinzipiell zwei Datensätze mit unterschiedlichen Röntgenenergien bzw. -spektren.^{40,44,54,55}

In der konventionellen CT unter Verwendung nur eines Spektrums (Single-Energy-CT; SECT) wird die Schwächung der Röntgenstrahlung mittels Hounsfield-Einheiten respektive Grauwerten ausgedrückt (vgl. Kapitel 2.2.7. Bildrekonstruktion). Die inneren Strukturen des Prüfobjektes können durch Zuordnung bestimmter Hounsfield-Einheiten zu spezifischen Körpermaterialien sichtbar gemacht werden.^{56,57}

Die DECT erweitert diese qualitative Zuordnung um die Möglichkeit der quantitativen Charakterisierung und Analyse des Prüfobjektes.^{54,57–59} Während zwei Materialien mit unterschiedlichen Massendichten aber – bei gegebener Röntgenenergie – ähnlichen Hounsfield-Einheiten (wie bspw. Kalzium und Iod^{58,60}) in der SECT nicht unterschieden werden können,⁵⁵ lassen sie

sich in der DECT wegen der materialspezifischen Energieabhängigkeit der Absorptionskoeffizienten differenzieren.^{54,58,60} Die Aufnahme zweier Röntgenbilder bei unterschiedlichen Röntgenenergien erlaubt neuartige Bildrekonstruktionen. Eine rechnerische Kombination beider Bilder gestattet Rückschlüsse auf Materialzusammensetzung und -beschaffenheit, z.B. auf die Dichte- oder Kernladungszahlverteilung.^{54,56,59}

2.3.1. Physikalisch-technische Grundlagen

Röntgenstrahlung wirkt indirekt ionisierend. Atome absorbieren oder streuen die Photonen, Energie wird übertragen und die Röntgenstrahlung geschwächt.²⁶ Die in der DECT relevanten Wechselwirkungsprozesse von Photonen mit Materie sind der Photoeffekt und die Comptonstreuung.^{26,41,54,57,61,62}

Der Photoeffekt beruht vorwiegend auf der Interaktion der Photonen mit den Hüllenelektronen innerer Schalen.^{26,41,57,62} Dabei wird die gesamte Photonenergie auf ein Hüllenelektron übertragen, welches die Schale verlässt. Ist die Photonenergie nur geringfügig größer als die Bindungsenergie des Elektrons, steigt die Schwächung der Röntgenstrahlung stark an (sog. K-Kante), die Wahrscheinlichkeit des Eintretens der Wechselwirkung ist am höchsten.^{41,55,62} Die Interaktionswahrscheinlichkeit – und infolgedessen die Röntgenenergieschwächung – wächst stark mit steigender Ordnungszahl Z des Materials, während sie mit Zunahme der Photonenergie entsprechend sinkt.^{26,55,57,62} Der Photoeffekt ist dominant im Niederenergiebereich.^c

Bei der Comptonstreuung wechselwirken Photonen vorwiegend mit den quasi-freien Hüllenelektronen der äußeren Schalen eines Atoms^{26,41,57,62}. Das stoßende Photon überträgt seine Energie teilweise auf das getroffene Elektron. Nach dem Zusammenstoß fliegt das Photon aus seiner ursprünglichen Richtung abgelenkt (gestreut) mit geringerer Geschwindigkeit respektive Energie weiter, während das Elektron das Atom unter einem anderen Winkel verlässt.^{26,41,57} Die Comptonstreuung ist dominant bei höheren Energien.^{26,57,59,63} Sie hängt wesentlich von der Elektronendichte ab^{41,54,62} und nimmt mit der Massendichte des Materials zu.^{26,57} Die Ordnungszahl spielt bei diesem Effekt kaum eine Rolle.^{26,57,61,62}

Grundlage der Dual-Energy-CT ist die beschriebene energie- und materialabhängige Röntgenabsorption. Für einen gewinnbringenden Einsatz sind einige Kriterien zu beachten:

Spektrale Trennung: Die polychromatischen Spektren der unterschiedlichen Röhrenspannungen überlagern sich teilweise. Eine geringere Überschneidung bedeutet eine bessere spektrale Trennung, die für eine zuverlässige und quantitative Differenzierung der Material-

^c In Wasser ist bei Photonenergien von bis zu ca. 60 keV hauptsächlich der Photoeffekt für die Schwächung der Strahlung verantwortlich, bei Materialien hoher Ordnungszahl auch bei Energien von mehr als 60 keV.²⁶

zusammensetzung relevant ist.^{41,54,57,58,61,63,64} Bei gleicher Bildqualität wird mit besserer Separation der Spektren eine geringere Strahlendosis benötigt.⁶⁵

Zeitliche Kohärenz: Sie bezeichnet den Zeitverzug zwischen den Akquisitionen der Projektionen niedriger und hoher Röntgenenergie.⁶⁴ Der Zeitverzug sollte möglichst klein sein, um Bewegungsartefakte zu vermeiden.^{54,64,66}

Zeitliche Auflösung: Sie wird definiert als die benötigte Zeitdauer für die Datenakquisition einer vollständigen Bildrekonstruktion. Die zeitliche Auflösung, die in der Regel dem Zeitintervall einer halben Gantryrotation entspricht, bestimmt das Ausmaß von Bewegungsartefakten.^{57,62,64,67}

Räumliche Auflösung: Sie ist ein wichtiger Bestandteil der Bildqualität. Vorausgesetzt es liegt eine gute zeitliche Auflösung und spektrale Trennung vor, wird die räumliche Auflösung hauptsächlich von den folgenden Faktoren beeinflusst:⁶⁴

- Geometrie der Röntgenröhre (primär die Brennfleckgröße)
- Breite der Detektorelemente
- Anzahl der aufgenommenen Projektionen während eines kompletten Scans

Die diagnostische Auswertung der akquirierten CT-Datensätze kann prinzipiell durch Nachbearbeitung der rekonstruierten Bilddaten oder der Projektions- bzw. Rohdaten erfolgen.^{40,58,66,68,69}

Eine Auswertung im Rohdatenraum setzt eine hohe zeitliche Kohärenz voraus.^{d 58,60,66}

Die bei niedriger und hoher Strahlenergie aufgenommenen Projektionen werden noch vor der Bildrekonstruktion beispielsweise einem Dekompositions-Algorithmus unterzogen und in materialspezifische Projektionen transformiert.^{55,66,69} Vorteilhaft ist im Wesentlichen das Fehlen von Strahlaufhärtungsartefakten.^{55,60,63,66}

Die verwendeten Analysemethoden unterscheiden sich nicht grundsätzlich. Mittlerweile existieren zahlreiche klinische Anwendungen der DECT, die mit spezifischen Nachbearbeitungsalgorithmen verfügbar sind.^{41,55,58,59,62,69,70}

Häufig spielt das Element Jod eine wichtige Rolle. Bedingt durch seine hohe Kernladungszahl ($Z = 53$) besitzt es aufgrund des Photoeffekts eine starke Energieabhängigkeit, welche Jod als Kontrastmittel in CT-basierten Untersuchungen prädestiniert.^{41,54,55,58,61,62} Ein Anwendungsbeispiel ist die Berechnung eines sog. virtuell-nativen Bildes, in dem die jodassoziierte Schwächung durch entsprechende Algorithmen entfernt wird.^{41,44,59,71} Oft besteht die Möglichkeit, auf einen separaten Scan vor Kontrastmittelgabe zu verzichten, sodass Einsparungen in der Dosis von bis zu 7 mSv erzielt werden können.⁷¹

^d Infolgedessen ist dieser Ansatz abhängig vom Scanner-Design. Dual-Layer-DECT und kVp-Switching-DECT erfüllen die Voraussetzung.^{68,69} (vgl. den folgenden Abschnitt 2.3.2. Technologische Umsetzung)

In der Gefäßdiagnostik hat die CT-Angiographie^e die konventionelle Katheterangiographie fast vollständig abgelöst. Die Spiraltechnik ermöglicht eine schnelle, nicht invasive Durchführbarkeit mit hoher diagnostischer Aussagekraft.^{26,72,73} Physiologisch von Bedeutung ist die individuelle Herz-Kreislauf-Situation des Patienten, die sich auf die zeitliche Verzögerung zwischen Kontrastmittelgabe und der Initiierung des Scans, den sog. Delay, auswirkt.^{72,73} Eine homogene, ausreichende Kontrastierung und eine korrekte Festlegung des Delays sind entscheidend. Die Technik des automatischen Bolus-Trackings ist hier hilfreich. Der Scan startet automatisch, sobald ein definierter CT-Dichtewert im zu untersuchenden Gefäß gemessen wird.^{27,72,73} Als wichtige technische Faktoren sind die Injektionsgeschwindigkeit des Kontrastmittels (ml/s) und die Kontrastmittelkonzentration (mg/ml) zu nennen.^{72,73} Das Kontrastmittelvolumen sollte wegen möglicher Nebenwirkungen auf das diagnostisch notwendige Maß begrenzt werden.^{26,73} Die Nachinjektion von NaCl über ein Doppelkolbensystem unmittelbar nach Beendigung des Kontrastmittelbolus kann die Plateauphase der maximalen arteriellen Kontrastierung verlängern.^{72,73}

2.3.2. Technologische Umsetzung

Alle aktuell in der klinischen Praxis eingesetzten Computertomographen mit Dual-Energy-Technik beruhen entweder auf einem emissionsbasierten Ansatz, bei dem Röntgenspektren verschiedener Energien verwendet werden, oder auf einem detektorbasierten mit energieauflösenden Quantendetektoren.^{59,74} Die von den Firmen realisierten Konzepte unterscheiden sich hinsichtlich der Gleichzeitigkeit der Aufnahmen und Separation der Röntgenspektren (vgl. Tabelle 1 und Abbildung 4).^{44,54,58,59,61,64,74}

Sequenzielle Akquisition:

Die technisch einfachste Möglichkeit, eine Zweispektrenaufnahme zu verwirklichen, ist die zeitlich sequenzielle Datenakquisition mit unterschiedlichen Röhrenspannungen. Die Datenregistrierung erfolgt entweder nach jedem Spiralscan oder nach jeder Gantryrotation (axialer Scan).^{40,54,58,61} Prinzipiell ist diese Methode mit jedem kommerziellen Computertomographen und angepasster Software in die Praxis umzusetzen.^{41,54}

Der Einsatz verschiedener Vorfilter und eine Röhrenstrommodulation separat für jede Spannung gestattet eine optimale spektrale Trennung mit einer geringstmöglichen Strahlendosis.^{44,64} Der Zeitversatz zwischen den Aufnahmen schränkt allerdings den Bereich sinnvoller Anwendungen auf die Untersuchung von relativ statischen Organen bzw. Geweben ein.^{41,54,58} Patientenbewegungen müssen vor der Bildrekonstruktion rechnerisch korrigiert werden,^{41,44} Änderungen der Kontrastmittelverteilung zwischen zwei Aufnahmen beeinträchtigen die Jod- und Weichteildarstellung.^{40,41,44,61}

^e Die Gefäßdarstellung mittels Computertomographie basiert auf der intravasalen Gabe von jodhaltigem Kontrastmittel, welche eine Dichteanhebung der Gefäße evoziert.²⁶

Tabelle 1: Kommerzielle DECT-Technologien

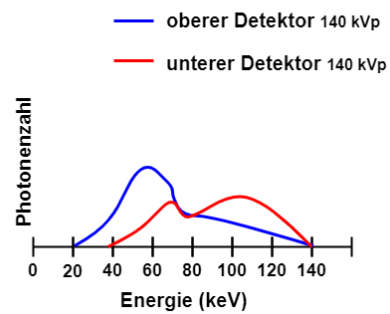
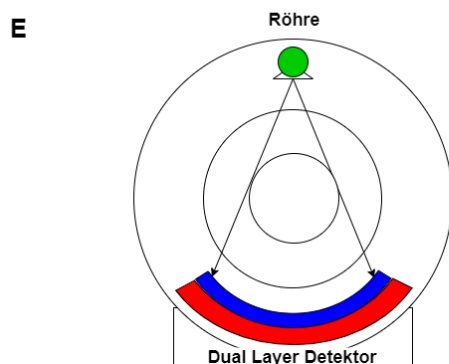
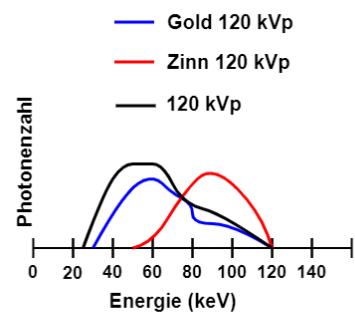
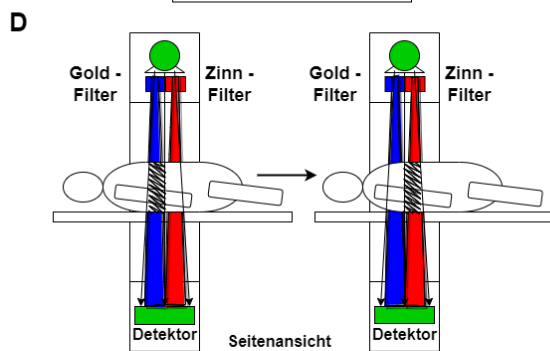
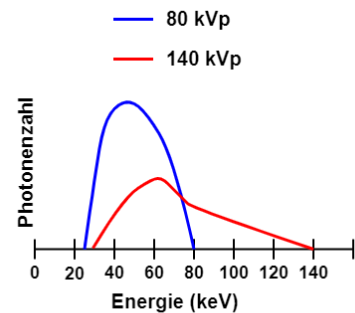
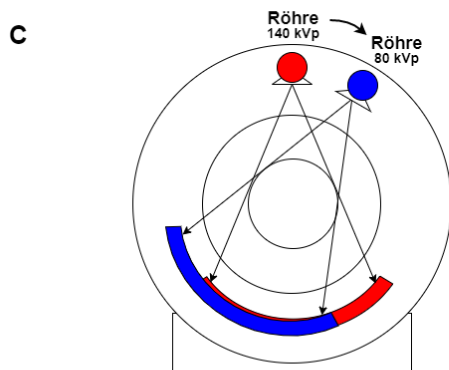
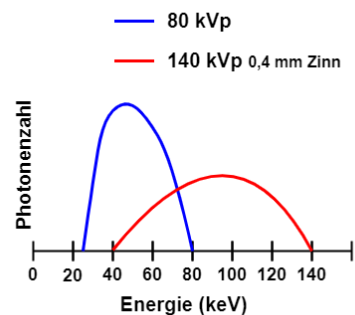
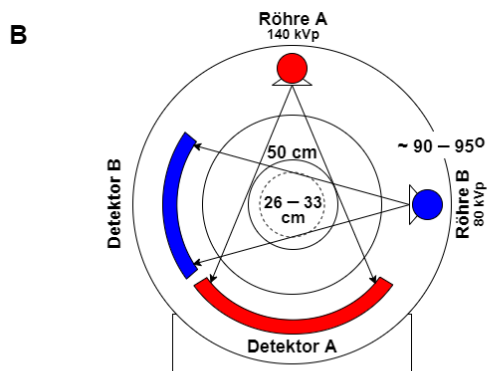
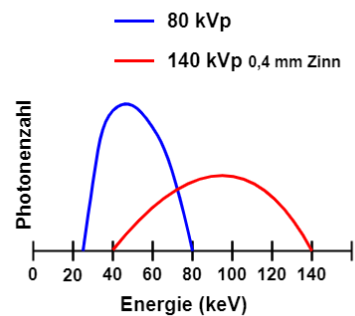
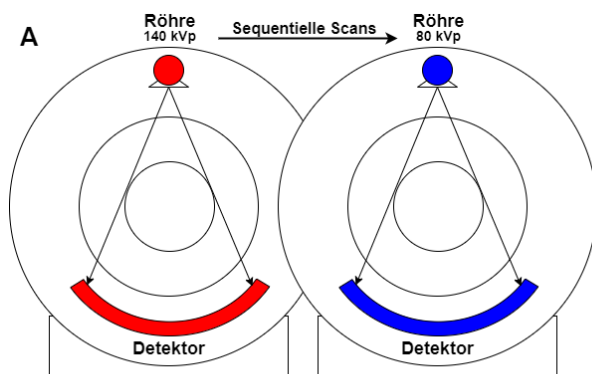
Technik	Konzept	Stärken	Schwächen
Sequenzielle Akquisition Toshiba Medical Solutions GE Healthcare Siemens Healthineers	zwei aufeinanderfolgende CT-Scans mit Wechsel der Röhrenspannungen - nach jeder Gantryrotation (axiale Schichtaufnahmen) - nach jedem Spiralvolumenscan (vollständige Volumenaufnahme)	bei Verwendung geeigneter Software prinzipiell mit jedem Computertomographen möglich sehr gute Trennung der Röntgenspektren Röhrenstrommodulation separat für jede Spannung möglich	sehr schlechte zeitliche Auflösung Bewegungen zwischen zwei Aufnahmen können die Bildqualität massiv verschlechtern
Dual-Source-DECT Siemens Healthineers	zwei Röhren-Detektor-Kombinationen näherungsweise um 90° versetzt	Röhrenstrom(modulation) und Vorfilterung für jede Spannung separat einstellbar beste spektrale Trennung aller kommerziellen DECT-Systeme verfügbar ⁶⁵ zur Erzielung einer hohen zeitlichen Auflösung lassen sich beide Röntgenröhren mit gleichen Spannungen betreiben	wechselseitige Streustrahlung beider Röhren-Detektor-Systeme; benötigt spezielle Korrekturalgorithmen bauartbedingtes kleineres Messfeld des zweiten Detektors räumlicher Versatz der simultan detektierten DE-Daten keine Auswertung im Rohdatenraum möglich
kVp-Switching-DECT GE Healthcare	sehr schneller Wechsel der Röhrenspannung im Submillisekundenbereich während einer Gantryrotation	hohe zeitliche Kohärenz der akquirierten DE-Daten Auswertung im Rohdatenraum nach Winkelinterpolation möglich ⁶³	mäßige Trennung der Röntgenspektren geringe Gantryrotationsgeschwindigkeit bedingt eine schlechte zeitliche Auflösung keine Röhrenstrommodulation möglich
Twin-Beam-DECT Siemens Healthineers	Aufteilung des Röntgenspektrums mittels eines Splitfilters entlang der Z-Achse in einen Niedrig- und einen Hochenergiebereich und unabhängiges Auslesen der korrespondierenden Detektorreihen	vorhandene SECT-Systeme können mit einem Splitfilter aufgerüstet werden	nur Spiralmodus möglich hoher räumlicher und zeitlicher Versatz der Akquisitionen mittelmäßige Trennung der Röntgenspektren
Dual-Layer-DECT Phillips Healthcare	zwei vertikal angeordnete Detektorschichten mit spezifischer Sensitivität für nieder- und hoch-energetische Photonen	beste zeitliche und räumliche Kohärenz der DE-Daten Auswertung im Rohdatenraum möglich Akquisition spektraler Daten prinzipiell bei jedem Scan	relativ große Interferenz der Energiespektren verglichen mit den anderen DECT-Konzepten

Abb. 4: DECT-Scanner-Systeme in schematischer Darstellung (siehe nächste Seite)

A: Sequenzielle Akquisition, B: Dual-Source-CT, C: kVp-Switching-DECT, D: Twin-Beam-DECT, E: Dual-Layer-DECT.

Die Röntgenspektren wurden modifiziert nach:

Johnson TRC. Dual-energy CT: general principles. *AJR Am J Roentgenol* 2012; **199**: S3-8. (A, B, C)
Euler A, Obmann MM, Szucs-Farkas Z, Mileto A, Zaehring C, Falkowski AL, Winkel DJ, Marin D, Stieltjes B, Krauss B, Schindera ST. Comparison of image quality and radiation dose between split-filter dual-energy images and single-energy images in single-source abdominal CT. *Eur Radiol* 2018; **28**: 3405–12. (A, B, D)
Almeida IP, Schyns LE, Öllers MC, van Elmpt W, Parodi K, Landry G, Verhaegen F. Dual-energy CT quantitative imaging: a comparison study between twin-beam and dual-source CT scanners. *Med Phys* 2017; **44**: 171–9. (D)
Vlassenbroek A. Dual Layer CT. In: Johnson TRC, Fink C, Schönberg SO, Reiser MF, Hrsg. *Dual Energy CT in Clinical Practice*, 1. edn. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2011: 21–34. (E)



Dual-Source-DECT:

In einem Computertomographen mit Dual-Source-Technik (DSCT) sind – wie der Name nahelegt – zwei Röntgenröhren in einem Winkel von ca. 90° , jeweils kombiniert mit einem gegenüberliegenden Detektorfeld, gemeinsam in einer Gantry verbaut.^{41,54,58,67,74} Jede Röntgenröhre besitzt ihren eigenen Hochspannungsgenerator,⁵⁸ sodass sie mit unterschiedlichen Spannungen, Stromstärken und Vorfilterungen betrieben werden können.^{40,41,54,58,61,74}

Dies bietet einige Vorteile. Der wohl wichtigste Aspekt betrifft die spektrale Trennung der Röntgenenergien. Mit einer geeigneten Wahl der Röhrenspannungen und -stromstärken lässt sich eine größtmögliche Differenzierung bei annähernd gleicher Photonenemission beider Röhren erreichen.^{41,54,61} Ein Zinnfilter, der die niederenergetischen Photonen aus dem Hochenergiespektrum entfernt, führt zu einer noch stärkeren spektralen Trennung^{41,61,74} und einer besseren Dosiseffizienz.⁶⁷

Die orthogonal angeordneten Röhren-Detektor-Kombinationen nehmen die Daten zeitgleich auf, allerdings mit einem entsprechenden Phasenunterschied von 90° . Die zeitliche Kohärenz ist folglich sehr gut, der Zeitversatz zwischen zwei Aufnahmen unter gleichen Winkeln beträgt nur ein Viertel der Gantryrotationszeit.^{41,54,64}

Die Verwendung zweier Röntgenröhren in einer Gantry induziert aber auch einige Nachteile. Der vorgegebene Gantrydurchmesser bedingt ein reduziertes Messfeld des zweiten Detektors (vgl. Abbildung 4).^{41,54,67,74} Zudem verhindert der orthogonale Versatz der Messsysteme eine Auswertung der akquirierten Daten im Projektionsraum.^{54,58,61} Außerdem besteht das Problem der Streustrahlung, da ein Teil der emittierten Photonen einer Röntgenröhre vom Detektorfeld des anderen Systems registriert wird. Eingebaute Streustrahlenblenden und spezielle Korrekturalgorithmen mildern das Problem stark ab.^{41,44,54}

kVp-Switching-DECT:

Die kVp-Switching-Technik realisiert ein emissionsbasiertes Konzept mit einem einzelnen Röntgenröhren-Detektor-System, indem ein Spannungswechsel an der Röhre extrem schnell (ungefähr alle $200\ \mu\text{s}$) erfolgt.^{41,74,75} Die nahezu simultane Akquisition der Dual-Energy-Messwerte erlaubt eine Auswertung im Rohdaten- bzw. Projektionsdatenraum bei voller Ausnutzung des Messfeldes von 50 cm (field of view).^{41,54} Voraussetzung dieser Technik ist sowohl ein Hochspannungsgenerator, der einen ultraschnellen Spannungswechsel ermöglicht, als auch ein Detektorszintillationsmaterial mit sehr geringem Nachleuchten und extrem kurzen Totzeiten.^{41,54,74,75} Der Spannungswechsel inkludiert eine gewisse zeitliche Trägheit, die die angestrebte Rechteckspannung der Röntgenröhre in einen eher sinusförmigen Verlauf modifiziert.^{44,54,61,64} Die spektrale Trennung ist daher geringer als die nominalen Röhrenspannungen suggerieren.^{54,61} Die konzeptbedingte zweimalige sequenzielle Akquisition für jede Projektion gepaart mit der Umschaltträgheit der Spannungen erfordert außerdem eine Reduktion der Gantryrotationsgeschwindigkeit.^{40,61}

Weiterhin lässt sich der Röhrenstrom nicht unabhängig an die jeweilige Spannung anpassen, um eine ähnliche Photonenemissionsrate bei beiden Spannungen zu erreichen, da der Röhrenstrom nicht mit der gleichen Frequenz wie die Spannung geschaltet werden kann. Die Folge ist eine zu geringe Emissionsrate des Niedrigenergiespektrums.^{41,54,58,61,64,74} Dies wird teilweise ausgeglichen, indem abwechselnd zwei Akquisitionen bei Niedrigenergie und eine bei Hochenergie erfolgen bzw. die Expositionsdauer entsprechend eingestellt wird.^{41,54,58,74} Weil die kVp-Switching-Technologie weder eine Röhrenstrommodulation noch eine unterschiedliche Vorfilterung für jede Spannung gestattet, limitiert – zusammenfassend betrachtet – die schlechte spektrale Trennung der Energien deren Einsatzmöglichkeiten.^{40,41,44}

Twin-Beam-DECT:

Die Twin-Beam-Technik ist ein weiterer emissionsbasierter Ansatz mit einem einzelnen Röntgenröhren-Detektor-System. Der Röntgenstrahlfächer wird in Z-Richtung mittels eines verschachtelten Filters aus Gold und Zinn in ein Niedrigenergiespektrum (Goldfilter) und ein Hochenergiespektrum (Zinnfilter) aufgetrennt. Korrespondierende Detektorhälften registrieren die entsprechenden Anteile.^{44,54,64,74}

Neben der geringen Hardwareanforderung stellt die Option, Single-Source-Computertomographie mit einem Splitfilter aufzurüsten, den eigentlichen Vorteil dieser Technik dar.^{54,74}

Die Aufteilung der Spektren in Z-Richtung erfordert einen Betrieb der Twin-Beam-DECT im Spiralmodus.⁵⁴ Ein Pitch von höchstens 0,5 verhindert eine Unterabtastung,⁴⁴ der räumliche und zeitliche Versatz der Akquisitionen ist relativ hoch.^{54,63} Die spektrale Trennung ist verglichen mit der DSCT eher mittelmäßig.^{44,64,74}

Dual-Layer-DECT:

Im Gegensatz zu den bisher beschriebenen Technologien modifiziert die Dual-Layer-DECT nicht das emittierte Röntgenspektrum oder die Röhrenspannung, sondern den Detektor. Der verwendete sog. Sandwich-Detektor besteht aus zwei orthogonal zur Strahlrichtung gestapelten Schichten unterschiedlicher Szintillationsmaterialien.^{41,54,57,58} Die röntgenröhrennahe erste Szintillationsschicht absorbiert den größten Teil des Niedrigenergiespektrums (ca. 50% der emittierten Photonen^f), während die zweite dahinter liegende Schicht die durchgelassenen Photonen höherer Energie registriert.^{54,63,66} Konstruktionsbedingt misst die zweite Detektorschicht ein deformiertes, aufgehärtetes Spektrum.^{54,57,66}

Das detektorbasierte Konzept, nämlich erst hinter dem Patienten das Röntgenspektrum aufzusplitten, bietet einige Vorteile. Die zeitliche und räumliche Kohärenz der Dual-Energy-Daten ist perfekt,^{41,54,63,66,74} eine Auswertung ist sowohl im Projektions- als auch im Bildraum mög-

^f Dies gilt für typische Körpermaße und wird durch eine geeignete Wahl der Detektorschichtdicken erreicht.^{58,63} Das detektorbasierte Design erlaubt allerdings keine situationsbedingte Konfiguration der Photonenrate beider Energiespektren wie sie bspw. mit kVp-Switching- oder Dual-Source-DECT möglich ist.^{54,64}

lich.^{54,63} Die Aufnahme der DECT-Daten geschieht bei einer Röhrenspannung von 120 kVp oder 140 kVp,^{63,64,66} prinzipiell erhält man spektrale Informationen für jeden Scan.^{54,63}

Nachteilig gestaltet sich die relativ große Interferenz beider Energiespektren verglichen mit den emissionsbasierten Ansätzen.⁶³ Der Absorptionsprozess im Szintillationsmaterial ist statistischer Natur, die Energiesensitivität der Detektorschichten lässt sich nicht exakt trennen.^{40,54,64,74}

2.4. Fragestellungen und Ziel der Arbeit

Die Dual-Energy-CT hat mit stetiger Weiterentwicklung von Technologie und Diagnostik deutlich an Bedeutung in der klinischen Anwendung gewonnen.^{76,77} Ein Indikator ist der sprunghafte Anstieg diesbezüglicher Veröffentlichungen in den letzten Jahren. So ergab beispielsweise eine Freitextsuche in der Datenbank PubMed mit dem Stichwort „Dual Energy CT“ 367 Treffer für das Jahr 2015, aber schon 619 für das Jahr 2020.

Wie schon beschrieben existieren unterschiedliche technische Ansätze, um eine DECT-Aufnahme zu akquirieren. Hinzu kommen verschiedene Rekonstruktionsverfahren und diverse einzustellende Scanparameter. Für die Nachbearbeitung der akquirierten Daten können neben konventionellen Bildern viele unterschiedliche Materialkarten rekonstruiert werden.

Von fundamentaler Bedeutung für eine qualitätsorientierte Forschung ist die Reproduzierbarkeit von Studienergebnissen. Die Befunde sollten unabhängig von den an den Studien beteiligten Personen experimentell wiederholt werden können.⁷⁸ Voraussetzung ist u.a. eine transparente Gestaltung des Forschungsprozesses. Das Konzept der Evidenzbasierten⁹ Medizin (EbM) beinhaltet eine Ausrichtung des Forschungsprozesses an einheitlichen, objektiven Standards. Diese Maßgabe schafft die Grundlage, um einerseits Befunde vergleichbarer zu machen und andererseits eine Validierung der vorliegenden Belege zu ermöglichen.⁷⁹ Evidenzbasierte Medizin ist im Wesentlichen ein methodisches Verfahren zur Verzahnung der klinischen Expertise der behandelnden Ärzte und der bestmöglichen wissenschaftlichen Erkenntnis aus systematischer Forschung (der sog. externen Evidenz) bei der medizinischen Versorgung individueller Patientinnen und Patienten.^{80,81}

Ein wesentliches Element der EbM sind systematische Übersichtsarbeiten. Sie helfen, die Informationen aus der Unmenge an Veröffentlichungen zu bewältigen und unterstützen die Strukturierung medizinischer Forschungsarbeiten.⁸² Sie zählen zu den relevanten Komponenten des Prozesses zur Entwicklung von qualitativ hochwertigen Leitlinien.^{83,84}

Zurzeit existieren keine strukturierten Vorgaben oder Leitlinien für wissenschaftliche Arbeiten im Bereich der Dual-Energy-CT. Es steht zu vermuten, dass bei einem Großteil wissenschaft-

⁹ Evidenzbasiert leitet sich aus dem englischen Wort „evidence“ ab – am ehesten mit „auf Belegen basierend“ zu übersetzen – und nicht von dem im Deutschen verwendeten Begriff „evident“, also ohne Belege offensichtlich.¹⁰³

licher Veröffentlichungen Untersuchungsparameter der DECT nicht vollständig genannt werden. Eine Vergleichbarkeit und/oder Reproduzierbarkeit der Studienergebnisse wäre zumindest gefährdet.

Ziel der Arbeit ist, im Rahmen einer systematischen Literaturrecherche zu erfassen, welche Parameter bei Einsatz der DECT regelmäßig angegeben werden und ob bzw. wie oft essenzielle Angaben fehlen.

3. Material und Methoden

Die durchgeführte systematische Literaturrecherche orientierte sich in Planung und Umsetzung an den Empfehlungen der PRISMA-Richtlinien (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses). Eine 27 Punkte umfassende Auflistung diente als Grundlage, eine transparente, vollständige und exakte Beschreibung der Recherche zu gewährleisten.⁸⁵

Für die eigentliche Literatursuche wurde die biomedizinische Referenzdatenbank PubMed (www.pubmed.gov) verwendet, entwickelt und gepflegt von der U.S. National Library of Medicine (NLM). Eine Literaturangabe beinhaltet neben bibliographischer Informationen ggf. eine Kurzzusammenfassung (Abstract) sowie eine eindeutige PubMed-ID (PMID; PubMed Identifier), über die der entsprechende wissenschaftliche Artikel gefunden werden kann.^{86,87}

Die Daten der spezifischen DECT-Methode jeder ausgewerteten Publikation wurden in einer Excel®-Tabelle erfasst, mit besonderer Berücksichtigung der Scan- und Rekonstruktionsparameter.

3.1. Suchstrategie und Auswahlkriterien

Zur Identifizierung DECT-relevanter Artikel wurde am 05.03.2021 eine Abfrage der Datenbank PubMed mit folgendem „Search Term“ durchgeführt:

("dual energy"[All Fields] OR "Spectral"[All Fields] OR "dual source"[All Fields] OR "Gemstone"[All Fields] OR "kV switching"[All Fields] OR "kVp switching"[All Fields] OR "kV-switching"[All Fields] OR "kVp-switching"[All Fields] OR "dual layer"[All Fields] OR "twin-beam"[All Fields] OR "twin beam"[All Fields] OR "dual source"[All Fields] OR "dual layer"[All Fields] OR "dual energy"[All Fields]) AND ("Computed Tomography"[All Fields] OR "CT"[All Fields]) AND 2016/01/01:2019/12/31[Date - Publication]

Die Suche beschränkte sich auf die Kurzzusammenfassung (Abstract) und den Schlagwortkatalog wissenschaftlicher Artikel mit einem Veröffentlichungsdatum sowohl der Printausgaben als auch der digitalen Versionen zwischen dem 1. Januar 2016 und dem 31. Dezember 2019. Weitere Ausschlusskriterien wurden nicht verwendet.

In die Analyse sollten englischsprachige Primärartikel mit einem DECT-Bezug aufgenommen werden, sodass die zu untersuchenden Publikationen anhand folgender Ausschlusskriterien selektiert wurden:

- Publikationen in einer anderen Sprache als Englisch
- Publikationen, in denen kein DECT-System verwendet wurde
- Publikationen, in denen ein DECT-System nur im konventionellen Modus eingesetzt wurde
- rein technische Informationen

- rein theoretische Arbeiten
- Übersichtsarbeiten (Reviews)
- Editorials
- Fallberichte (Case Reports)
- Kommentare
- Briefe an den Herausgeber (Letters to the Editor)
- Erratum
- zurückgezogene Veröffentlichungen

3.2. Datenextraktion

Die selektierten Publikationen wurden manuell ausgewertet^h und für jede Studie 40 charakteristische Merkmale in einer Excel©-Tabelle zusammengetragen. Jede Zeile der Tabelle repräsentiert den Datensatz einer Studie, eindeutig identifizierbar über den PMID der Publikation, während die gesammelten Angaben bzw. Parameter jeder Studie in den Spalten vermerkt sind. Die aufgenommenen Merkmale lassen sich thematisch in 5 Kategorien einteilen. (siehe Abbildung 5)

Neben bibliographischen Angaben enthält die erste Kategorie als Merkmale das Land, in dem die Studie durchgeführt wurde, und ob der Zugriff auf den Volltext möglich war.

Die zweite Kategorie bezieht sich auf das Studiendesign. Darunter fallen Daten über die Patientengruppe, die Anzahl der Versuchspersonen, das untersuchte Körpergebiet, die ethische Genehmigung sowie die Perspektive (retro- oder prospektiv) und die Lokalisation (mono- oder multizentrisch).

Der dritte Abschnitt umfasst Informationen zur Kontrastmittelanwendung, wie Konzentration, Volumen, Hersteller- und Produktname des verwendeten Kontrastmittels. Weitere abzufragende Attribute sind Bolus-Tracking, NaCl-Chaser, Startverzögerung, Injektionsgeschwindigkeit und Kontrastmittelfase.

In der vierten Kategorie werden die Geräte- und Aufnahmeparameter des verwendeten DECT-Systems protokolliert. Neben technischen Akquisitionsparametern – wie bspw. das Röhrenstrom-Zeit-Produkt, die Röhrenspannung oder den Pitch – werden Angaben zum Hersteller und der Gerätenamen erfasst.

Der letzte Abschnitt enthält schließlich Daten zur Rekonstruktion, hauptsächlich Angaben zur Art der Bildrekonstruktion, zum verwendeten Algorithmus sowie zur Schichtdicke und zum Inkrement.

^h Zur Auswertung wurde primär das Kapitel „Material und Methoden“ jeder Studie analysiert. Fehlende Angaben wurden anschließend im verbleibenden Text, im Anhang und in anderen Studien, auf die im Primärartikel verwiesen wurde, gesucht und ggf. einbezogen.

Studienparameter						
Bibliographische Angaben		Studiendesign		Kontrastmittelanwendung	Geräte- und Aufnahmeparameter	Rekonstruktion
PMID (PubMed Identifier)	Patientengruppe	Erwachsene Tiere Lebten Kinder Phantom-Modelle	Kontrastmittel benutzt	ja nein	DECT-Konzept	Bildrekonstruktion
Titel	Anzahl der Versuchspersonen		Hersteller		Dual Source Dual Layer KVp-Switching Twin Beam versch. Hersteller nicht verfügbar	
Autoren	Untersuchtes Körpergebiet		Produktname		nicht angegeben Dosis fest Dosis angepasst nicht zutreffend	Matrix
Erstautor	nicht angegeben Bauch- und Becken- organe Thorax Herz Rumpf zentrales Nervensystem Urogenitaltrakt Kopf und Hals Blutkreislauf Muskuloskelettales System andere	Volumen	Bolus-Tracking angegeben	ja nein nicht zutreffend	Röhrenstrom (in mAs)	Faltungskern (conventional image)
Journal			Startverzögerung angegeben	ja nein nicht zutreffend	Röhrenspannung (in V)	Faltungskern (conventional image)
Jahr der Veröffentlichung			Injektionsgeschwindigkeit angegeben	ja nein nicht zutreffend	Falls DSCT: Röhre A (mAs)	Rauschunterdrückung (Level / Faktor conventional image)
DOI (Digital Object Identifier)			NaCl-Chaser angegeben	ja nein nicht zutreffend	Falls DSCT: Röhre B (mAs)	Algorithmus (DECT)
Land	Perspektive	nicht angegeben prospektiv retrospektiv nicht zutreffend	Kontrastmittelphase	nicht angegeben nativ arteriell portalvenös urographisch mehrere andere nicht zutreffend	Faltungskern (DECT)	Faltungskern (DECT)
Zugriff auf den Volltext	Lokalisation	nicht angegeben monozentrisch multizentrisch			Falls DSCT: Röhre A (Volt)	Rauschunterdrückung (Level / Faktor DECT)
	IRB (Institutional review Board)	Informierte Einwilligung: • erhalten • für die Studie nicht notwendig • Angaben unvollständig • keine Angaben • nicht erforderlich			Gantry-Rotationszeit	Schichtdicke
					Kollimation	Rekonstruktions-Inkrement
					Pitch	

Abb. 5: Manuell erfasste Studienparameter der selektierten Publikationen

4. Ergebnisse

4.1. Auswahl der Publikationen

Die Abfrage in der PubMed-Datenbank mit dem in Kapitel 3.1 beschriebenen „Search Term“ ergab 3467 Treffer. Die Anzahl der gefundenen und der schließlich ausgewählten Artikel, aufgeschlüsselt nach dem Jahr der Veröffentlichung der Printversion, ist in Tabelle 2 aufgelistet.

Tabelle 2: Mit dem „Search Term“ in der PubMed-Datenbank gefundene und für die Analyse ausgewählte geeignete Publikationen, aufgeschlüsselt nach dem Jahr der Veröffentlichung der jeweiligen Printversion.

Jahr der Veröffentlichung (Printversion)	2016	2017	2018	2019	2020	2021
gefundene Publikationen (3476)	775	821	876	833	160	2
ausgewählte Publikationen (900)	178	193	236	238	55	0

Die 3467 Publikationen wurden von mir manuell ausgewertet und nach einer ersten Durchsicht der Kurzzusammenfassungen 762 Veröffentlichungen als nicht DECT-relevant ausgeschlossen.

Auf insgesamt 43 der verbleibenden 2705 Publikationen konnte nicht zugegriffen werden. Die betroffenen 16 Fachzeitschriften sind in Tabelle 3 angegeben.

Tabelle 3: Fachzeitschriften auf die kein Zugriff möglich war

Name der Fachzeitschrift	Anzahl der Publikationen	Bemerkungen
Academic Radiology	1	
Acta Academiae Medicinae Sinicae	17	Publikationen in chinesischer Sprache ⁸⁸
Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)	1	July 2019
Chinese Medical Sciences Journal	1	
Current Medical Imaging Reviews	2	
Journal of Biological Regulators and Homeostatic Agents	1	
Journal of Computer Assisted Tomography	2	
Journal of Craniofacial Surgery	1	
Journal of Neuroradiology	1	
Journal of Pediatric Endocrinology and Metabolism	1	
Journal of Thoracic Imaging	5	
Journal of X-Ray Science and Technology	6	
Optics Express	1	
Radiología	1	
Revista clínica española (Barc.)	1	
Röfo – Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren	1	Titel der Publikation in deutscher Sprache

Die restlichen 2662 Veröffentlichungen wurden auf Eignung überprüft und 83 nicht in englischer Sprache erschienene Artikel blieben unberücksichtigt. Weitere 1679 Publikationen wurden als ungeeignet ausgeschlossen, sodass 900 Veröffentlichungen ausgewählt und analysiert werden konnten (siehe das PRISMA-Flussdiagramm in Abbildung 6). Die Gründe für den Ausschluss der 1679 Veröffentlichungen sind in Tabelle 4 im Detail aufgeschlüsselt.

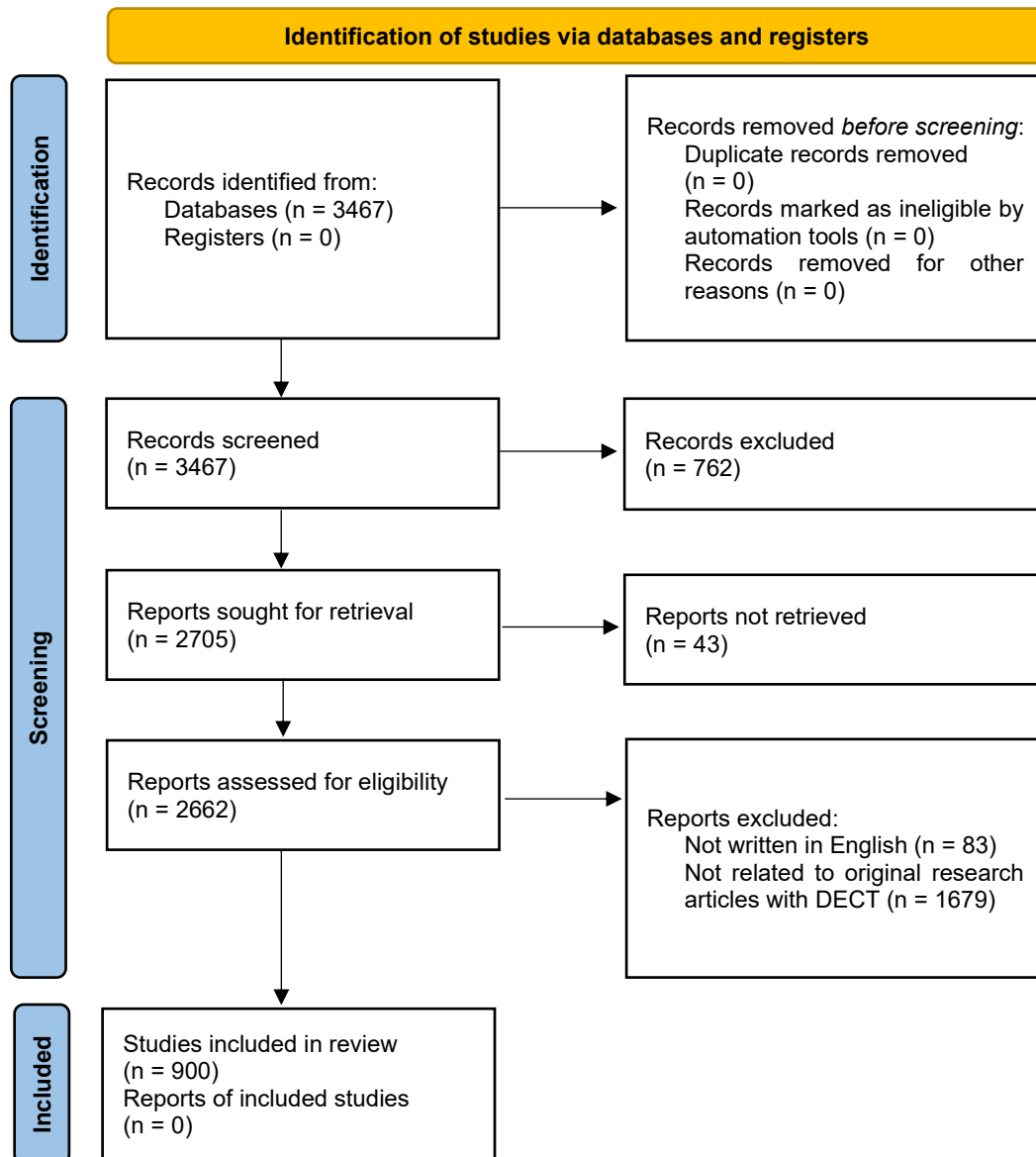


Abb. 6: PRISMA-Flussdiagramm

Aus: Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, Boutron I, Hoffmann TC, Mulrow CD, Shamseer L, Tetzlaff JM, Akl EA, Brennan SE, Chou R, Glanville J, Grimshaw JM, Hróbjartsson A, Lalu MM, Li T, Loder EW, Mayo-Wilson E, McDonald S, McGuinness LA, Stewart LA, Thomas J, Tricco AC, Welch VA, Whiting P, Moher D. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. *BMJ* 2021; **372**:n71.

Tabelle 4: Kriterien für den Ausschluss der 1679 Publikationen

Artikeltyp (englische Bezeichnung)	Anzahl der ausgeschlossenen Veröffentlichungen	Bemerkungen
not DECT related	779	kein DECT-System verwendet
CI DECT only	367	DECT-System nur im konventionellen Modus eingesetzt
technical note	17	rein technische Information
theoretical work (no Phantom)	111	rein theoretische Arbeit (ohne Phantom-Modelle)
review	253	Übersichtsartikel
editorial	15	
case report	77	Fallbericht
comment	35	Kommentar
letter to the editor	9	Brief an den Herausgeber
erratum	10	
retraction notice	4	zurückgezogene Veröffentlichung
original research (no DECT information)	2	Primärartikel ohne Angabe des verwendeten DECT-Systems

4.2. Studiencharakteristika

Alle ausgewählten Publikationen gaben die Lokalisation der klinischen Studien an. Während 889 Studien (98,8%) monozentrisch realisiert wurden, lag in nur 11 Fällen (1,2%) ein multizentrisches Konzept zugrunde. Informationen zur Studienperspektive wiesen 654 Veröffentlichungen auf; davon waren 231 prospektiv und 423 retrospektiv orientiert (siehe Tabelle 5). Das Merkmal „Perspektive“ war für 168 Studien unzutreffend, beispielsweise für Studien mit Leichen oder Phantom-Modellen als Untersuchungsgegenstände. Keine Angaben machten 78 Publikationen; dies entspricht 10,7% bezogen auf die 732 relevanten Veröffentlichungen.

Tabelle 5: Angaben zur Perspektive der Studien

Studienperspektive	Anzahl	Anteil in Prozent (bezogen auf die 900 analysierten Studien)	Anteil in Prozent (bezogen auf die 732 zutreffenden Studien)
prospektiv	231	25,7	31,6
retrospektiv	423	47	57,8
nicht angegeben	78	8,7	10,7
nicht zutreffend	168	18,7	—

Die Anzahl der Versuchspersonen schwankte zwischen minimal einem und maximal 4059 Patienten, mit einem Median von 50. In einer einzigen Studie wurde die Patientenzahl nicht genannt, nicht erforderlich war sie in 167 Studien (128 mit Phantom-Modellen, 8 mit Leichen und 31 mit Tieren). 718 Studien untersuchten Erwachsene (79,8%), gefolgt von 128 mit Phantom-Modellen als Studienobjekte (14,2%). 4,2% der Publikationen befassten sich mit Tieren, ein Prozent mit Leichen und weniger als ein Prozent mit Kindern (siehe Abbildung 7).

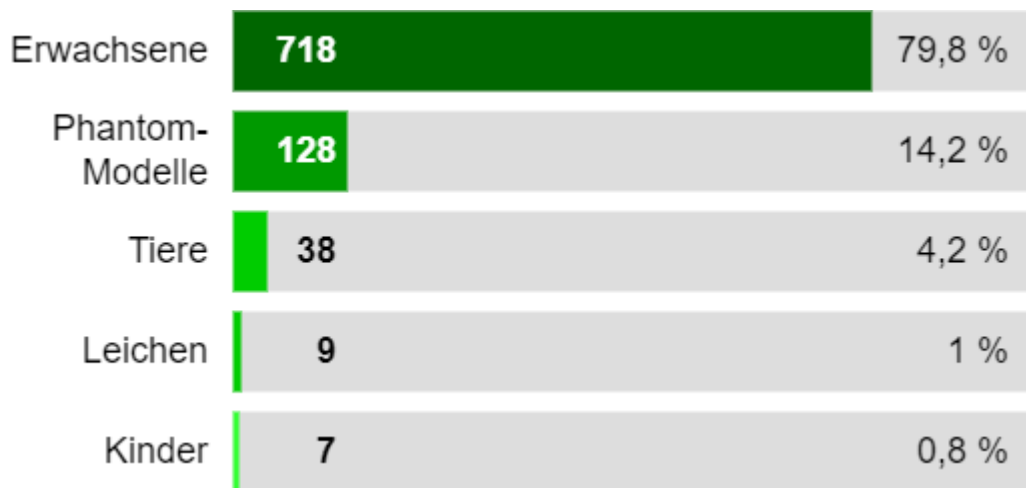


Abb. 7: Publikationen aufgeschlüsselt nach untersuchter Patientengruppe

Hauptsächlich wurden Bauch- und Beckenorgane (204 Studien), Rumpf (162 Studien) sowie das muskuloskelettale System (152 Studien) untersucht. In 10 Fällen wurde kein Körpergebiet angegeben (siehe Tabelle 6).

Tabelle 6: Angaben zum untersuchten Körpergebiet

Untersuchtes Körpergebiet	Anzahl	Anteil in Prozent
Bauch- und Beckenorgane	204	22,7
Thorax	0	0
Herz	77	8,6
Rumpf	162	18
zentrales Nervensystem	0	0
Urogenitaltrakt	80	8,9
Kopf und Hals	96	10,7
Blutkreislauf	75	8,3
muskuloskelettale System	152	16,9
andere	44	4,9
nicht angegeben	10	1,1

Den größten Anteil an Publikationen hatte die Volksrepublik China mit 194 Studien, gefolgt von den Vereinigten Staaten von Amerika mit 172 und Deutschland mit 170. Tabelle 7 listet die beteiligten Länder mit ihren Studienanzahlen im Detail auf. Die Patienteneinwilligung („Informierte Einwilligung“; engl. informed patient consent) lag in 360 Studien (40%) vor, in 291 Fällen war sie für die Studie nicht notwendig (32,2%) und in 167 Fällen (18,6%) nicht erforderlich (vgl. Tabelle 8). In 13 Veröffentlichungen (1,4%) existierten keine Informationen zur Einverständniserklärung der Patienten, nur unvollständige in 69 (7,7%).

Tabelle 7: Studienanzahl nach Ländern aufgeschlüsselt

Land	Studienanzahl
China	194
Vereinigte Staaten von Amerika	172
Deutschland	170
Japan	93
Südkorea	56
Kanada	27
Niederlande	25
Schweiz	23
Italien	22
Frankreich	16
Türkei	12
Dänemark	10
Österreich, Schweden, Argentinien, Neuseeland, Taiwan, Australien, Belgien, Indien, Polen, Spanien, Tschechien, Brasilien, Griechenland, Hongkong, Iran, Israel, Singapur, Thailand, Großbritannien	jeweils weniger als 10

Tabelle 8: Angaben zur „Informierten Einwilligung“

Informierte Einwilligung (Einwilligung des Patienten nach erfolgter Aufklärung)	Anzahl	Anteil in Prozent
Einverständniserklärung erhalten	360	40
Einverständniserklärung für die Studie nicht notwendig	291	32,3
keine Angaben zur Einverständniserklärung	13	1,4
unvollständige Angaben	69	7,7
Angaben nicht erforderlich (keine Patienten untersucht)	167	18,6

4.3. Kontrastmittelanwendung

In 570 der 900 untersuchten Studien wurden Kontrastmittel genutzt. Herstellerangaben bezüglich des verwendeten Kontrastmittels fanden sich in 454 Veröffentlichungen (79,6%), der Produktname in 420 Publikationen (73,7%). In 102 Studien wurde weder der Name des Herstellers noch der des Produktes genannt (17,9%).

Das eingesetzte Kontrastmittelvolumen wurde größtenteils angegeben, und zwar in 529 Studien (92,8%), aufgeteilt in 234 Studien mit einer festen und 295 mit einer an das Körpergewicht angepassten Dosis. Die Höhe der Konzentration sowie die Merkmale „Bolos-Tracking“ und „NaCl-Chaser“ dokumentierten jeweils etwas mehr als die Hälfte der Publikationen. Abbildung 8 gibt einen Überblick über die exakte Verteilung.

Werte zur Startverzögerung konnten 442 Studien (77,5%) entnommen werden, die Geschwindigkeit der Injektionen 466 Studien (81,8%). Beide Größen gemeinsam hielten allerdings nur 65,4% der Publikationen fest, nämlich 373 Studien. Angaben zur Kontrastmittelfase fanden sich in 78,6% der Veröffentlichungen.

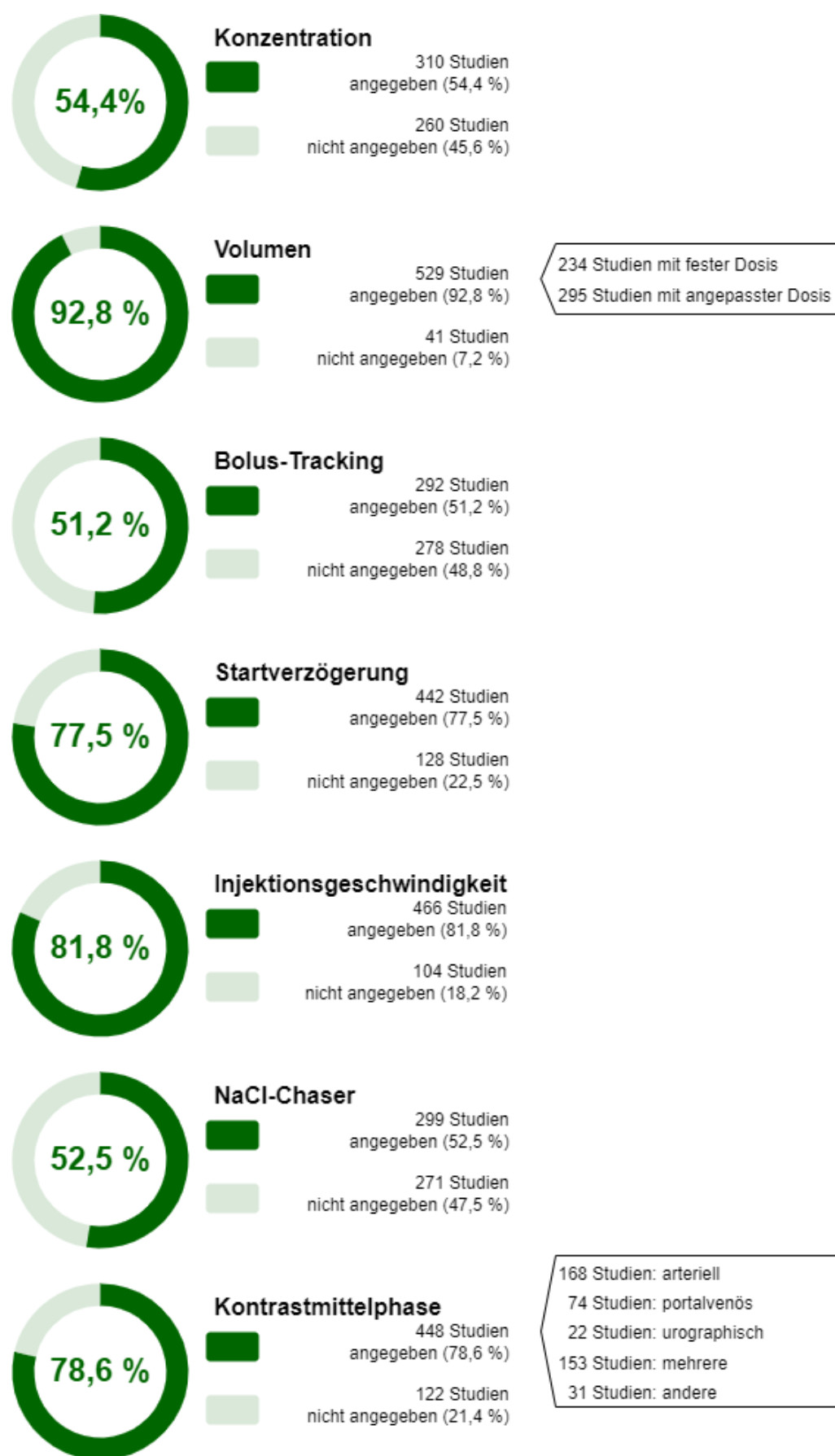


Abb. 8: Kontrastmittelanwendung.

4.4. DECT-Systeme

Den Herstellernamen des verwendeten Computertomographen nannte die überwiegende Mehrheit der Veröffentlichungen, besser gesagt 883 Studien; dies entspricht 98,1%. Mit 97,1% beziehungsweise 874 Studien war die Angabe des Produktnamens des CT-Systems ähnlich hoch.

Allerdings fand sich nur in 799 Studien (88,8%) der konkrete Fachbegriff der eingesetzten DECT-Technologie. Bis auf vier Studien konnte das fehlende DECT-Konzept aus dem jeweiligen Methodenteil der Publikation eruiert werden. Die meisten Studien, sprich 417, benutzten einen Dual-Source-Computertomographen, gefolgt von 314 Studien mit kVp-Switching-Technologie, 117 mit einem Dual-Layer- und 20 mit einem Twin-Beam-System. Abbildung 9 listet die genaue Verteilung über die verschiedenen DECT-Konzepte auf. Mehr als einen Scanner setzten 63 der 900 Studien ein (vgl. Tabelle 9).

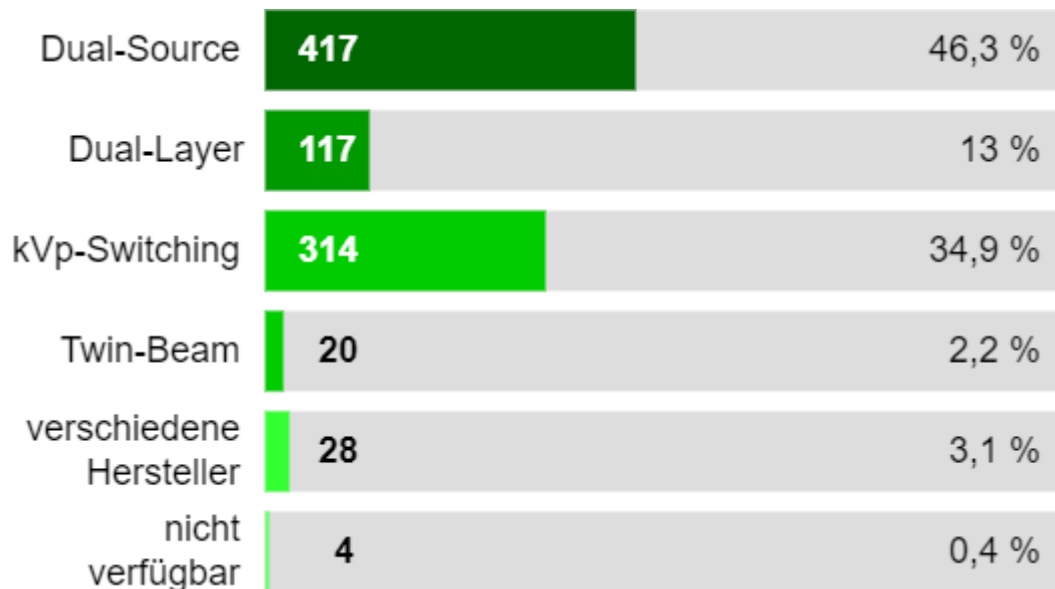


Abb. 9: Publikationen aufgeschlüsselt nach verwendetem DECT-Konzept

Tabelle 9: Übersicht, ob ein oder mehrere Tomographen in der Studie eingesetzt wurden, aufgeschlüsselt nach dem verwendeten DECT-Konzept.

DECT-Konzept	Mehr als ein Scanner in der Studie verwendet ?	
	ja	nein
Dual-Source	27	390
Dual-Layer	0	117
kVp-Switching	8	306
Twin-Beam	0	20
verschiedene Hersteller	28	0
nicht verfügbar	0	4
Summe	63	837

4.5. Akquisitionsparameter

Die physikalischen Parameter der Röntgenröhre, also die Spannung sowie wahlweise die Stromstärke oder das Stromstärke-Zeit-Produkt, wurden in 94,8% beziehungsweise 85,2% der Publikationen dokumentiert. Bei genauerer Betrachtung teilen sich die 85,2% auf in Studien, die den Stromstärkewert konkret angaben (74,4%) und in solche, die den Parameter nur qualitativ beschrieben (10,8%). Die 417 Studien, die mit einem Dual-Source-Tomographen arbeiteten, gaben die Spannung für beide Röhren jeweils in 402 Veröffentlichungen an (96,4%). Die Stromstärke für Röhre A wurde in 308 Publikationen (73,9%) genannt und für Röhre B in 307 Fällen (73,6%). Von den 900 untersuchten Studien haben 744 Spannung und Stromstärke gemeinsam spezifiziert; dies entspricht 82,7%.

Weniger als 75% der Veröffentlichungen haben die Parameter Pitch, Kollimation oder Rotationszeit der Gantry konkretisiert (74%, 69,9% und 72,8%). Die Werte aller drei Parameter wurden in 462 Publikationen festgehalten, das entspricht 51,3%. Alle fünf Akquisitionsparameter zusammen haben 425 von 900 Studien angegeben, d.h. 47,2%. Die konkrete Verteilung der Akquisitionsparameter zeigt Tabelle 10. Ergänzend wird in Tabelle 11 die Zahl der Studien aufgeführt, die erstens Angaben sowohl zur Stromstärke als auch zur Spannung dokumentierten, zweitens die Rotationszeit, die Kollimation und den Pitch gemeinsam spezifizierten und drittens Informationen über alle Akquisitionsparameter lieferten.

Es stellt sich die Frage, ob die Verteilung beispielsweise vom verwendeten DECT-Konzept oder der untersuchten Patientengruppe beeinflusst wird. Die entsprechenden Ergebnisse sind ebenfalls in den Tabellen 10 und 11 aufgelistet. Die Abbildungen 10 und 11 bereiten die jeweilige Verteilung grafisch auf, beschränkt auf Teilmengen mit mehr als 100 Studien.

Zusätzlich wurde als Merkmal die Anzahl der durch einen Erstautor im analysierten Zeitraum veröffentlichten Publikationen aufgenommen. Unterschieden wurde in eine Gruppe mit Studien von Erstautoren, die mindestens vier Publikationen verantworteten, und in eine Gruppe mit weniger als vier. Die Namen der Erstautoren mit mindestens vier Veröffentlichungen lautenⁱ:

Al-Najami I (4), Altenbernd J (4), Bodanapally UK (5), Booz C (4), Diekhoff T (4), Euler A (4), Foti G (4), Große Hokamp N (11), Hickethier T (4), Kawahara D (4), Laukamp KR (4), Leithner D (4), Lenga L (5), Lennartz S (4), Li M (4), Martin SS (9), Nagayama Y (4), Neuhaus V (5), Noda Y (4), Ohira S (6), Ohta Y (5), Pascart T (4), Patel BN (4), Rodriguez-Granillo GA (4), van Hamersvelt RW (4), Van Hedent S (4), Weiss J (4), Winklhofer S (5), Zhang X (4).

ⁱ In Klammern ist die Anzahl der Veröffentlichungen notiert.

Tabelle 10: Akquisitionsparameter

	Anzahl der Studien		Strom (in mAs)				Spannung (in kV)		Rotationszeit		Kollimation		Pitch	
			angegeben		nein		ja	nein	ja	nein	ja	nein	ja	nein
			quantitativ	qualitativ										
DECT-Konzept	Dual-Source	Anzahl	334	30	53		408	9	281	136	330	87	308	109
		%	80,1	7,2	12,7		97,8	2,2	67,4	32,6	79,1	20,9	73,9	26,1
	Dual-Layer	Anzahl	73	39	5		116	1	94	23	100	17	90	27
		%	62,4	33,3	4,3		99,1	0,9	80,3	19,7	85,5	14,5	76,9	23,1
	kVp-Switching	Anzahl	226	25	63		279	35	250	64	170	144	230	84
		%	72	8	20		88,9	11,1	79,6	20,4	54,1	45,9	73,2	26,8
	Twin-Beam	Anzahl	15	0	5		19	1	7	13	9	11	13	7
		%	75	0	25		95	5	35	65	45	55	65	35
Patientengruppe	Erwachsene	Anzahl	519	89	110		674	44	532	186	510	208	542	176
		%	72,3	12,4	15,3		93,9	6,1	74,1	25,9	71	29	75,5	24,5
	Phantom-Modelle	Anzahl	107	5	16		127	1	86	42	88	40	87	41
		%	83,6	3,9	12,5		99,2	0,8	67,2	32,8	68,8	31,3	68	32
	Tiere	Anzahl	32	3	3		37	1	30	8	22	16	26	12
		%	84,2	7,9	7,9		97,4	2,6	78,9	21,1	57,9	42,1	68,4	31,6
	Leichen	Anzahl	5	0	4		9	0	3	6	5	4	5	4
		Prozent	55,6	0	44,4		100	0	33,3	66,7	55,6	44,4	55,6	44,4
Erst-autoren	Kinder	%	7	0	0		6	1	4	3	4	3	6	1
		Prozent	100	0	0		85,7	14,3	57,1	42,9	57,1	42,9	85,7	14,3
	mindestens 4 Studien	Anzahl	103	21	11		131	4	110	25	104	31	107	28
		%	76,3	15,6	8,1		97	3	81,5	18,5	77	23	79,3	20,3
	maximal 3 Studien	Anzahl	567	76	122		722	43	545	220	525	240	559	206
		%	74,1	9,9	16		94,4	5,6	71,2	28,8	68,6	31,4	73,1	26,9
	Alle Studien	Anzahl	670	97	133		853	47	655	245	629	271	666	234
		%	74,4	10,8	14,8		94,8	5,2	72,8	27,2	69,9	30,1	74	26

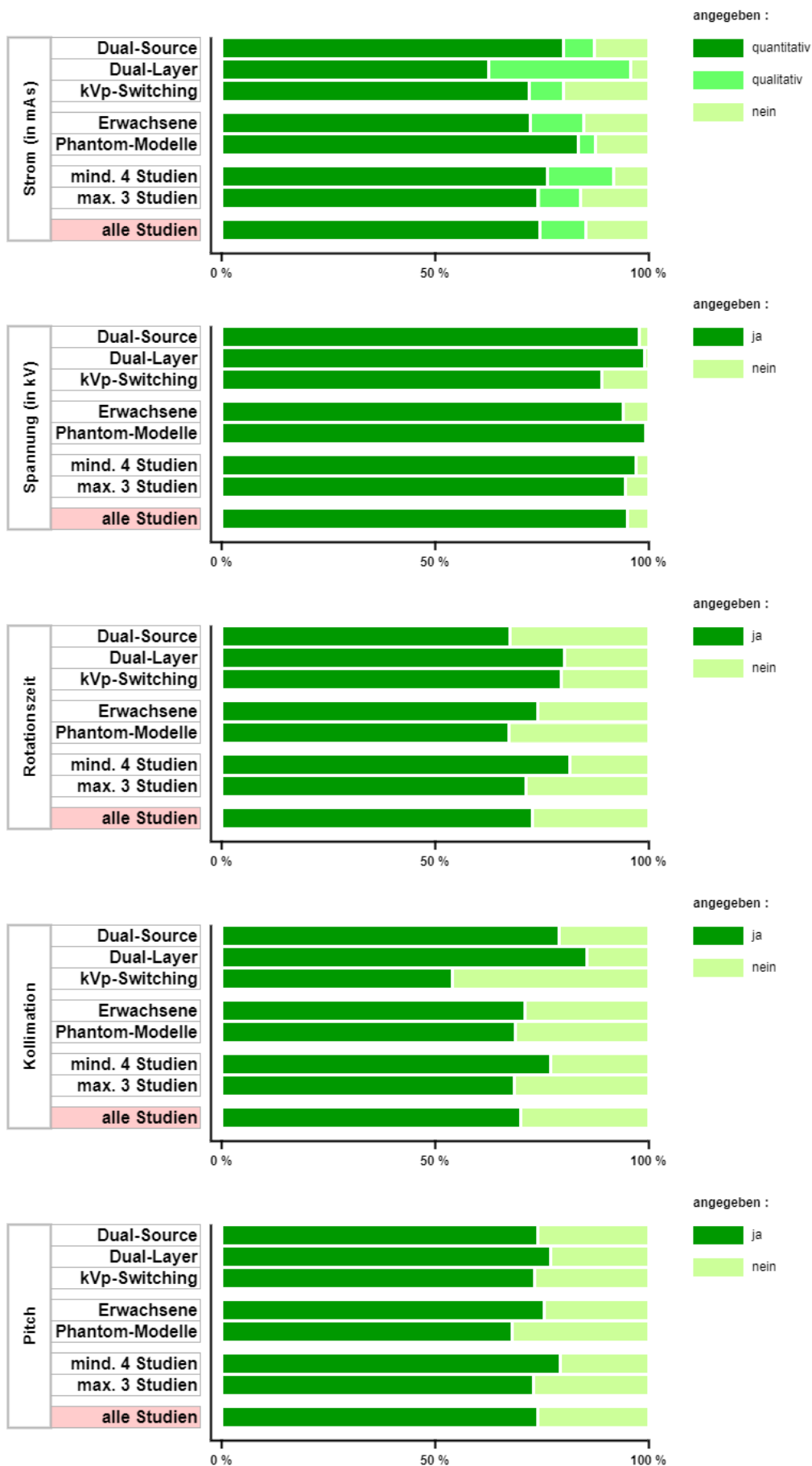


Abb. 10: Akquisitionsparameter graphisch aufgearbeitet

Tabelle 11: In Gruppen zusammengefasste Akquisitionsparameter aufgeschlüsselt nach Publikationen, die Angaben über alle Parameter der jeweiligen Gruppen zur Verfügung stellten

		Anzahl der Studien		Strom, Spannung	Rotationszeit, Kollimation, Pitch	Strom, Spannung, Rotationszeit, Kollimation, Pitch
DECT-Konzept	Dual-Source	417	Anzahl	362	228	217
			%	86,8	54,7	52
	Dual-Layer	117	Anzahl	112	83	80
			%	95,7	70,9	68,4
	kVp-Switching	314	Anzahl	231	130	108
			%	73,6	41,4	34,4
Patienten- gruppe	Erwachsene	718	Anzahl	585	381	348
			%	81,5	53,1	48,5
	Phantom- Modelle	128	Anzahl	111	56	54
			%	86,7	43,8	42,2
Erst- autoren	mindestens 4 Studien	135	Anzahl	122	84	82
			%	90,4	62,2	60,7
	maximal 3 Studien	765	Anzahl	622	378	343
			%	81,3	49,4	44,8
Alle Studien		900	Anzahl	744	462	425
			%	82,7	51,3	47,2

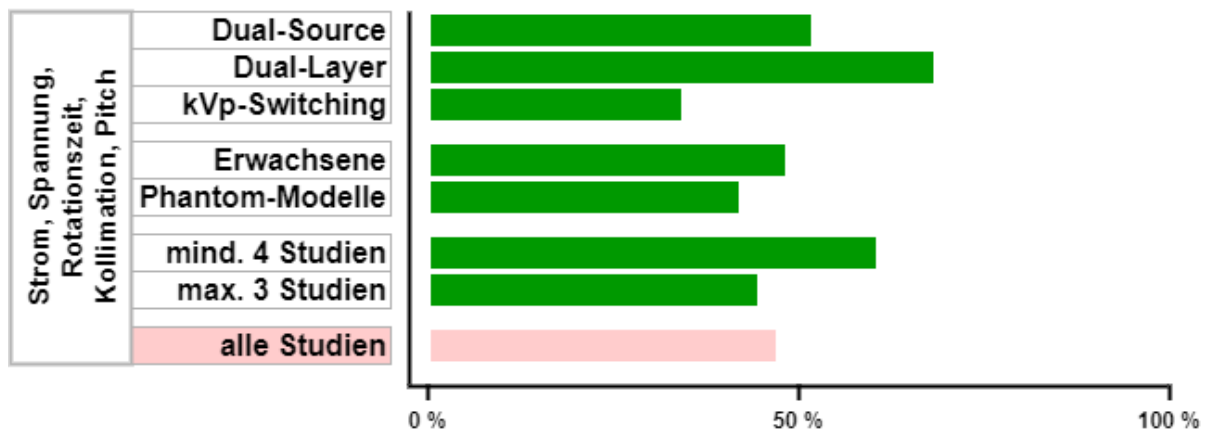
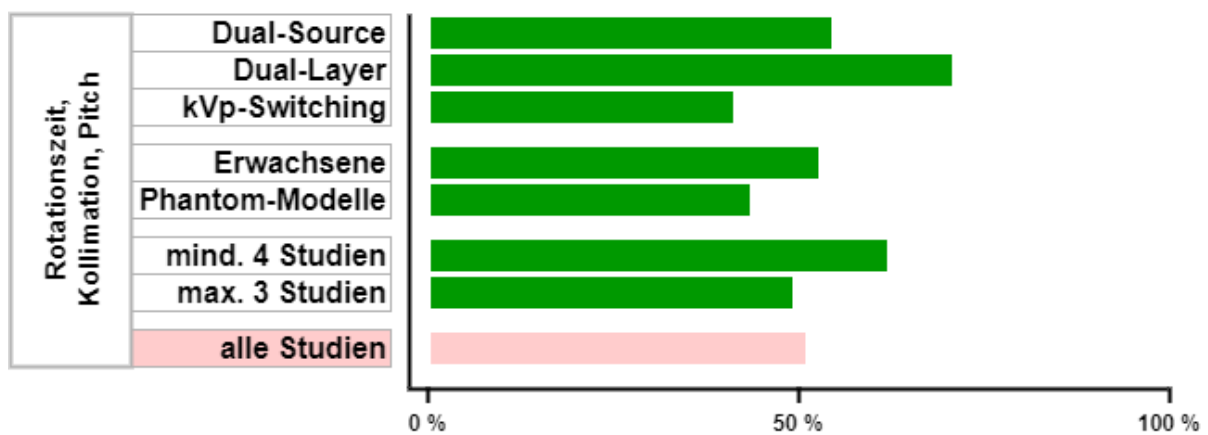
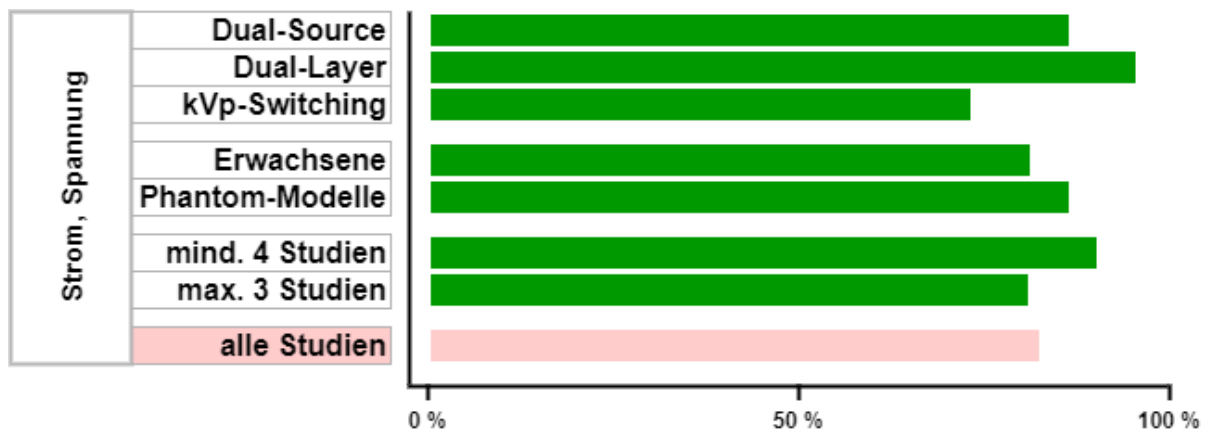


Abb. 11: Akquisitionsparameter: graphische Darstellung des Anteils der Studien, die Informationen über alle Elemente der jeweiligen Parametergruppe zur Verfügung stellen

4.6. Rekonstruktionsparameter

Zur Auswertung der aufgenommenen DECT-Daten stützten sich die meisten Studien auf eine monoenergetische bzw. virtuell monoenergetische Bildrekonstruktion (312 Studien; 34,7%), gefolgt von 256 Studien (28,4%), die mehrere, unterschiedliche Bildrekonstruktionen verwendeten. Jodkarten setzten 120 Studien ein (13,3%), 66 zogen eine virtuell-native Bildgebung heran (7,3%) und 52 benutzten Harnsäurekarten (5,8%). Nur ein Prozent der Studien rekonstruierte die Daten mit Kalziumsuppression, während insgesamt 40 Studien, d.h. 4,4%, sich nicht zur Rekonstruktionsmethode äußerten (vgl. Tabelle 12).

Tabelle 12: Publikationen aufgeschlüsselt nach verwendeter Bildrekonstruktion

Bildrekonstruktion	Anzahl der Publikationen	Anteil in Prozent	Bemerkungen
Mono-keV / VMI	312	34,7	monoenergetische und / oder virtuell monoenergetische Bildrekonstruktion; VMI: virtual monoenergetic image
VNC	66	7,3	virtuell-native Bildgebung; VNC: virtual non contrast
VNca	9	1,0	Rekonstruktion mit Kalziumsuppression; VNca: virtual non calcium
Jodkarten	120	13,3	
Harnsäurekarten	52	5,8	
mehrere	256	28,4	
andere	45	5,0	
nicht angegeben	40	4,4	

Die überwiegende Zahl der Studien, nämlich 788, dokumentierte Informationen zur Schichtdicke; dies entspricht einem Anteil von 87,6%. Wohingegen nur 484 Publikationen über die Höhe des Inkrements Auskunft gaben, mit 53,8% etwas mehr als die Hälfte aller Veröffentlichungen. Von diesen 484 Veröffentlichungen gaben 483 auch das Maß der Schichtdicke an. Informationen zur Matrix spezifizierten 168 Studien, anders gesagt 18,7%. Tabelle 13 listet die genauen Werte auf, auch aufgeschlüsselt nach dem DECT-Konzept, der Patientengruppe sowie der Anzahl der Studien von Erstautoren mit mehr bzw. weniger als vier Publikationen. Eine entsprechende grafische Veranschaulichung ist in Abbildung 12 zu sehen.

Analog sind die Daten zur Bildrekonstruktion – die Parameter Algorithmus, Faltungskern und Rauschunterdrückung – in Tabelle 14 aufgelistet, die grafische Aufarbeitung ist in den Abbildungen 13a und 13b dargestellt. Allgemein lässt sich feststellen, dass die DECT-spezifischen Rekonstruktionsparameter häufiger angegeben wurden als die bei der Rekonstruktion konventioneller Bilder. So lagen alle Angaben bei konventioneller Bildgebung unterhalb von 40%, den höchsten Anteil wies der Faltungskern mit 38,3% der Publikationen auf. Die Parameter Algorithmus, Faltungskern und Rauschunterdrückung der DECT-spezifischen Rekonstruktion besaßen mit 48,4%, 54,1% sowie 38,4% jeweils höhere Werte.

Tabelle 13: Rekonstruktionsparameter (Matrix, Schichtdicke, Inkrement) [n.v.: nicht verfügbar]

		Anzahl der Studien		Matrix		Schichtdicke			Inkrement		
				angegeben		angegeben			angegeben		
				ja	nein	ja	nein	n. v.	ja	nein	n. v.
DECT-Konzept	Dual-Source	417	Anzahl	60	357	363	54	0	266	144	7
			%	14,4	85,6	87,1	12,9	0	63,8	34,5	1,7
	Dual-Layer	117	Anzahl	46	71	112	5	0	66	45	6
			%	39,3	60,7	95,7	4,3	0	56,4	38,5	5,1
	kVp-Switching	314	Anzahl	56	258	269	45	0	132	180	2
			%	17,8	82,2	85,7	14,3	0	42	57,3	0,6
	Twin-Beam	20	Anzahl	1	19	15	5	0	7	12	1
			%	5	95	75	25	0	35	60	5
	verschiedene Hersteller	28	Anzahl	5	23	26	2	0	12	16	0
			%	17,9	82,1	92,9	7,1	0	42,9	57,1	0
nicht verfügbar	4	Anzahl	0	4	3	1	0	1	2	1	
		%	0	100	75	25	0	25	50	25	
Patientengruppe	Erwachsene	718	Anzahl	128	590	628	90	0	401	301	16
			%	17,8	82,2	87,5	12,5	0	55,9	41,9	2,2
	Phantom- Modelle	128	Anzahl	26	102	117	11	0	62	65	1
			%	20,3	79,7	91,4	5,6	0	48,4	50,8	0,8
	Tiere	38	Anzahl	9	29	33	5	0	16	22	0
			%	23,7	76,3	86,8	13,2	0	42,1	57,9	0
	Leichen	9	Anzahl	5	4	6	3	0	3	6	0
			%	55,6	44,4	66,7	33,3	0	33,3	66,7	0
Kinder	7	Anzahl	0	7	4	3	0	2	5	0	
		%	0	100	57,1	42,9	0	28,6	71,4	0	
Erst- autoren	mindestens 4 Studien	135	Anzahl	28	107	125	10	0	85	48	2
			%	20,7	79,3	92,6	7,4	0	63	35,6	1,5
	maximal 3 Studien	765	Anzahl	140	625	663	102	0	399	351	15
			%	18,3	81,7	86,7	13,3	0	52,2	45,9	2
Alle Studien		900	Anzahl	168	732	788	112	0	484	399	17
			%	18,7	81,3	87,6	12,4	0	53,8	44,3	1,9

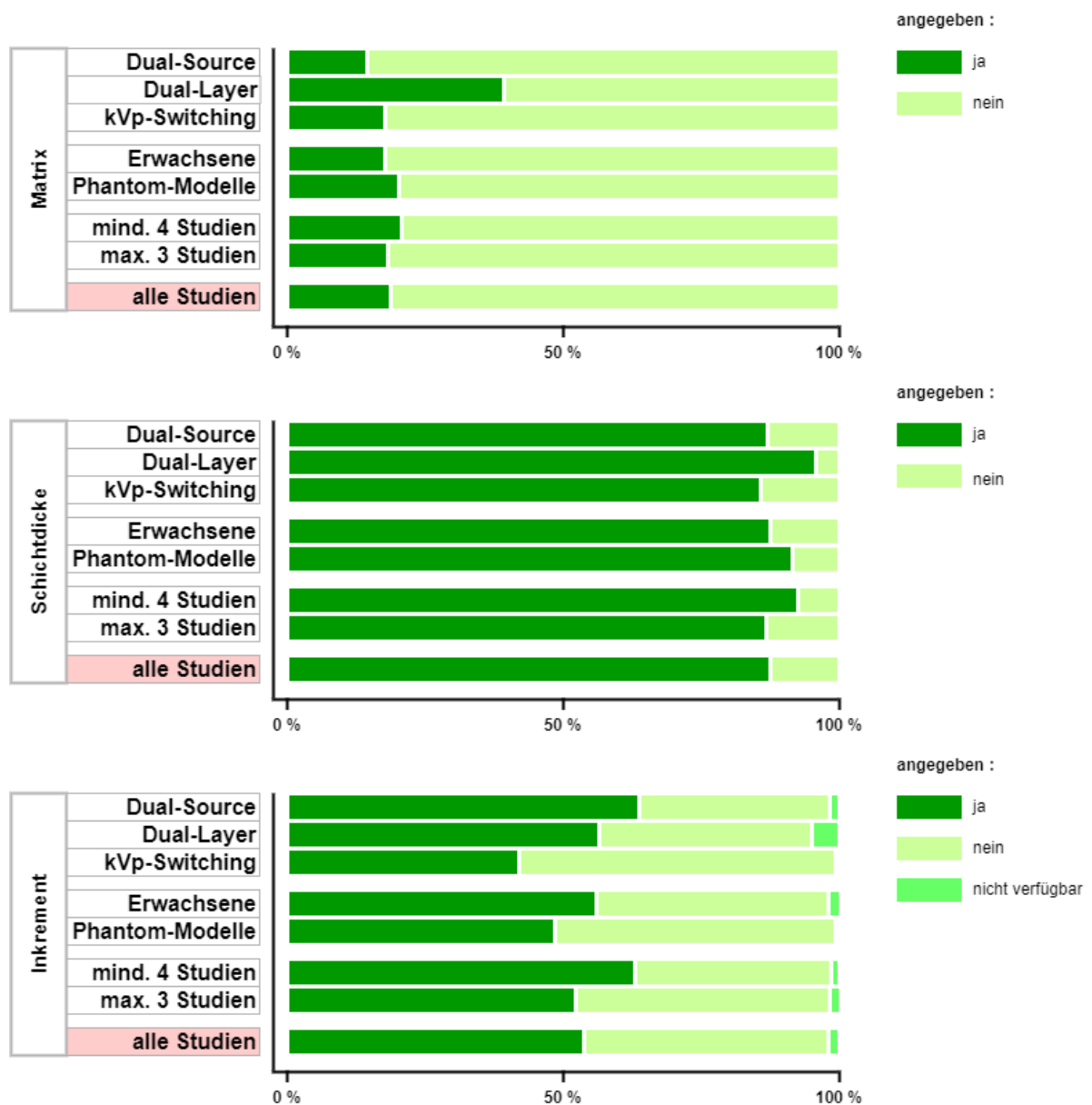


Abb. 12: Rekonstruktionsparameter (Matrix, Schichtdicke, Inkrement) graphisch aufgearbeitet

Tabelle 14: Bildrekonstruktion (Algorithmus, Faltungskern, Rauschunterdrückung) [n.v.: nicht verfügbar]

	Anzahl der Studien	Konventionelle Bildrekonstruktion										DECT-Bildrekonstruktion																			
		Algorithmus					Faltungskern					Rauschunterdr.					Algorithmus					Faltungskern					Rauschunterdr.				
		angegeben					angegeben					angegeben					angegeben					angegeben					angegeben				
		ja	nein	n. v.	ja	nein	n. v.	ja	nein	n. v.	ja	nein	n. v.	ja	nein	n. v.	ja	nein	n. v.	ja	nein	n. v.	ja	nein	n. v.	ja	nein	n. v.			
DECT-Konzept	Dual-Source	Anzahl	144	127	146	203	68	146	111	143	163	187	230	0	300	117	0	139	253	25											
		%	34,5	30,5	35	48,7	16,3	35	26,6	34,3	39,1	44,8	55,2	0	71,9	28,1	0	33,3	60,7	6											
	Dual-Layer	Anzahl	85	16	16	54	47	16	77	23	17	86	31	0	64	53	0	83	34	0											
		%	72,6	13,7	13,7	46,2	40,2	13,7	65,8	19,7	14,5	73,5	26,5	0	54,7	45,3	0	70,9	29,1	0											
	kVp-Switching	Anzahl	88	131	95	64	156	94	67	140	107	132	182	0	87	227	0	103	196	15											
		%	28	41,7	30,3	20,4	49,7	29,9	21,3	44,6	34,1	42	58	0	27,7	72,3	0	32,8	62,4	4,8											
	Twin-Beam	Anzahl	5	6	9	9	2	9	4	7	9	11	9	0	16	4	0	7	11	2											
		%	25	30	45	45	10	45	20	35	45	55	45	0	80	20	0	35	55	10											
	verschiedene Hersteller	Anzahl	14	6	8	14	6	8	10	5	13	18	10	0	18	10	0	14	10	4											
		%	50	21,4	28,6	50	21,4	28,6	35,7	17,9	46,4	64,3	35,7	0	64,3	35,7	0	50	35,7	14,3											
nicht verfügbar	Anzahl	1	0	3	1	0	3	0	0	4	2	2	0	2	2	0	0	3	1												
	%	25	0	75	25	0	75	0	0	100	50	50	0	50	50	0	0	75	25												
Patientengruppe	Erwachsene	Anzahl	266	235	217	273	229	216	222	262	234	339	379	0	378	340	0	276	416	26											
		%	37	32,7	30,2	38	31,9	30,1	30,9	36,5	32,6	47,2	52,8	0	52,6	47,4	0	38,4	57,9	3,6											
	Phantom-Modelle	Anzahl	52	35	41	54	33	41	34	39	55	76	52	0	79	49	0	52	58	18											
		%	40,6	27,3	32	42,2	25,8	32	26,6	30,5	43	59,4	40,6	0	61,7	38,3	0	40,6	45,3	14,1											
	Tiere	Anzahl	11	11	16	10	12	16	7	11	20	12	26	0	21	17	0	11	25	2											
		%	28,9	28,9	42,1	26,3	31,6	42,1	18,4	28,9	52,6	31,6	68,4	0	55,3	44,7	0	28,9	65,8	5,3											
	Leichen	Anzahl	2	4	3	4	2	3	0	5	4	3	6	0	5	4	0	1	7	1											
		Prozent	22,2	44,4	33,3	44,4	22,2	33,3	0	55,6	44,4	33,3	66,7	0	55,6	44,4	0	11,1	77,8	11,1											
	Kinder	%	6	1	0	4	3	0	6	1	0	6	1	0	4	3	0	6	1	0											
		Prozent	85,7	14,3	0	57,1	42,9	0	85,7	14,3	0	85,7	14,3	0	57,1	42,9	0	85,7	14,3	0											
Erst-autoren	mindestens 4 Studien	Anzahl	81	35	19	57	59	19	76	39	20	96	39	0	69	66	0	88	44	3											
		%	60	25,9	14,1	42,2	43,7	14,1	56,3	28,9	14,8	71,1	28,9	0	51,1	48,9	0	65,2	32,6	2,2											
	maximal 3 Studien	Anzahl	256	251	258	288	220	257	193	279	293	340	425	0	418	347	0	258	463	44											
		%	33,5	32,8	33,7	37,6	28,8	33,6	25,2	36,5	38,3	44,4	55,6	0	54,6	45,4	0	33,7	60,5	5,8											
Alle Studien	900	Anzahl	337	286	277	345	279	276	269	318	313	436	464	0	487	413	0	346	507	47											
		%	37,4	31,7	30,8	38,3	31	30,7	29,9	35,3	34,8	48,4	51,6	0	54,1	45,9	0	38,4	56,3	5,2											

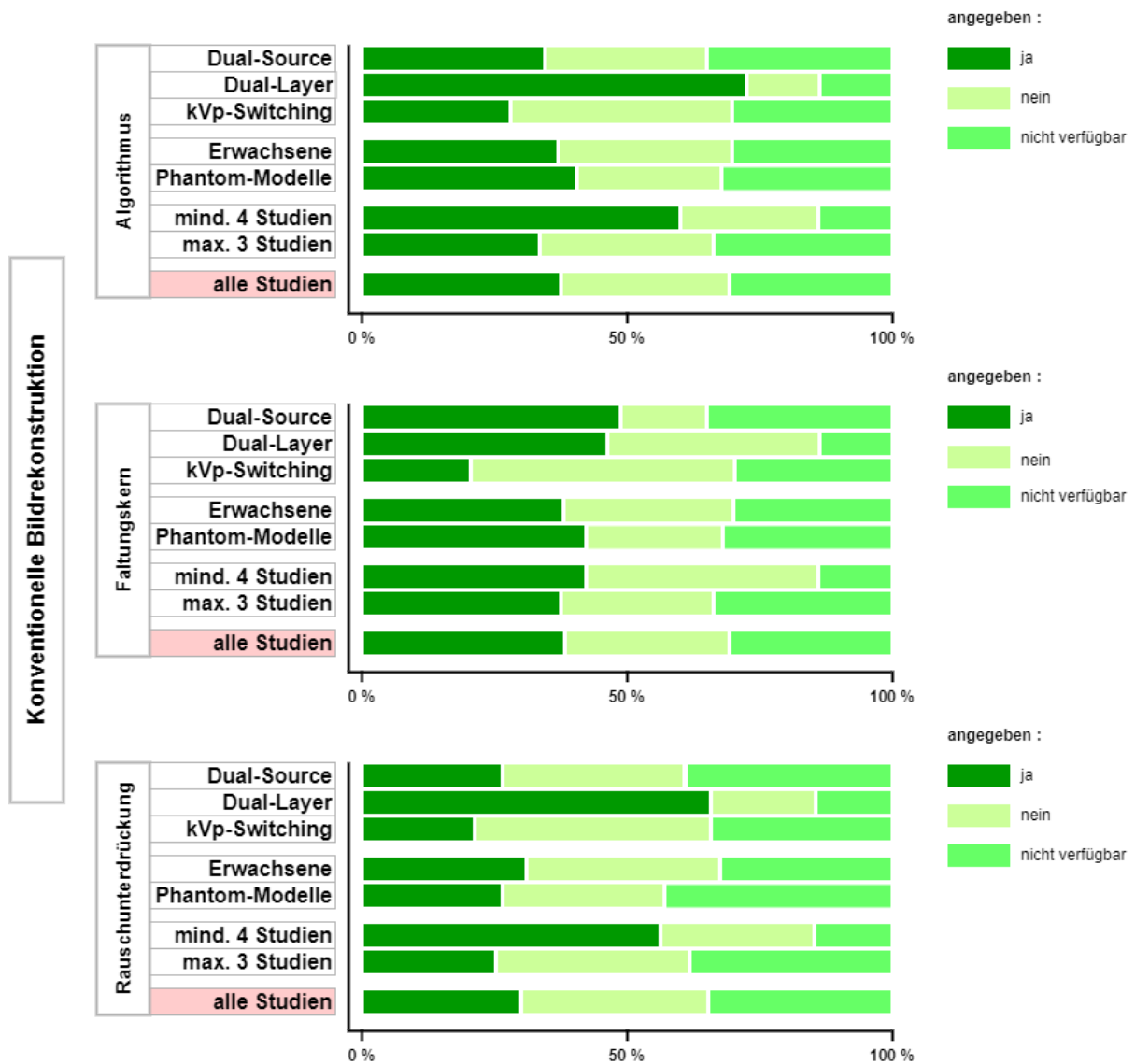


Abb. 13a: Konventionelle Bildrekonstruktion graphisch aufgearbeitet

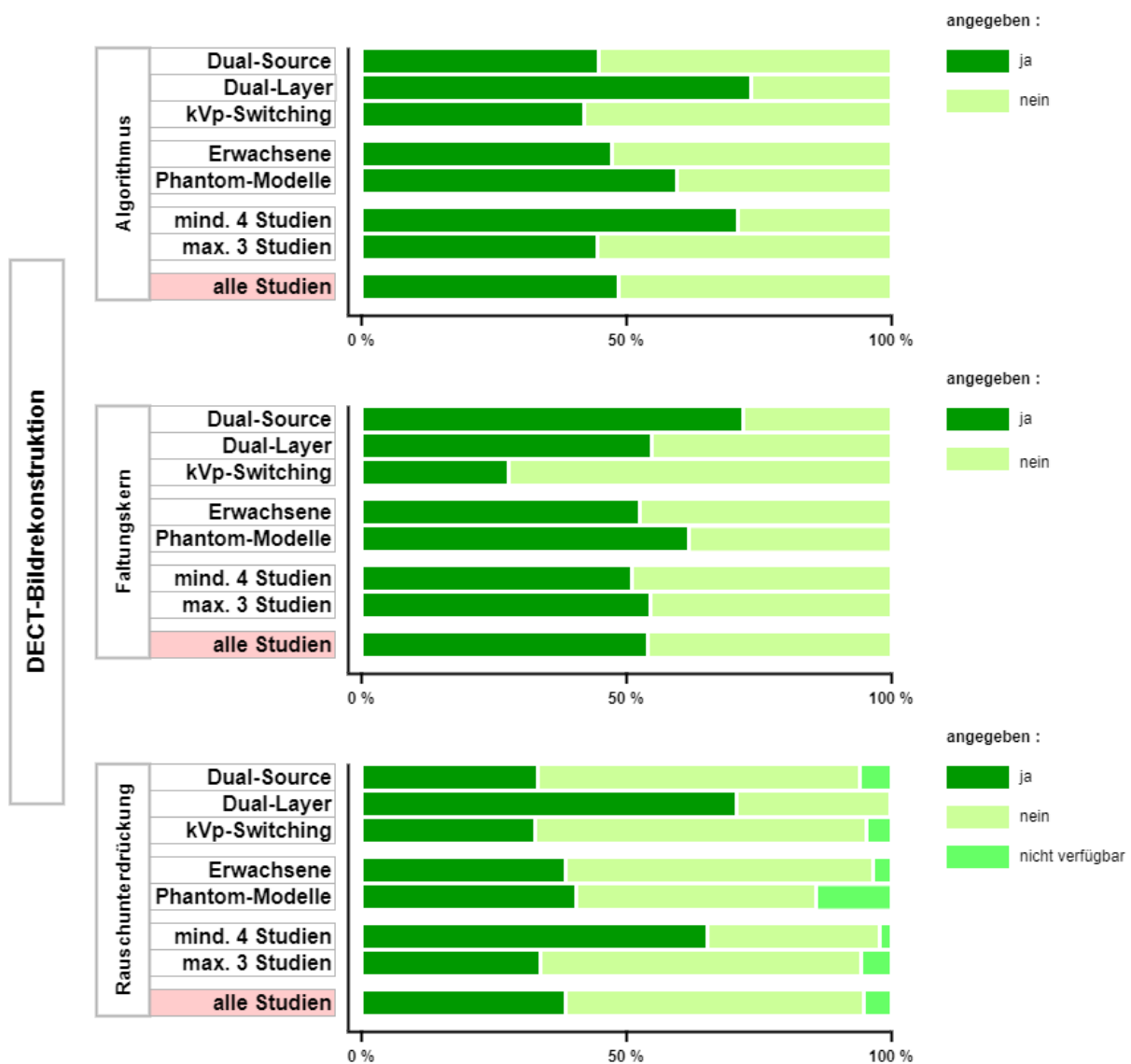


Abb. 13b: DECT-Bildrekonstruktion graphisch aufgearbeitet

5. Diskussion

5.1. Diskussion der Ergebnisse

Forschung lässt sich auffassen als Wissenserwerb mittels systematischer Beobachtung und Untersuchung sowie der Erörterung angewandter Methoden und gefundener Ergebnisse. Indikatoren für die Qualität und Zuverlässigkeit der Forschung respektive wissenschaftlicher Studien sind Transparenz, Wiederhol- und insbesondere Reproduzierbarkeit. Transparenz meint hier auch Überprüf- und Nachvollziehbarkeit. Die in einer Studie angegebenen Daten sollten diesen Erfordernissen entsprechen^{78,89–91}. Inkonsistente oder lückenhafte Studiendaten erschweren, verhindern oder im schlimmsten Fall verfälschen die Strukturierung von und die Schlussfolgerung aus wissenschaftlichen Forschungsarbeiten im Sinne der evidenzbasierten Medizin durch systematische Reviews und Metaanalysen.

Die überwiegende Mehrzahl der analysierten Studien untersuchte Erwachsene oder Phantom-Modelle (94%). Quasi vollständig angegeben wurde das untersuchte Körpergebiet, die zehn Publikationen ohne Angaben bezogen sich auf Phantom-Modelle.

Informationen zur Patienteneinwilligung waren in 82 Studien nur unvollständig oder gar nicht vorhanden. Bezogen auf die 442 Publikationen, bei denen das Vorliegen der „Informed Patient Consent“ notwendig gewesen wäre, entspricht dies einem Anteil von 18,6%. Mit Erwachsenen befassten sich 78 der betreffenden 82 wissenschaftlichen Artikel, 62 waren retrospektiv angelegt.

Hier ergibt sich eine gewisse Problematik, da unklar ist, ob die Autoren es nur unterließen, die entsprechenden Angaben zu dokumentieren oder ob wirklich kein „Informed Patient Consent“ vorlag. Eine Behandlung ohne eingeholte und dokumentierte Patienteneinwilligung ist grundsätzlich rechtswidrig.⁹² Die „Informierte Einwilligung“ ist ebenfalls Voraussetzung für die Sammlung, Lagerung oder Wiederverwendung der erhobenen medizinischen Daten.⁹³ Retrospektive Studien sind hier im Fokus, weil die Forschungsfrage zum Zeitpunkt der Datenerhebung meistens noch nicht konkret war.

Von den 900 analysierten Studien verwendeten 570 Kontrastmittel, von denen nur 310 bzw. 54,4% die Konzentration angaben. Anhand des Produktnamens lässt sich in der Regel die eingesetzte Konzentration ermitteln, in 47 Publikationen (8,25%) wurden allerdings Informationen weder zum Produktnamen noch zur Konzentration dokumentiert.

Eine Kontrastmittelaufnahme wird häufig benötigt, um durch Dichteunterschiede auf eine eventuelle Pathologie rückschließen zu können.⁹⁴ Die Kontrastmittelmenge bzw. -konzentration beeinflusst die Strahlenabsorption und legt infolge prinzipiell den Kontrast fest.⁹⁵

Elementar in diesem Kontext ist ein konsistentes Kontrastmittelmanagement, welches auch die Injektions- und Scandauer sowie den Zeitpunkt der Bildaufnahme nach Kontrastmittelgabe berücksichtigt.^{95–97} Die wichtigen Parameter Kontrastmittelvolumen, Injektionsgeschwindigkeit

und Startverzögerung wurden mit jeweils 92,8%, 81,8% und 77,5% größtenteils angegeben, jedoch zusammen nur in 362 Studien respektive 63,5%. Angaben zum Bolus-Tracking und NaCl-Chaser konnten in 51,2% bzw. 52,5% der Publikationen ermittelt werden, die Kontrastmittelphase wurde in 78,6% der analysierten Studien genannt.

Bilanziert man die Daten zur Kontrastmittelapplikation, ergibt sich ein heterogenes Bild, welches die Überprüf- und Nachvollziehbarkeit der Studienergebnisse in summa merklich limitiert und damit auch deren Reproduzierbarkeit.

Der Produktname des verwendeten CT-Systems wurde in 97,1% der Publikationen fast durchgängig angegeben. Das konkrete Konzept der in den Studien eingesetzten DECT-Technologie dagegen musste in 97 Publikationen (10,8%) jeweils aus dem Methodenteil erschlossen werden. Wünschenswert wäre eine Angabe der verwendeten Technologie.

Einen direkten Bezug zu den elementaren Bestandteilen des Computertomographen weisen die Akquisitionsparameter auf. Die an der Röntgenröhre eingestellte Stromstärke und Spannung legen die Quantität der Röntgenphotonen und deren maximale Energie fest. Die Rotationsgeschwindigkeit und der Pitch sind relevant für die zeitliche Auflösung des CT-Scans und dessen Dauer, die Kollimation beeinflusst das Bildrauschen und den Kontrast.^{25,32} (vgl. auch Kapitel 2.2.8. Bildqualität)

Betrachtet man die einzelnen Parameter isoliert, so lässt sich feststellen, dass die Majorität der Studien entsprechende Angaben dokumentiert. Die Röhrenspannung wurde in 94,8% der analysierten Publikationen, die Stromstärke in 85,2% spezifiziert. Informationen zum Pitch, der Kollimation und der Rotationszeit lieferten jeweils 74%, 69,9% bzw. 72,8% der Studien. Die prozentualen Angaben zu den einzelnen Parametern bezüglich „Erwachsener“ als untersuchte Patientengruppe schwankten nur geringfügig um diese Werte. Bei den Phantom-Modellen als Untersuchungsgegenstand ergaben sich ebenfalls nur geringe Abweichungen mit maximal 6% Unterschied bezüglich des Parameters Pitch. Publikationen von Erstautoren mit mindestens vier Veröffentlichungen im analysierten Zeitraum und Studien, die Dual-Layer-Computertomographen verwendeten, gaben die Werte der Akquisitionsparameter jedes Mal häufiger an, zum Teil deutlich häufiger (siehe Tabelle 10 und Abbildung 10).

Betrachtet man die einzelnen Parameter im Zusammenhang, so wird die Sachlage deutlicher. Während Stromstärke- und Spannungswerte überwiegend genannt wurden, und zwar in 744 Studien respektive 82,7%, sank die Zahl der Studien, die Rotationszeit, Kollimation und Pitch gemeinsam spezifizierten auf 462 bzw. 51,3%. Alle Parameter zusammen gab weniger als jede zweite Studie an (425 Studien; 47,2%).

Auffällig sind hier die Ergebnisse, aufgesplittet nach dem verwendeten DECT-Konzept. So dokumentierten mehr als zwei Drittel der Publikationen mit einem Dual-Layer-System alle fünf Akquisitionsparameter, aber nur etwas mehr als ein Drittel der Studien mit einem kVp-Switching-Konzept. Bemerkenswert sind ebenfalls die Ergebnisse der Studien von Erstautoren mit

mindestens vier Veröffentlichungen. Hier lagen die Angaben zu allen fünf Parametern mit 60,7% ebenso deutlich über den 47,2% aller analysierten Publikationen. Insgesamt 40 der 117 Publikationen mit einem Dual-Layer-Konzept stammten von Erstautoren mit mindestens vier Veröffentlichungen, ein Anteil von 34,2%. Von einem kausalen Zusammenhang zwischen den Ergebnissen beider Teilmengen kann hier nicht ausgegangen werden (siehe Tabelle 11 und Abbildung 11).

Offensichtlich spielt sowohl das verwendete DECT-System als auch die Erfahrung der Forschenden eine Rolle. Zusammenfassend muss allerdings festgestellt werden, dass die Datenlage im Bereich der Akquisitionsparameter, insbesondere die Rotationszeit, die Kollimation und den Pitch betreffend, nicht ausreicht, um eine sichere Reproduzierbarkeit der Studienergebnisse zu gewährleisten.

Uneinheitlich zeigte sich die Datenlage bezüglich der Bildrekonstruktion. Mit einem Anteil von 95,6% wurde die Art der Rekonstruktion fast vollumfänglich angegeben; in 40 Studien konnten diesbezüglich keine Informationen gefunden werden (siehe Tabelle 12).

Schichtdicke und Rekonstruktionsinkrement sind wesentliche Parameter der Rekonstruktion³¹ (vergleiche Kapitel 2.2.7. Bildrekonstruktion). Während 87,6% der Publikationen die Schichtdicke dokumentierten, gaben lediglich 53,8% respektive 484 Studien das Inkrement an, beide Werte zusammen 483 Studien. Informationen zur Matrix waren nur in 18,7% der Publikationen verfügbar (siehe Tabelle 13). Angaben zu den Bildrekonstruktionsdaten, repräsentiert durch die Parameter Rekonstruktionsalgorithmus, Faltungskern und Rauschunterdrückung, lagen bei konventioneller Bildgebung jeweils unterhalb von 40% und schwankten bei DECT-spezifischer Rekonstruktion zwischen 38,4% (Rauschunterdrückung) und 54,1% (Faltungskern); siehe Tabelle 14.

Fasst man die Parameter Schichtdicke und Rekonstruktionsinkrement zu einer gemeinsamen Messgröße zusammen, so wurde am häufigsten der Wert des Parameters Faltungskern, der u.a. Schärfe und Rauschen des Bildes beeinflusst⁴, mit 54,1% bei der DECT-spezifischen Bildrekonstruktion notiert. Die lückenhafte Datenlage im Bereich der Bildrekonstruktion bewirkt eine mangelnde Transparenz der Studienergebnisse, deren Überprüf- und Nachvollziehbarkeit zumindest stark eingeschränkt erscheint.

Betrachtet man die Angaben zu den Parametern aufgeschlüsselt nach verwendetem DECT-Konzept, der untersuchten Patientengruppe oder den „Erstautoren“, so zeigt sich ein ähnliches Bild wie bei den Akquisitionsparametern. Auch hier spielt das verwendete DECT-Konzept oder die Erfahrung der Forschenden eine Rolle. Während die prozentualen Angaben der Studien mit einem kVp-Switching-System unterrepräsentiert waren, dokumentierten bspw. Studien mit einem Dual-Layer-System oder Studien von Erstautoren mit mindestens vier Veröffentlichungen die Parameter in der Regel häufiger im Vergleich mit allen 900 analysierten Publikationen (siehe Abbildungen 12, 13a und 13b).

Ziel der vorliegenden systematischen Literaturrecherche ist es, Studiendaten, die mit Einsatz der DECT erhoben wurden, auf ihre Konsistenz bzw. Reproduzierbarkeit zu überprüfen. Die vorhandene Fülle an Studien verhindert realiter eine Analyse aller diesbezüglich veröffentlichten wissenschaftlichen Artikel, sodass zur Untersuchung eine repräsentative Stichprobe über mehrere Jahre herangezogen wurde. Die Publikationsdaten der Printausgaben aller in die Recherche eingeschlossenen 900 Studien erstrecken sich über einen Zeitraum von Januar 2016 bis November 2020.

Untersuchungsparameter der DECT dienen als Kenngrößen für die Reproduzierbarkeit der Studienergebnisse. Individuelle Patientendaten waren in der Regel nicht verfügbar und wurden aus der Analyse ausgeschlossen, obgleich bspw. patientenbezogene Faktoren speziell bei Kontrastmitteluntersuchungen eine Rolle spielen oder die exakte Lagerung des Patienten in der Gantry von Bedeutung ist^{44,95,97}.

In die Recherche wurden ausschließlich englischsprachige Studien aufgenommen, sodass 83 Veröffentlichungen in anderen Sprachen keine Berücksichtigung fanden. Darüber hinaus konnte auf 43 der in dem genannten Zeitraum erschienenen wissenschaftlichen Artikel nicht zugegriffen werden. Davon waren 17 Veröffentlichungen einer Fachzeitschrift zuzuordnen, die nur in chinesischer Sprache publiziert (vgl. Tabelle 3).

Ungeachtet dessen zeigen die analysierten Studiendaten eine klare und eindeutige Tendenz zu inkonsistenten bzw. lückenhaften Angaben der CT-Parameter.

Für die computertomographische Bilddiagnostik fehlt ein reproduzierbarer, standardisierter Ansatz, wie er bspw. in der medizinischen Labordiagnostik bereits etabliert ist.^{98–100} Ein Schritt in diese Richtung wäre die Nachvollziehbarkeit computertomographischer Untersuchungen. Der konstatierte Einfluss des verwendeten DECT-Systems auf die Datenlage wirkt hier kontraproduktiv. Einheitliche Richtlinien, erarbeitet von renommierten Experten unter Einbeziehung der diversen Hersteller von CT-Systemen, sollten das angestrebte Ziel sein.

5.2. Schlussfolgerung

Die vorliegende systematische Literaturrecherche soll unter dem Aspekt der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse klinischer Studien analysieren, welche Parameter in Studien mit Einsatz der DECT regelmäßig angegeben wurden und ob bzw. wie oft essenzielle Angaben fehlten.

Die Mehrheit der Studien dokumentierte Informationen zu den Studiencharakteristika, sprich zur Lokalisation, Perspektive, untersuchtem Körpergebiet und Patientengruppe sowie der Patienteneinwilligung. Ebenso wurden in der Regel sowohl die Hersteller und Produktnamen der DECT-Systeme als auch die verwendeten DECT-Technologien genannt.

Studien mit Kontrastmittelanwendung zeigten ein heterogenes Bild. Kontrastmittelvolumen, Startverzögerung, Injektionsgeschwindigkeit und Kontrastmittelpulse wurden jeweils mindestens in Dreiviertel der relevanten Publikationen angeführt, Kontrastmittelkonzentration, Bolus-Tracking und NaCl-Chaser nur in jeweils etwas mehr als der Hälfte.

Stromstärke und Spannung als Kenngrößen der Röntgenröhre wurden in fast 83% der Publikationen gemeinsam spezifiziert, die restlichen grundlegenden Parameter des CT-Scanners wie Pitch, Kollimation und Rotationszeit in summa lediglich in circa 51% der Studien. Bezüglich der Rekonstruktionsparameter lag – mit Ausnahme des Parameters Schichtdicke (87,6%) – die maximale prozentuale Angabe bei ungefähr 54%.

Im Bereich der Dual-Energy-CT existieren keine einheitlichen Richtlinien für die Dokumentation der Methodik oder wichtiger Untersuchungsparameter in klinischen Studien. Gute medizinische Forschung, die zu einer qualitativen Verbesserung der Patientenversorgung führen sollte, beruht auf einer Vergleichbarkeit der Befunde und der Validierung der erhaltenen Ergebnisse. Unabhängig von den an den Studien beteiligten Personen sollten die Studienergebnisse experimentell wiederhol- und reproduzierbar sein.^{78,79} Die vorliegende Datenlage im Bereich der DECT lässt erkennen, dass die Forschenden ihre Ergebnisse sicherlich nicht in jeder Studie auf eine Art und Weise dokumentierten, die gegebenenfalls eine Überprüfung und Reproduktion ermöglicht.

Betrachtet man in diesem Zusammenhang den dargelegten Einfluss der Erfahrung der Forschenden oder des verwendeten DECT-Konzepts auf die Datenlage, so wird das Fehlen eines gemeinsamen Datenstandards umso bedeutsamer. Einheitliche Dokumentationsstandards könnten einerseits eine Hilfestellung für die Forschenden sein, andererseits die Studienergebnisse, ermittelt mit verschiedenen DECT-Systemen, vergleichbarer gestalten, ein wichtiger Punkt bei der Synthese der Befunde in systematischen Reviews oder Metaanalysen.

6. Literaturverzeichnis

- 1 Röntgen WC. Ueber eine neue Art von Strahlen (Vorläufige Mittheilung). *Sonderabdruck aus den Sitzungsberichten der Würzburg Phys Gesellschaft* 1896.
- 2 Glasser O. Röntgenstrahlen in der Medizin. Die ersten Diagnosen mit Hilfe der Röntgenstrahlen. Röntgenlaboratorien. In: Glasser O. Wilhelm Conrad Röntgen und die Geschichte der Röntgenstrahlen, 3. edn. Berlin, Heidelberg: Springer, 1995: 206–34.
- 3 Busch U. Vor 110 Jahren: Wilhelm Conrad Röntgen erhält den ersten Nobelpreis. *Z Med Phys* 2011; **21**: 159–60.
- 4 Flohr T. Messprinzip, Bildrekonstruktion, Gerätetypen und Aufnahmetechniken. In: Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P, Scheffel H, Hrsg. Wie funktioniert CT?, 1. edn. Berlin, Heidelberg: Springer, 2011: 3–13.
- 5 Cormack AM. Representation of a Function by Its Line Integrals, with Some Radiological Applications. *J Appl Phys* 1963; **34**: 2722–7.
- 6 Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol* 1973; **46**: 1016–22.
- 7 Bautz W, Kalender W. Godfrey N. Hounsfield und die Folgen. *Radiologe* 2005; **45**: 350–5.
- 8 Kalender WA. X-ray computed tomography. *Phys Med Biol* 2006; **51**: R29–43.
- 9 Radon J. Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten. *Ber Ver Sächs Akad Wiss Leipzig, Math Ph Kl* 1917; **69**: 262–77.
- 10 Nicholls M. Sir Godfrey Newbold Hounsfield and Allan M. Cormack. *Eur Heart J* 2019; **40**: 2101–3.
- 11 Ledley RS, Di Chiro G, Luessenhop AJ, Twigg HL. Computerized transaxial x-ray tomography of the human body. *Science* 1974; **186**: 207–12.
- 12 Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology* 1990; **176**: 181–3.
- 13 Zenger I. Die Geschichte der Computertomographie bei Siemens Healthineers, 2. edn. Erlangen: Siemens Healthcare GmbH, 2018.
- 14 Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Süß C, Grasruck M, Stierstorfer K, Krauss B, Raupach R, Primak AN, Küttner A, Achenbach S, Becker C, Kopp A, Ohnesorge BM. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 2006; **16**: 256–68.
- 15 Johnson TRC, Krauss B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, Morhard D, Fink C, Weckbach S, Lenhard M, Schmidt B, Flohr T, Reiser MF, Becker CR. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol* 2007; **17**: 1510–7.
- 16 Buzug T. Computed Tomography : From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT, 1. edn. Berlin, Heidelberg: Springer, 2008.
- 17 Nuyts J, De Man B, Dupont P, Defrise M, Suetens P, Mortelmans L. Iterative reconstruction for helical CT: a simulation study. *Phys Med Biol* 1998; **43**: 729–37.
- 18 Geschichte der Computertomographie. <https://www.radiologie.de/geschichte-der-computertomographie/> (Zuletzt abgerufen am 29.11.2021)

- 19 Pontana F, Duhamel A, Pagniez J, Flohr T, Faivre JB, Hachulla AL, Remy J, Remy-Jardin M. Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (Part 2): image quality of low-dose CT examinations in 80 patients. *Eur Radiol* 2011; **21**: 636–43.
- 20 Hara AK, Paden RG, Silva AC, Kujak JL, Lawder HJ, Pavlicek W. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. *AJR Am J Roentgenol* 2009; **193**: 764–71.
- 21 Ulzheimer S, Freund J. The Stellar Detector. Erlangen: Siemens Healthcare GmbH, 2016.
- 22 Christe A, Heverhagen JT. Radiologie: Reduktion der Strahlenbelastung durch Fortschritte in der Computertomographie. *Swiss Med Forum – Schweizerisches Medizin-Forum* 2013; **13**: 1-2.
- 23 Bogner K. Künstliche Intelligenz im CT. https://www.uni-jena.de/190424_KICT (Zuletzt abgerufen am 29.11.2021)
- 24 Geulen J. Bildgebende Diagnostik bei Rheuma: Gut aufgestellt. <https://healthcare-in-europe.com/de/news/bildgebende-diagnostik-bei-rheuma-gut-aufgestellt.html> (Zuletzt abgerufen am 29.11.2021)
- 25 Liebing A. Computertomografie - Teil 1: Aufbau, Technik, Bildentstehung. *Radiopraxis* 2013; **06**: 9–21.
- 26 Reiser M, Kuhn F-P, Debus J. Duale Reihe Radiologie, 4. edn. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG, 2017.
- 27 Seeram E. Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications and Quality Control, 4. edn. St. Louis: Elsevier Inc, 2016.
- 28 Harten U. Physik für Mediziner. Berlin, Heidelberg: Springer, 2014.
- 29 Hutten H. Biomedizinische Technik 1 - Diagnostik und bildgebende Verfahren, 1. edn. Berlin Heidelberg: Springer, 1992.
- 30 Flohr T. Detektoren, Röntgenstrahler und Gantry. In: Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P, Scheffel H, Hrsg. Wie funktioniert CT?, 1. edn. Berlin, Heidelberg: Springer, 2011: 15–22.
- 31 Stolzmann P, Götti R. Protokollparameter und Bildqualität. In: Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P, Scheffel H, Hrsg. Wie funktioniert CT?, 1. edn. Berlin, Heidelberg: Springer, 2011: 23–9.
- 32 Riemer A. 1 Scanparameter und Bildqualität. In: Computertomografie für MTRA/RT, 1. edn. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2017: 18-27.
- 33 Euler A, Szücs-Farkas Z, Schindera S. Möglichkeiten der Strahlenreduktion bei der CT des Körperstamms. *Radiol up2date* 2014; **14**: 163–76.
- 34 Fürst J. Röntgenröhren in der Medizintechnik. *Vak Forsch und Prax* 2015; **27**: 17–21.
- 35 Krieger H. Elektronen- und Ionenquellen. In: Krieger H. Strahlungsquellen für Technik und Medizin, 2. edn.. Wiesbaden: Springer Spektrum, 2013: 50–88.
- 36 Rumble JR, Bruno TJ, Doa MJ, Hrsg. CRC Handbook of Chemistry and Physics, 102. edn. Boca Raton: CRC Press, 2021.
- 37 Gobrecht H, Hrsg. Bergmann-Schaefer Lehrbuch der Experimentalphysik Band IV, Teil 2 Aufbau der Materie, 2. edn. Berlin, New York: Walter de Gruyter, 1981.

- 38 Nowarra C, Doering T. Konventionelle Röntgendiagnostik. <https://radiologykey.com/konventionelle-rontgendiagnostik/> (Zuletzt abgerufen am 19.12.2021)
- 39 Primak AN, McCollough CH, Bruesewitz MR, Zhang J, Fletcher JG. Relationship between Noise, Dose, and Pitch in Cardiac Multi-Detector Row CT. *RadioGraphics* 2006; **26**: 1785–94.
- 40 Johnson TRC. Dual-energy CT: general principles. *AJR Am J Roentgenol* 2012; **199**: 3–8.
- 41 Marin D, Boll DT, Mileto A, Nelson RC. State of the art: dual-energy CT of the abdomen. *Radiology* 2014; **271**: 327–42.
- 42 Brüning R, Küttner A, Flohr T. Mehrschicht-CT: Ein Leitfaden. Heidelberg: Springer Medizin Verlag, 2008.
- 43 Grillenberger A, Fritsch E. Computertomographie: Einführung in ein modernes bildgebendes Verfahren, 2. edn. Wien: Facultas Universitätsverlag, 2012.
- 44 Lell M, Wucherer M, Kachelrieß M. Dosis und Dosisreduktion in der Computertomografie. *Radiol up2date* 2017; **17**: 163–78.
- 45 Kalender WA. Computertomographie, 2. edn. Erlangen, München: Publicis, 2006.
- 46 Buzug TM. Einführung in die Computertomographie, 1. edn. Berlin, Heidelberg: Springer, 2004.
- 47 Goldman LW. Principles of CT: radiation dose and image quality. *J Nucl Med Technol* 2007; **35**: 213–25; quiz 226–8.
- 48 Hendee WR, Edwards FM. ALARA and an integrated approach to radiation protection. *Semin Nucl Med* 1986; **16**: 142–50.
- 49 Silva AC, Lawder HJ, Hara A, Kujak J, Pavlicek W. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. *AJR Am J Roentgenol* 2010; **194**: 191–9.
- 50 Bayat S, Aati O, Rech J, Sapsford M, Cavallaro A, Lell M, Araujo E, Petsch C, Stamp LK, Schett G, Manger B, Dalbeth N. Development of a Dual-Energy Computed Tomography Scoring System for Measurement of Urate Deposition in Gout. *Arthritis Care Res* 2016; **68**: 769–75.
- 51 Kalra MK, Woisetschläger M, Dahlström N, Singh S, Lindblom M, Choy G, Quick P, Schmidt B, Sedlmair M, Blake MA, Persson A. Radiation dose reduction with Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction technique for abdominal computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2012; **36**: 339–46.
- 52 Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P, Scheffel H. Glossar technischer Begriffe. In: Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P, Scheffel H, Hrsg. Wie funktioniert CT?, 1. edn. Berlin, Heidelberg: Springer, 2011: 261–6.
- 53 McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. *Radiographics* 2002; **22**: 1541–53.
- 54 Forghani R, De Man B, Gupta R. Dual-Energy Computed Tomography. *Neuroimaging Clin N Am* 2017; **27**: 371–84.
- 55 Patino M, Prochowski A, Agrawal MD, Simeone FJ, Gupta R, Hahn PF, Sahani DV. Material Separation Using Dual-Energy CT: Current and Emerging Applications. *RadioGraphics* 2016; **36**: 1087–105.
- 56 Salamon M. Dual Energy-Verfahren in der Röntgentechnik. <https://www.vision.fraun>

hofer.de/de/technologien-anwendungen/technologien/roentgentechnik/dual-energy-verfahren.html (Zuletzt abgerufen am 10.02.2022)

- 57 Stolzmann P, Götti R. Dual-Energy-CT. In: Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P, Scheffel H, Hrsg. Wie funktioniert CT?, 1. edn. Berlin, Heidelberg: Springer, 2011: 165–72.
- 58 McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology* 2015; **276**: 637–53.
- 59 Große Hokamp N, Lennartz S, Maintz D. Grundlagen, Umsetzung und klinische Anwendung der Dual-Energy-CT. *Radiol up2date* 2018; **18**: 303–15.
- 60 McCollough CH, Schmidt B, Liu X, Yu L, Leng S. Dual-Energy Algorithms and Postprocessing Techniques. In: Johnson TRC, Fink C, Schönberg SO, Reiser MF, Hrsg. Dual Energy CT in Clinical Practice, 1. edn. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2011: 43–51.
- 61 Johnson TRC, Kalender WA. Physical Background. In: Johnson TRC, Fink C, Schönberg SO, Reiser MF, Hrsg. Dual Energy CT in Clinical Practice, 1. edn. Berlin, Heidelberg: Springer, 2011: 3–9.
- 62 Danad I, Fayad ZA, Willemink MJ, Min JK. New Applications of Cardiac Computed Tomography. *JACC Cardiovasc Imaging* 2015; **8**: 710–23.
- 63 Hokamp NG, Maintz D, Shapira N, Chang D-H, Noel PB. Technical background of a novel detector-based approach to dual-energy computed tomography. *Diagnostic Interv Radiol* 2020; **26**: 68–71.
- 64 Faby S, Merz J, Krauss B, Kuemmel F. Spectral Imaging with Dual Energy CT. Erlangen: Siemens Healthcare GmbH, 2018.
- 65 Krauss B, Grant KL, Schmidt BT, Flohr TG. The Importance of Spectral Separation. *Invest Radiol* 2015; **50**: 114–8.
- 66 Vlassenbroek A. Dual Layer CT. In: Johnson TRC, Fink C, Schönberg SO, Reiser MF, Hrsg. Dual Energy CT in Clinical Practice, 1. edn. Berlin, Heidelberg: Springer, 2011: 21–34.
- 67 Krauss B, Schmidt B, Flohr TG. Dual Source CT. In: Johnson TRC, Fink C, Schönberg SO, Reiser MF, Hrsg. Dual Energy CT in Clinical Practice, 1. edn. Berlin, Heidelberg: Springer, 2011: 11–20.
- 68 Toia GV., Kim S, Dighe MK, Mileto A. Dual-Energy Computed Tomography in Body Imaging. *Semin Roentgenol* 2018; **53**: 132–46.
- 69 Toia GV., Mileto A, Wang CL, Sahani DV. Quantitative dual-energy CT techniques in the abdomen. *Abdom Radiol* 2022; **47**: 3003–18.
- 70 Agostini A, Borgheresi A, Mari A, Floridi C, Bruno F, Carotti M, Schicchi N, Barile A, Maggi S, Giovagnoni A. Dual-energy CT: theoretical principles and clinical applications. *Radiol Med* 2019; **124**: 1281–95.
- 71 Euler A, Szücs-Farkas Z, Schindera S. Möglichkeiten der Strahlenreduktion bei der CT des Körperstamms. *Radiol up2date* 2014; **14**: 163–76.
- 72 Sadick M, Lehmann KJ, Diehl SJ, Wild J, Georgi M. Bolustriggerung und NaCl-Bolus bei der biphasischen Spiral-CT des Abdomens. *Rofo* 1997; **167**: 371–6.
- 73 Schindera S, Szücs-Farkas Z. CT-Angiographie. In: Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P, Scheffel H, Hrsg. Wie funktioniert CT?, 1. edn. Berlin, Heidelberg: Springer, 2011: 109–15.

- 74 So A, Nicolaou S. Spectral Computed Tomography: Fundamental Principles and Recent Developments. *Korean J Radiol* 2021; **22**: 86.
- 75 Chandra N, Langan DA. Gemstone Detector: Dual Energy Imaging via Fast kVp Switching. In: Johnson TRC, Fink C, Schönberg SO, Reiser MF, Hrsg. Dual Energy CT in Clinical Practice, 1. edn. Berlin, Heidelberg: Springer, 2011: 35–41.
- 76 Gong B, Wu Y, O’Keeffe ME, Berger FH, McLaughlin PD, Nicolaou S, Khosa F. Top 50 Highly Cited Articles on Dual Energy Computed Tomography (DECT) in Abdominal Radiology: A Bibliometric Analysis. *Pol J Radiol* 2017; **82**: 748–59.
- 77 Ghasemi Shayan R, Oladghaffari M, Sajjadian F, Fazel Ghaziyani M. Image Quality and Dose Comparison of Single-Energy CT (SECT) and Dual-Energy CT (DECT). *Radiol Res Pract* 2020; **2020**: 1403957.
- 78 Glöckner A, Fiedler S, Renkewitz F. Belastbare und effiziente Wissenschaft. *Psychol Rundschau* 2018; **69**: 22–36.
- 79 Heinemeier D, Meißner C, Betsch C. Was bedeutet Evidenzbasierung / Evidenzinformierung in der Gesundheitskommunikation? Eine Befragung während der 2. Jahrestagung der Fachgruppe Gesundheitskommunikation der DGPK. In: Stehr P, Heinemeier D, Rossmann C, Hrsg. Evidenzbasierte | evidenzinformierte Gesundheitskommunikation. Baden-Baden: Nomos Verlagsgesellschaft mbH & Co. KG, 2018: 47–59.
- 80 Sackett DL, Rosenberg WM, Gray JA, Haynes RB, Richardson WS. Evidence based medicine: what it is and what it isn’t. *BMJ* 1996; **312**: 71–2.
- 81 Albrecht M, Mühlhauser I, Steckelberg A. Evidenzbasierte Gesundheitsinformation. In: Hurrelmann K, Baumann E, Hrsg. Handbuch Gesundheitskommunikation, 1. edn. Bern: Huber, 2014: 142–58.
- 82 Blümle A, Meerpohl JJ, Wolff R, Antes G. Evidenzbasierte Medizin und systematische Übersichtsarbeiten. *Der MKG-Chirurg* 2009; **2**: 86–92.
- 83 Qaseem A. Guidelines International Network: Toward International Standards for Clinical Practice Guidelines. *Ann Intern Med* 2012; **156**: 525.
- 84 Graham R, Mancher M, Miller Wolman D, Greenfield S, Steinberg E, Hrsg. Institute of Medicine Committee on Standards for Developing Trustworthy Clinical Practice Guidelines. Clinical Practice Guidelines We Can Trust. Washington, D.C.: National Academies Press, 2011.
- 85 Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, Boutron I, Hoffmann TC, Mulrow CD, Shamseer L, Tetzlaff JM, Akl EA, Brennan SE, Chou R, Glanville J, Grimshaw JM, Hróbjartsson A, Lalu MM, Li T, Loder EW, Mayo-Wilson E, McDonald S, McGuinness LA, Stewart LA, Thomas J, Tricco AC, Welch VA, Whiting P, Moher D. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. *BMJ* 2021; **372**:n71.
- 86 MEDLINE: Overview. https://www.nlm.nih.gov/medline/medline_overview.html (Zuletzt abgerufen am 04.03.2021)
- 87 Blümle A, Lagrèze WA, Motschall E. Systematische Literaturrecherche in PubMed. *Der Schmerz* 2019; **33**: 75–92.
- 88 SafetyLit Journal Details. <https://www.safetylit.org/week/journalpage.php?jid=13374> (Zuletzt abgerufen am 19.03.2022)
- 89 ALLEA. The European Code of Conduct for Research Integrity - Revised Edition 2023. <https://allea.org/wp-content/uploads/2023/06/European-Code-of-Conduct-Revised-Edition-2023.pdf> (Zuletzt abgerufen am 17.12.2023)

- 90 Bundesärztekammer. Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomographie. *Dtsch Arztebl* 2023. https://www.bundesaerztekammer.de/fileadmin/user_upload/BAEK/Themen/Qualitaetssicherung/_Bek_BAEK_Leitlinie_Computertomographie_ONLINE_KORR_Vers_25_05_2023.pdf (Zuletzt abgerufen am 17.12.2023)
- 91 American Association for the Advancement of Science. Ethics and Principles for Science and Society Policy-Making The Brussels Declaration. *EuroScientist* 2017. <https://www.sci-com.eu/main/docs/Brussels-Declaration.pdf> (Zuletzt abgerufen am 17.12.2023)
- 92 Katzenmeier C. Patientenautonomie und Patientenrechte. *Bundesgesundheitsbl* 2012; **55**: 1093–9.
- 93 Zentrale Ethikkommission bei der Bundesärztekammer. Stellungnahme der Zentralen Kommission zur Wahrung ethischer Grundsätze in der Medizin und ihren Grenzgebieten (Zentrale Ethikkommission) bei der Bundesärztekammer: „Bereitstellung und Nutzung von Behandlungsdaten zu Forschungszwecken“. *Dtsch Arztebl* 2023. https://www.zentrale-ethikkommission.de/fileadmin/user_upload/zentrale-ethikkommission/BAEK_SN_Behandlungsdaten.pdf (Zuletzt abgerufen am 17.12.2023)
- 94 Liebing A. Computertomografie – Teil 2: Strahlenschutz, Kontrastmittelapplikation, Nachverarbeitung. *Radiopraxis* 2013; **06**: 199–212.
- 95 Steffens P, Aichbauer N. Kontrastmitteldosierung und Optimierungspotenzial in der CT. *Radiopraxis* 2020; **13**: 83–94.
- 96 Bae KT. Intravenous Contrast Medium Administration and Scan Timing at CT: Considerations and Approaches. *Radiology* 2010; **256**: 32–61.
- 97 Lell M. Wie Kontrastmittel-verstärkte CT-Protokolle nachhaltig verbessert werden können. <https://www.cme-kurs.de/kurse/kontrastmittel-verstaerkte-ct-protokolle-nachhaltig-verbessern/> (Zuletzt abgerufen am 05.03.2024)
- 98 Bundesärztekammer. Richtlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung laboratoriumsmedizinischer Untersuchungen. *Dtsch Arztebl*.2023. https://www.bundesaerztekammer.de/fileadmin/user_upload/BAEK/Themen/Qualitaetssicherung/_Bek_BAEK_RiLi_BAEK_ONLINE_FINAL_Vers_26_05_2023.pdf (Zuletzt abgerufen am 17.12.2023)
- 99 Spitzenberger F, Hafner G, Soltan U. Qualitätsmanagement in medizinischen Laboratorien – neue Richtlinie der Bundesärztekammer und Akkreditierung nach ISO-Konzept im Vergleich. *J Lab Med* 2007; **31**: 218–25.
- 100 Verordnung über das Errichten, Betreiben und Anwenden von Medizinprodukten (Medizinprodukte-Betreiberverordnung - MPBetreibV). <https://www.gesetze-im-internet.de/mpbetreibv/BJNR176200998.html> (Zuletzt abgerufen am 17.12.2023)
- 101 Alvarez RE, Macovski A. Energy-selective reconstructions in X-ray computerized tomography. *Phys Med Biol* 1976; **21**: 733–44.
- 102 Kalender WA, Perman WH, Vetter JR, Klotz E. Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies. *Med Phys* 1986; **13**: 334–9.
- 103 Rzany B. Evidence Based Medicine. *Humboldt-Spektrum* 2005; **2**: 12–5.

7. Anhang

Alle Abbildungen wurden mit dem Programm draw.io (Version 16.5.1) erstellt.

7.1. Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1: Computertomograph der 3. Generation
- Abb. 2: Prinzipieller Aufbau einer Drehanoden-Röntgenröhre
- Abb. 3: Ungefilterte Rückprojektion am Beispiel einer 5 x 5 – Matrix mit Elementen der Dichte 20 und 45
- Abb. 4: DECT-Scanner-Systeme in schematischer Darstellung
- Abb. 5: Manuell erfasste Studienparameter der selektierten Publikationen
- Abb. 6: PRISMA-Flussdiagramm
- Abb. 7: Publikationen aufgeschlüsselt nach untersuchter Patientengruppe
- Abb. 8: Kontrastmittelanwendung
- Abb. 9: Publikationen aufgeschlüsselt nach verwendetem DECT-Konzept
- Abb. 10: Akquisitionsparameter graphisch aufgearbeitet
- Abb. 11: Akquisitionsparameter: graphische Darstellung des Anteils der Studien, die Informationen über alle Elemente der jeweiligen Parametergruppe zur Verfügung stellten
- Abb. 12: Rekonstruktionsparameter (Matrix, Schichtdicke, Inkrement) graphisch aufgearbeitet
- Abb. 13a: Konventionelle Bildrekonstruktion graphisch aufgearbeitet
- Abb. 13b: DECT-Bildrekonstruktion graphisch aufgearbeitet

7.2. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Kommerzielle DECT-Technologien

Tabelle 2: Mit dem „Search Term“ in der PubMed-Datenbank gefundene und für die Analyse ausgewählte geeignete Publikationen, aufgeschlüsselt nach dem Jahr der Veröffentlichung der jeweiligen Printversion

Tabelle 3: Fachzeitschriften auf die kein Zugriff möglich war

Tabelle 4: Kriterien für den Ausschluss der 1679 Publikationen

Tabelle 5: Angaben zur Perspektive der Studien

Tabelle 6: Angaben zum untersuchten Körpergebiet

Tabelle 7: Studienanzahl nach Ländern aufgeschlüsselt

Tabelle 8: Angaben zur „Informierten Einwilligung“

Tabelle 9: Übersicht, ob ein oder mehrere Tomographen in der Studie eingesetzt wurden, aufgeschlüsselt nach dem verwendeten DECT-Konzept

Tabelle 10: Akquisitionsparameter

Tabelle 11: In Gruppen zusammengefasste Akquisitionsparameter aufgeschlüsselt nach Publikationen, die Angaben über alle Parameter der jeweiligen Gruppen zur Verfügung stellten

Tabelle 12: Publikationen aufgeschlüsselt nach verwendeter Bildrekonstruktion

Tabelle 13: Rekonstruktionsparameter (Matrix, Schichtdicke, Inkrement)

Tabelle 14: Bildrekonstruktion (Algorithmus, Faltungskern, Rauschunterdrückung)