

Aus dem vormaligen
Institut für Klinische Radiologie
Institut der Universität München
Ehem. Vorstand: Prof. Dr. Dr. h.c. Maximilian Reiser, FACP, FACS

Evaluierung neuer CT-Techniken
und Bestimmung der mit ihnen erzielten Strahlenreduktion

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Michael Christian Ernst Hubert Seidenbusch
aus München
2023

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät

der Universität München

Berichterstatter:

PD Dr. Dr. Robert Stahl

Mitberichterstatter:

PD Dr. Sven Thieme

Dekan:

Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung:

06.07.2023

Wichtige Vorbemerkungen zu vorliegender Dissertationsschrift

Vorliegende Dissertationsschrift basiert auf einem vom Verfasser im Auftrag des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) von 2014 bis 2016 durchgeführten Forschungsprojekt mit dem Titel „Evaluierung neuer CT-Techniken und Bestimmung der mit ihnen erzielten Strahlenreduktion bei verschiedenen CT-Betreibern in Deutschland“ (siehe **Tab. 0.1**) [94, 257, 258].

Tab. 0.1. Eckdaten des BfS-Forschungsprojektes.

Projektnname:	Evaluierung neuer CT-Techniken und Bestimmung der mit ihnen erzielten Strahlenreduktion bei verschiedenen CT-Betreibern in Deutschland
Projektnummer:	BfS AG-F3 – 0803 / 3613S20025
Auftraggeber:	Bundesminister für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit
Projektbetreuer:	Dr. Alexander Schegerer, Bundesamt für Strahlenschutz, AG-SG 2.3
Projektleiter:	Prof. Dr. med. Hans-Christoph Becker, i.V. PD Dr. med. Clemens Cyran, vormaliges Institut für klinische Radiologie (Direktor: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Maximilian Reiser, FACR, FACS), Klinikum der Universität München
Projektinhalte:	<ul style="list-style-type: none">▪ Literaturstudie zum Stand der CT-Technik▪ Querschnittsstudie zu Bildqualität und Strahlendosis in der CT▪ Prospektive Phantomstudie zu Bildqualität und Strahlendosis in der CT
Offizielle Laufzeit:	01.01.2014 – 30.06.2015

Das Forschungsprojekt setzte sich aus drei Unterprojekten zusammen: Zunächst wurde eine Literaturstudie zum Stand der CT-Technik im Jahr 2014 durchgeführt, der sich eine Querschnittsstudie zum Einfluss verschiedener CT-Verfahren auf Bildqualität und Strahlendosis anhand einer Erhebung von rund 300 in anonymisierter Form vorliegender Bilddatensätzen bei rund 50 CT-Betreibern anschloss und durch eine Phantomstudie ergänzt wurde.

Literaturstudie, Datenakquisition, Datenverarbeitung, mathematische Dosimetrie, Messung der objektiven Bildqualität, statistische Verarbeitung und Abfassung der internen Forschungsberichte wurden allein vom Verfasser dieser Arbeit durchgeführt. Die Bestimmung der subjektiven Bildqualität erfolgte durch Mitarbeiter des vormaligen Institutes für klinische Radiologie, Klinikum der Universität München, unter Federführung von Herrn PD Dr. Dr. R. Stahl. Die prospektive Phantomstudie wurde von Frau Ursula Lechel, Bundesamt für Strahlenschutz, in Zusammenarbeit mit dem Verfasser dieser Arbeit durchgeführt. Für das Promotionsvorhaben wurde die initial bis Mitte 2014 reichende Literaturstudie vom Verfasser bis zum Ende des Jahres 2015, dem Jahr der Querschnittsstudie und dem Endpunkt des Forschungsvorhabens, um etwa 300 Literaturstellen auf rund 1100 Referenzen erweitert.

Die Inhalte dieser Dissertationsschrift entsprechen somit vielfach jenen, wie sie in den Forschungsberichten des Verfassers an das Bundesamt für Strahlenschutz formuliert wurden [94, 257, 258]. Aus diesem Grunde finden sich zahlreiche Formulierungen aus den Forschungsberichten teils im Wortlaut in vorliegender Arbeit wieder. Die unmittelbare Bezugnahme der Dissertationsschrift auf entsprechende Passagen in den zugehörigen Forschungsberichten wird im Folgenden durch fett-kursive Zitation wie folgt kenntlich gemacht: *[94, 257, 258]*. Außerdem wurden vom Verfasser dieser Arbeit aus sprachökonomischen Gründen vornehmlich in der Einleitung zu dieser Arbeit Textpassagen und Abbildungen aus einem von ihm für die Firma Bayer Leverkusen verfassten Online-Tutorial für Medizinisch-technische Radiologieassistenten [76] sowie aus seiner ersten Dissertationsschrift [73] und seiner Habilitationsschrift [7574] übernommen.

Die vorliegende Dissertationsschrift gibt - ebenso wie der Abschlussbericht zum Forschungsvorhaben des Bundesamtes für Strahlenschutz - die Auffassung und Meinung des Verfassers wieder und muss nicht mit der Meinung des Auftraggebers des Forschungsprojektes (Bundesminister für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit) übereinstimmen.

Der Verfasser erklärt, die Arbeit mit den hier genannten Einschränkungen selbständig abgefasst und Quellenangaben nach bestem Wissen und Gewissen verfertigt zu haben.

München, im Frühjahr 2023

PD Dr. rer. biol. hum. habil. Michael Seidenbusch

Inhalt

0.	Zusammenfassung	11
1.	Einleitung	13
2.	Grundlagen	15
2.1.	Die Entwicklung der Computertomographie	15
2.2.	Technische Prinzipien der Computertomographie	16
2.2.1.	Grundlegender Aufbau eines Computertomographen	20
2.2.2.	Röntgenstrahlerzeugung	21
2.2.3.	Formfilterung	21
2.3.	Dosisgrößen in der Computertomographie	22
2.3.1.	Computed Tomography Dose Index (CTDI) und gewichteter CTDI	22
2.3.2.	Size Specific Dose Estimate (SSDE)	25
2.3.3.	Multiple Scan Average Dose (MSAD) und Volumen-CTDI	26
2.3.4.	Dosis-Längen-Produkt (DLP)	27
2.3.5.	Organdosen und Effektive Dosis	28
2.3.6.	Zusammenfassung der Dosisgrößen	29
2.3.7.	Rekonstruktion von Organ- und Effektivdosen	30
2.4.	Bildqualität in der Computertomographie	30
2.4.1.	Hounsfield-Einheiten	31
2.4.2.	Objektive Bildqualität	31
2.4.3.	Subjektive Bildqualität	32
2.5.	Strahlendosis und Bildqualität	32
2.6.	Strahlendosis und Anthropometrie	33
2.7.	Dosisreduktion in der Computertomographie	34
2.7.1.	Röhrenspannungs-Adaptation bzw. Röhrenspannungs-Modulation	35
2.7.2.	EKG-Triggerung	36
2.7.3.	Röhrenstrommodulation	37
2.7.4.	Iterative Bildrekonstruktion	40
2.7.4.1.	Analytische Bildrekonstruktion	41
2.7.4.2.	Iterative Bildrekonstruktion	42
2.7.5.	High-Pitch-Verfahren	49
2.7.6.	Physikalische Abschirmungsmaßnahmen	50
2.7.7.	Organbasierte Röhrenstrommodulation (organbasierte Dosismodulation OBDM)	50
3.	Methodik	53
3.1.	Forschungsprojekt	53
3.2.	Literaturstudie	54
3.3.	Querschnittsstudie	55
3.3.1.	Datenakquisition	55
3.3.1.1.	Auswahl potenzieller Teilnehmer nach logistischen Gesichtspunkten	56
3.3.1.2.	Bereitschaft der potenziellen Teilnehmer zur Teilnahme an der Studie	56
3.3.4.	Dosisrekonstruktion	57
3.3.4.1.	DICOM-Standard	57
3.3.4.2.	CT-Expo-Algorithmus	57
3.3.4.3.	DICT-Algorithmus	59
3.3.4.4.	Effektiver Diameter	60

3.3.5.	Ermittlung der Bildqualität	60
3.3.5.1.	Messung der objektiven Bildqualität	60
3.3.5.2.	Bestimmung der subjektiven Bildqualität	62
3.4.	Phantommessungen	65
3.5.	Statistische Analyse und Darstellung der Ergebnisse	66
4.	Ergebnisse	69
4.1.	Literaturstudie	69
4.1.1.	Die Strahlenexposition des Patienten in der Computertomographie	69
4.1.2.	Dosiswerte	71
4.1.2.1.	Nationale und internationale Übersichtsstudien für Erwachsene	71
4.1.2.2.	Nationale und internationale Referenzwerte für Erwachsene	72
4.1.3.	Einfluss verschiedener Faktoren auf die Strahlenexposition des Patienten	74
4.1.3.1.	Anthropometrie	74
4.1.3.2.	Scannerfabrikate	75
4.1.3.3.	Scanteknik	75
4.1.3.4.	Filterung	76
4.1.3.5.	Scanlänge	76
4.1.4.	Einfluss von Dosisreduktionsmaßnahmen auf die Strahlenexposition des Patienten	76
4.1.4.1.	Röhrenspannungs-Adaptation bzw. Röhrenspannungs-Modulation	76
4.1.4.2.	EKG-Triggerung	79
4.1.4.3.	Röhrenstrommodulation	81
4.1.4.4.	Iterative Bildrekonstruktion	85
4.1.4.5.	Röhrenstrommodulation und iterative Bildrekonstruktion	88
4.1.4.6.	High-Pitch-Verfahren	90
4.1.4.7.	Physikalische Abschirmungsmaßnahmen	91
4.1.4.8.	Organbasierte Röhrenstrommodulation (organbasierte Dosismodulation)	93
4.1.5.	CTDI _{vol} , Dosis-Längen-Produkte und Effektivdosen bei diversen Scanprotokollen	94
4.1.6.	Zusammenfassung	97
4.2.	Querschnittsstudie	101
4.2.1.	Grundlegende Eigenschaften des Datenbestandes	101
4.2.1.1.	Ausgewogenheit der teilnehmenden Einrichtungen	101
4.2.1.2.	Verfügbarkeit der in der Studie zu berücksichtigenden CT-Techniken	101
4.2.1.3.	Abstimmung der Geräteeinstellungen auf die CT-Protokolle	101
4.2.1.4.	Standorte der teilnehmenden radiologischen Einrichtungen	102
4.2.2.	Scanner-Fabrikate	104
4.2.3.	CT-Protokolle und CT-Techniken	106
4.2.4.	Effektiver Diameter der Patienten	109
4.2.5.	Expositionsparameter	110
4.2.5.1.	Pitch-Faktor	111
4.2.5.2.	Mittleres effektives mAs-Produkt	112
4.2.5.3.	Röhrenspannung	115
4.2.6.	Einfluss der CT-Technik auf Strahlendosis und Bildqualität	115
4.2.6.1.	Einfluss der CT-Technik auf den Volumen-CTDI	115
4.2.6.2.	Einfluss der CT-Technik auf den Size Specific Dose Estimate (SSDE)	119
4.2.6.3.	Einfluss der CT-Technik auf das Dosis-Längen-Produkt	120
4.2.6.4.	Einfluss der CT-Technik auf die effektive Dosis des Patienten	122
4.2.6.5.	Einfluss der CT-Technik auf das Bildpixelrauschen	126
4.2.6.6.	Einfluss der CT-Technik auf Signal-Rausch- und Kontrast-Rausch-Verhältnis	129

4.2.6.7.	Einfluss der CT-Technik auf die subjektive Bildqualität	131
4.2.6.7.1.	Unterschied zwischen den Befunden	131
4.2.6.7.2.	Subjektive Bildqualität	132
4.2.6.8.	Zusammenhang zwischen objektiver und subjektiver Bildqualität	134
4.2.6.9.	Zusammenhang zwischen Dosis und objektiver Bildqualität	134
4.3.	Strahlendosis bei Phantommessungen	137
4.4.	Zusammenfassung der Dosisdaten aus Literaturstudie und klinischer Studie	141
5.	Diskussion und Ausblick	149
5.1.	Methodik	149
5.1.1.	Literaturstudie	149
5.1.2.	Querschnittsstudie	149
5.1.3.	Phantomstudie	150
5.2.	Ergebnisse der Literaturstudie und der klinischen Studie	150
5.2.1.	CT-Techniken	151
5.2.2.	Auswirkung der CT-Technik auf Strahlendosis und Bildqualität	152
5.2.2.1.	CT-Untersuchung des Schädels	153
5.2.2.2.	CT-Untersuchung des Thorax	154
5.2.2.3.	CT-Untersuchung des Abdomens	155
5.2.2.4.	CT-Pulmonalis-Angiographie	155
5.2.3.	Allgemeine Bemerkungen zu den CT-Techniken	156
5.2.3.1.	Konstantstromtechnik	156
5.2.3.2.	Röhrenstrommodulation	156
5.2.3.3.	Iterative Rekonstruktion und Röhrenstrommodulation	157
5.3.	Limitationen der Arbeit	158
5.3.1.	Literaturstudie	158
5.3.2.	Klinische Studie	158
5.3.3.	Zusammenfassung	159
5.4.	Schlussbemerkung und Ausblick	159
6.	Literatur	161
6.1.	Röntgendiagnostik und Computertomographie	161
6.2.	Strahlenrisiko	161
6.3.	Strahlenbiologie	162
6.4.	Strahlendosimetrie	162
6.5.	Bildqualität	164
6.6.	Reviews	164
6.6.1.	Literatur-Reviews	164
6.6.2.	Dosis-Reviews	164
6.7.	Erwachsenenradiologie	165
6.7.1.	Allgemeine Strahlenschutzprinzipien in der CT	165
6.7.2.	Anthropometrie	167
6.7.3.	Nationale Studien & Referenzwerte	167
6.7.4.	Übersichten über CT-Untersuchungsverfahren	172
6.7.5.	Übersichten über CT-Scanner und Institutionen	173
6.7.6.	Multi-Slice-CT	174
6.7.7.	CT-Untersuchungen	174
6.7.7.1.	Schädel	174

6.7.7.2.	Nasennebenhöhlen	175
6.7.7.3.	Hals	175
6.7.7.4.	Thorax	175
6.7.7.5.	Abdomen	176
6.7.7.6.	Becken	177
6.7.7.7.	Ganzkörper	177
6.7.7.8.	Wirbelsäule	177
6.7.8.	CT-Angiographien	177
6.7.8.1.	Schädel-Perfusion	177
6.7.8.2.	Schädel-CTA	178
6.7.8.3.	Pulmonal-CTA	178
6.7.8.4.	Cardio-CTA	178
6.7.8.5	EKG-Modulation	180
6.7.8.6.	Abdomen-CTA	183
6.7.8.7.	CT-Urographie	183
6.7.9.	Dosisreduktionstechniken	183
6.7.9.1.	Abschirmung	183
6.7.9.2.	Selektion der Röhrenspannung, Röhrenspannungsmodulation	184
6.7.9.3.	Selektion der Röhrenspannung + Abschirmung	187
6.7.9.4.	Röhrenstrommodulation	188
6.7.9.5.	Röhrenstrommodulation + Abschirmung	190
6.7.9.6.	Organbasierte Röhrenstrommodulation	190
6.7.9.7.	Organbasierte Röhrenstrommodulation + Abschirmung	191
6.7.9.8.	Röhrenstrommodulation + Röhrenspannungsmodulation	191
6.7.9.9.	Iterative Rekonstruktion	191
6.7.9.10.	Iterative Rekonstruktion + High-Pitch-Verfahren	197
6.7.9.11.	High-Pitch-Verfahren	198
6.7.9.12.	Dual-Energy-CT	198
6.7.9.13.	Spezialtechniken	199
6.8.	Kinderradiologie	199
6.8.1.	Allgemeine Prinzipien	199
6.8.2.	Anthropometrie	201
6.8.3.	Nationale Studien & Referenzwerte	202
6.8.4.	Übersichten über CT-Untersuchungsverfahren	203
6.8.5.	CT-Untersuchungen	205
6.8.5.1.	Schädel	205
6.8.5.2.	Hals	205
6.8.5.3.	Thorax	205
6.8.5.4.	Abdomen	206
6.8.5.5.	Ganzkörper	206
6.8.6.	CT-Angiographien	206
6.8.6.1.	Cardio-CTA	206
6.8.6.2.	EKG-Modulation	206
6.8.7.	Dosisreduktionstechniken	207
6.8.7.1.	Abschirmung	207
6.8.7.2.	Selektion der Röhrenspannung, Röhrenspannungsmodulation	207
6.8.7.3.	Röhrenstrommodulation	208
6.8.7.4.	Röhrenstrommodulation + Abschirmung	208
6.8.7.5.	Organbasierte Röhrenstrommodulation	209

6.8.7.6.	Röhrenstrommodulation + Röhrenspannungsmodulation	209
6.8.7.7.	Iterative Rekonstruktion	209
6.8.7.8.	High-Pitch-Verfahren	210
7.	Danksagung	211
8.	Anhang: Tabellen	213
8.1.	Nationale und internationale Übersichtsstudien: Erwachsene	213
8.2.	Nationale und internationale Übersichtsstudien: Kinder	227
8.3.	Nationale und internationale Referenzwerte: Erwachsene	236
8.4.	Nationale und internationale Referenzwerte: Kinder	239
8.5.	Einzeldosen bei Erwachsenen und Kindern	241
8.5.1.	Erwachsene: CTDI _{vol} -Werte	242
8.5.2.	Erwachsene: DLP-Werte	255
8.5.3.	Erwachsene: H _{eff} -Werte	269
8.5.4.	Erwachsene: Organdosis-Werte	285
8.5.5.	Kinder: CTDI _{vol} -Werte	293
8.5.6.	Kinder: DLP-Werte	302
8.5.7.	Kinder: H _{eff} -Werte	311
8.5.8.	Kinder: Organdosis-Werte	322
8.5.9.	Kinder: Kumulativdosis-Werte	326
9.	Abkürzungen	327
10.	Lebenslauf, Erklärungen	329
10.1.	Lebenslauf	329
10.2.	Übereinstimmungserklärung	334
10.3.	Eidesstattliche Versicherung	334

*“When you can measure what you are speaking about,
and express it in numbers, you know something about it;
but when you cannot express it in numbers,
your knowledge is of a meagre and unsatisfactory kind;
it may be the beginning of knowledge, but you have scarcely,
in your thoughts, advanced to the stage of science,
whatever the matter may be.”*

William Thomson, 1st Baron Kelvin, 1883

0. Zusammenfassung /94, 257, 258/

Vorliegende Arbeit enthält eine Literaturstudie zum Stand der CT-Technik bis zum Jahr 2015 sowie eine Querschnittsstudie zur Evaluierung neuer CT-Techniken und zur Bestimmung der mit diesen Techniken erzielten Strahlendosisreduktion im Jahr 2015.

Im Rahmen der Literaturstudie wurden über 1100 Literaturquellen zur Strahlenexposition einzelner Patienten und der Gesamtbevölkerung bei CT-Untersuchungen, zu nationalen Dosisreferenzwerten sowie zu den einzelnen Dosisreduktionstechniken in der CT und deren Auswirkungen auf den Dosisbedarf vor allem der CT-Untersuchungen des Schädels, des Thorax und des Abdomens aufgenommen.

In der Querschnittsstudie zur Evaluierung neuer CT-Techniken und zur Bestimmung der mit ihnen erzielten Strahlendosisreduktion wurde der Einfluss der Konstantstromtechnik, der Röhrenstrommodulation und der iterativen Bildrekonstruktion auf die Strahlenexposition des Patienten sowie die objektive und subjektive Bildqualität der CT-Schnitbilder untersucht. Hierzu wurde bei 54 verschiedenen CT-Betreibern in Deutschland eine Analyse von 465 CT-Bildserien aus 280 CT-Untersuchungen des Schädels, des Thorax, des Abdomens und der CT-Angiographie der A. pulmonalis bei erwachsenen Patienten hinsichtlich der Strahlendosis und der Bildqualität durchgeführt. Die Rekonstruktion der Strahlendosen wurde durch Extraktion der in den DICOM-Bilddatensätzen dokumentierten Expositionsparameter durch einen im Rahmen der Arbeit entwickelten Algorithmus zur Analyse der DICOM-Daten und deren Weiterverarbeitung durch die kommerziell verfügbare PC-Software CT-Expo durchgeführt. Die Ermittlung der objektiven Bildqualität erfolgte durch eine Messung des Bildpixelrauschen, des Signal-Rausch-Verhältnisses und des Kontrast-Rausch-Verhältnisses in ausgewählten anatomischen Regionen, die Bestimmung der subjektiven Bildqualität durch die visuelle Beurteilung der CT-Schnitbilder durch zwei unabhängige Befunder.

Die Wirksamkeit der Röhrenstrommodulation ist wesentlich vom Lebensalter des Patienten und vom Untersuchungsprotokoll abhängig; wie gezeigt werden konnte, kann die Röhrenstrommodulation gegenüber der Konstantstromtechnik bei Erhaltung einer diagnostisch vernünftigen Bildqualität eine Reduktion der Strahlenexposition des Patienten um bis zu 50% bewirken. Sie kann heute als Dosisreduktionstechnik der Wahl bei jeder Form der CT-Untersuchung angesprochen werden. Iterative Bildrekonstruktionsverfahren können zusätzlich zur Röhrenstrommodulation angewandt werden und erlauben unter klinischen Bedingungen bei gleichzeitiger Anhebung der objektiven und der subjektiven Bildqualität ebenfalls eine Dosisreduktion um 50% und mehr. Insbesondere bei den Abdomentechniken gestatten der Einsatz der Röhrenstrommodulation, der iterativen Bildrekonstruktion sowie die Kombination aus beiden Techniken bei zunehmendem Durchstrahlungsdiameter des Patienten eine weitgehende Konstanthaltung der Strahlendosis bei weitestgehend gleichbleibender Bildqualität.

Demgegenüber kann die reine Anwendung der Konstantstromtechnik weder bei der CT-Untersuchung des Schädels noch bei CT-Untersuchungen des Körperrumpfes mehr empfohlen werden; auch bei pädiatrischen CT-Untersuchungen von Kindern aller Altersstufen empfiehlt sich der Einsatz der Röhrenstrommodulation.

Die kombinierte Anwendung der Röhrenstrommodulation und iterativer Bildrekonstruktionsverfahren erweist sich vor allem im Rahmen von CT-Abdomentechniken bei adipösen Patienten hinsichtlich der Strahlenhygiene und der Bildqualität als besonders wirkungsvoll. Bei der Anwendung iterativer Verfahren ist allerdings auf eine sorgfältige Einstellung der Iterationsparameter zur Vermeidung artifizieller Bildartefakte zu achten.

1. Einleitung [94, 257, 258]

Die Computertomographie (CT) zählt zu den dosisintensivsten Verfahren der Röntgendiagnostik [143] und trägt in zunehmendem Maße zur Strahlenexposition der bundesdeutschen Bevölkerung bei [189]. Andererseits existieren eindeutige strahlenepidemiologische Hinweise auf eine Erhöhung des stochastischen Strahlenrisikos nach computertomographisch bedingter Strahlenexposition [19, 25]. Aus diesem Grunde wird die Reduktion der bei computertomographischen Untersuchungen applizierten Strahlendosen als eines der wichtigsten Ziele der technologischen Weiterentwicklung der CT bezeichnet [13].

In den vergangenen Jahren wurden mehrere neue computertomographische und bildverarbeitungstechnische Verfahren entwickelt, als welche unter anderem die dynamische Röhrenstrommodulation und die verschiedenen Algorithmen zur iterativen Bildrekonstruktion zu nennen sind. Diese Verfahren weisen jeweils alleine bzw. in Kombination untereinander unterschiedliche Dosisreduktionspotentiale auf und sind demgemäß Gegenstand zahlreicher Studien zu Bildqualität und Strahlendosis in der CT geworden [91, 92]. Allerdings konnte die Frage, in welchem Umfang die verfügbaren CT-Verfahren in der Bundesrepublik Deutschland klinisch Anwendung finden und in welchem Maße sich die Verfahren der Röhrenstrommodulation und der iterativen Bildrekonstruktion unter klinischen Routinebedingungen auf die Strahlenexposition des Patienten und die erzielte Bildqualität der CT-Untersuchungen auswirken, noch nicht abschließend beantwortet werden.

Aus diesem Grunde erfolgte im Rahmen eines Forschungsprojektes des Bundesamtes für Strahlenschutz zum einen die Anfertigung einer Literaturstudie zum Stand der CT-Technik hinsichtlich der Optimierung von Bildqualität und Strahlendosis [94] und zum anderen die Durchführung einer Querschnittsstudie zur Bestimmung der mit den Verfahren der Röhrenstrommodulation und der iterativen Bildrekonstruktion unter klinischen Bedingungen bei verschiedenen CT-Betreibern in Deutschland erzielten Dosisreduktion unter Berücksichtigung der hierbei jeweils erreichten Bildqualität [258, 257]. Im Rahmen der Literaturstudie wurde eine Analyse von über 1100 wissenschaftlichen Artikeln aus internationalen radiologischen Zeitschriften vor allem hinsichtlich moderner Verfahren zur Reduktion der Strahlendosis bei computertomographischen Untersuchungen vorgenommen. Im Rahmen der Querschnittsstudie mit rund 50 teilnehmenden radiologischen Einrichtungen aus dem Bundesgebiet erfolgte eine Analyse von insgesamt rund 300 CT-Datensätzen, wie sie im Rahmen von Standard-CT-Untersuchungen des Schädelns, des Thorax und des Abdomens sowie bei der CT-Angiographie der A. pulmonalis unter Anwendung der konventionellen Konstantstromtechnik, der Röhrenstrommodulation und der iterativen Bildrekonstruktion angefertigt wurden, in Hinblick auf den Dosisbedarf der jeweiligen Untersuchung und die hierbei erzielte Bildqualität.

2. Grundlagen

2.1. Die Entwicklung der Computertomographie [76]

Fast gleichzeitig mit der Entdeckung der Röntgenbremsstrahlung durch *Wilhelm Conrad Röntgen* im Jahre 1895 wird deren Eignung zur nicht-invasiven Darstellung der menschlichen Anatomie erkannt. Röntgenologen wie der Hamburger Arzt *Hans Albers-Schönberg* sind sich der klinischen Bedeutung dieser „neuen Art von Strahlung“ [8] für die medizinische Diagnostik bewusst und rufen das neue medizinische Fachgebiet der Röntgenologie ins Leben, welches in den folgenden Jahren die Medizin revolutionieren wird. In diesen ersten Jahren der neu erstandenen Röntgendiagnostik werden auch die grundlegenden radiologischen Verfahren geschaffen, wie sie das Bild dieser neuen Wissenschaft für mehrere Generationen prägen werden: Zunächst die Röntgendurchleuchtung, welche darin besteht, dass zwischen einer laufenden Röntgenröhre und einem strahlenempfindlichen Durchleuchtungsschirm der Patient gebracht wird, wobei erstmals die Beobachtung dynamischer physiologischer Prozesse wie des Herzschlages, der Atemtätigkeit oder des Schluckaktes durch den Röntgenarzt gelingt; und schließlich die Radiographie, welche in Analogie zur Photographie in der Anfertigung einer Momentaufnahme der von der Röntgenstrahlung dargestellten anatomischen Strukturen auf einer photographischen Emulsion besteht und die für den Röntgenologen, welcher vordem seine während des Durchleuchtungsvorganges durchgeführten Beobachtungen häufig noch durch Bleistiftskizzen zu dokumentieren gezwungen war, eine ganz wesentliche Erleichterung seiner klinischen Tätigkeit bedeutet. Beiden bildgebenden Verfahren gemein ist jedoch die Tatsache, dass der im menschlichen Körper bestehende komplexe räumliche Situs der Organe und Gewebe durch den Röntgenstrahl nach den Gesetzen der geometrischen Optik lediglich in Gestalt eines planaren Überlagerungsbildes dargestellt, mithin also die dreidimensionale Wirklichkeit auf ein zweidimensionales Schattenbild projiziert wird, ein Mangel, welcher zwar frühzeitig erkannt wird, für welchen es jedoch keine Abhilfe zu geben scheint. In der Frankfurter Zeitung vom 7. Januar 1896 findet sich die Notiz: „*Und lässt man der Phantasie weiter die Zügel schießen, stellt man sich vor, dass es gelingen würde, die neue Methode des photographischen Prozesses mit Hilfe der Strahlen aus den Crookeschen Röhren so zu vervollkommen, dass nur eine Partie der Weichteile des menschlichen Körpers durchsichtig bleibt, eine tiefer liegende Schicht aber auf der Platte fixiert werden kann, so wäre ein unschätzbarer Behelf für die Diagnose zahlloser anderer Krankheitsgruppen als die Knochen gewonnen.*“ [6]. Tatsächlich wird sich in einigen Jahrzehnten durch die Entwicklung der konventionellen Schichtbildung ein technisch aufwendiges Verfahren zur schichtweisen Abtastung des menschlichen Körpers im klinischen Gebrauch befinden, welches aber mehr einen Anfangsdienst denn ein dauerhaftes Mittel darstellt.

Die folgenden Jahre und Jahrzehnte sind durch eine rege Forschungstätigkeit geprägt. Da in dem noch jungen Gebiet der Röntgenologie die Deutung der anatomischen Wirklichkeit anhand der folgerichtigen Interpretation zweidimensionaler Projektionsbilder erfolgt, ist die erfolgreiche Suche nach pathognomonischen Röntgenzeichen der planaren Radiographie und deren Beschreibung im Rahmen des neuen Fachgebietes der Röntgenanatomie wesentlicher Bestandteil der wissenschaftlichen Auseinandersetzung mit dem Fachgebiet.

Die wesentliche, sich in wenigen Jahrzehnten als geradezu schicksalhaft für die diagnostische Radiologie erweisende Frage wird indessen nicht in der Medizin, sondern in der Mathematik gestellt und beantwortet; der mährische Mathematiker *Johann Radon* liefert 1926 mit seinem später als Radon-Theorem bezeichneten Lehrsatz die theoretische Grundlage für die mathematische Rekonstruktion eines dreidimensionalen Objektes aus der Gesamtheit seiner zweidimensionalen Projektionsbilder. Allerdings ist an eine praktische Anwendung des Radon-Theorems noch nicht zu denken, zumal hierfür äußerst komplexe numerische Rechen-

vorgänge durchgeführt werden müssen, wie sie selbst wenige Jahre später mit den neuen elektromechanischen Rechenmaschinen nicht zu bewältigen sind.

Schnelle transistorgesteuerte Elektronenrechner, wie sie für eine derartige Aufgabe erforderlich sind, werden erst in den 1960er-Jahren von der britischen Firma EMI unter der Leitung des Elektrotechnikers *Godfrey Hounsfield* entwickelt. Diese neuen schnellen Elektronenrechner sind in der Lage, selbst äußerst komplexe Rechenvorgänge innerhalb weniger Stunden vorzunehmen. *Hounsfield* erhält nach dem erfolgreichen Abschluss seines Projektes aufgrund der durch die Plattenverträge mit den Beatles durch EMI erzielten finanziellen Überschüsse das Angebot, ein Forschungsprojekt frei zu wählen. In Übereinstimmung mit den theoretischen Vorarbeiten des Physikers *Allan Cormack* verwirklicht er nunmehr seine Idee, das Radon-Theorem mit Hilfe der neuen Transistorrechnertechnik auf das Problem der dreidimensionalen radiologischen Bildgebung anzuwenden [1, 3]. Hierbei soll mittels eines um den Patienten rotierenden bildgebenden Systems unter zahlreichen Projektionswinkeln eine Vielzahl von Projektionsaufnahmen angefertigt werden, aus deren Transmissionsdosisprofilen unter Verwendung der schnellen neuen Computer eine Rekonstruktion der dreidimensionalen anatomischen Strukturen gemäß dem Radon-Theorem erfolgen soll. Dieses neue Verfahren der Schnittbildgebung mit Hilfe von Computern wird schließlich erfolgreich für die radiologische Untersuchung des Gehirnschädels einer Patientin angewandt und in der Folge für weitere klinische Untersuchungen nutzbar gemacht; im Jahre 1973 verfügen bereits einzelne Kliniken über die ersten CT-Scanner der Firma EMI. Trotz der anfänglich von klinischen Radiologen geäußerten ernsthaften Bedenken hinsichtlich des noch sehr hohen technischen, zeitlichen und finanziellen Aufwandes des neuen Bildgebungsverfahrens wird die Computertomographie in wenigen Jahren ein neues Zeitalter der Radiologie heranbrechen lassen.

2.2. Technische Prinzipien der Computertomographie [76]

Bei der planaren Radiographie entsteht durch die partielle Schwächung eines die zu untersuchende anatomische Region des menschlichen Körpers unter einem definierten Projektionswinkel bzw. in einem bestimmten Strahlengang durchsetzenden Röntgenstrahls auf der Strahlaustrittsseite ein Transmissionsprofil, welches einem virtuellen Strahlenbild entspricht, aus welchem das projektionsradiographische Abbild der anatomischen Region gewonnen werden kann (**Abb. 2.1**). Bei der Computertomographie hingegen erfolgt durch Drehung der Röntgenröhre und des Detektorsystems um die Longitudinalachse des Patienten herum in einer Vielzahl von Winkelpositionen die Aufzeichnung einer Vielzahl von Transmissionsprofilen, deren Gesamtheit einem Bildrechner zugeführt und unter Anwendung des Radon-Theorems in ein dreidimensionales virtuelles Strahlenbild transformiert wird, aus welchem dann durch weitere Rechenprozesse wiederum zweidimensionale Schnitte durch das dreidimensionale Abbild der untersuchten anatomischen Region erhalten werden können (**Abb. 2.2**). Mithin kann also ein Computertomogramm als die Gesamtheit einer Vielzahl planarer Radiographien aufgefasst werden. In Analogie zur konventionellen Radiologie existieren in der computertomographischen Schnittbilddiagnostik der klinischen Fragestellung entsprechend spezifische Untersuchungen bestimmter anatomischer Körperregionen. Während eine konventionelle Röntgenuntersuchung einen unter verschiedenen Strahlengängen (Projektionen) angefertigten Satz einzelner Projektionsradiographien umfasst, besteht eine computertomographische Schnittbilduntersuchung, welche klinisch auch als *CT-Untersuchung* oder *CT-Scan* bezeichnet wird, in der Anfertigung eines oder mehrerer Sätze von entlang der Longitudinalachse des Patienten angefertigten Schnittbildern, wobei jeder Satz von Schnittbildern als *Scanserie* oder kurz als *Serie* bezeichnet wird. Der Begriff der Scanserie trägt dem Umstand Rechnung, dass jede Serie unter veränderten Expositionsbedingungen mit der Intention eines Gewinnes an diagnostischer In-

formation wiederholt werden kann; das klassische Beispiel stellt der sogenannte native CT-Scan ohne Kontrastmittelapplikation und der je nach klinischer Fragestellung in verschiedenen Phasen nach Verabreichung eines Kontrastmittels zu wiederholende Kontrastmittel-Scan dar. Jede Serie besteht mithin aus einer mehr oder minder großen Anzahl von *Schnittbildern*. Der zur Anfertigung einer Scanserie vom CT-Scanner überstrichene anatomische Bereich wird auch als *Scanbereich* bezeichnet, die im ersten bzw. letzten Schnittbild einer Serie abgebildeten anatomischen Strukturen definieren die *Scanbereichsgrenzen*^{1, 2}.

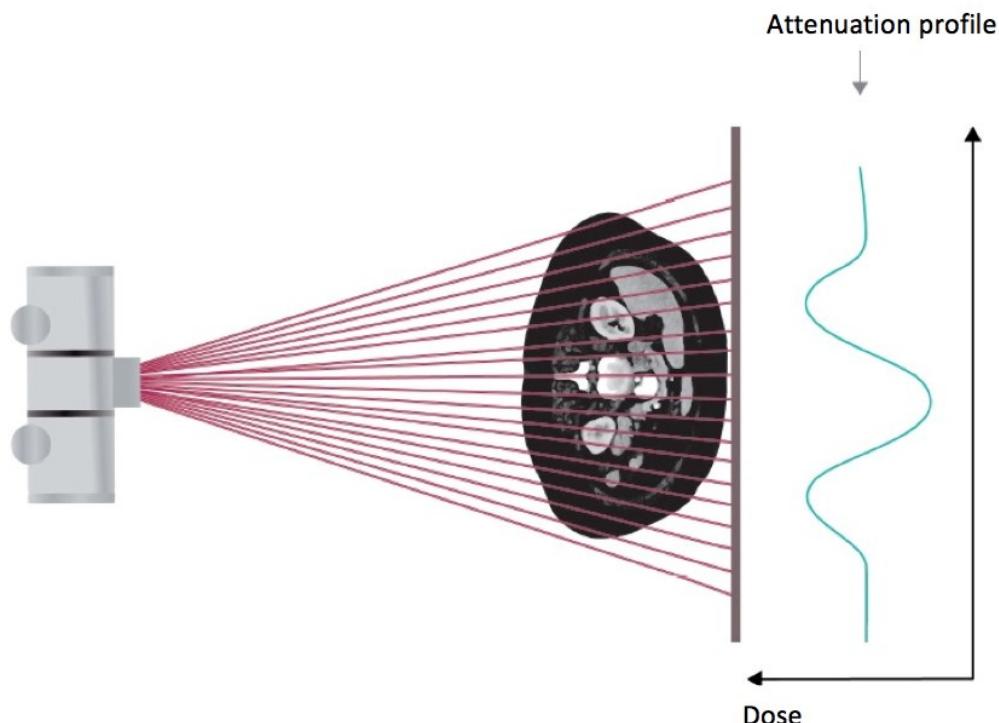


Abb. 2.1: Prinzip der planaren Radiographie (© Regine Kuschke 2015, www.desein.com, nach einer Vorlage von M. Seidenbusch [76]). Der Röntgenstrahl durchsetzt die zu untersuchende anatomische Region des Patienten unter einem definierten Projektionswinkel bzw. in einem bestimmten Strahlengang. Hinter dem Patienten entsteht ein Schwächungsprofil (attenuation profile), welches einem virtuellen zweidimensionalen Strahlenbild entspricht, das wiederum in ein sichtbares Überlagerungsbild der untersuchten anatomischen Region umgewandelt werden kann.

¹ Die Scanbereichsgrenzen beziehen sich in dieser Formulierung auf die tatsächlich abgebildeten anatomischen Strukturen der CT-Bildgebung unter Vernachlässigung des Overranging-Effektes. Der sich in der Computer-tomographie mit zunehmender Detektorzeilenanzahl zunehmend stärker machende Effekt des Overranging besteht in einer zusätzlichen Exposition der jenseits der anatomischen Scanbereichsgrenzen lokalisierten und nicht zur Abbildung gelangenden anatomischen Strukturen.

² Strenggenommen ist zwischen einem durch anatomische Landmarken definierten *anatomischen Scanbereich* und einem durch cartesische Lagekoordinaten des Patienten oder eines Dosimetriephantoms definierten *metrischen Scanbereich* zu unterscheiden. Allerdings existiert bisher keine normierte Transformation anatomischer in metrische Scanbereiche, ein Umstand, welcher klinisch orientierte, retrospektive dosimetrische CT-Studien komplikationsreich gestaltet, da für eine valide Rekonstruktion von Organdosen der anatomische Scanbereich eines Patienten in Übereinstimmung mit dem metrischen Scanbereich eines korrespondierenden mathematischen oder physikalischen Dosimetriephantoms zu bringen ist und bisher auf internationaler Ebene keine cartesische Normierung der anatomischen Strukturen einer Standard-Anatomie erfolgt ist.

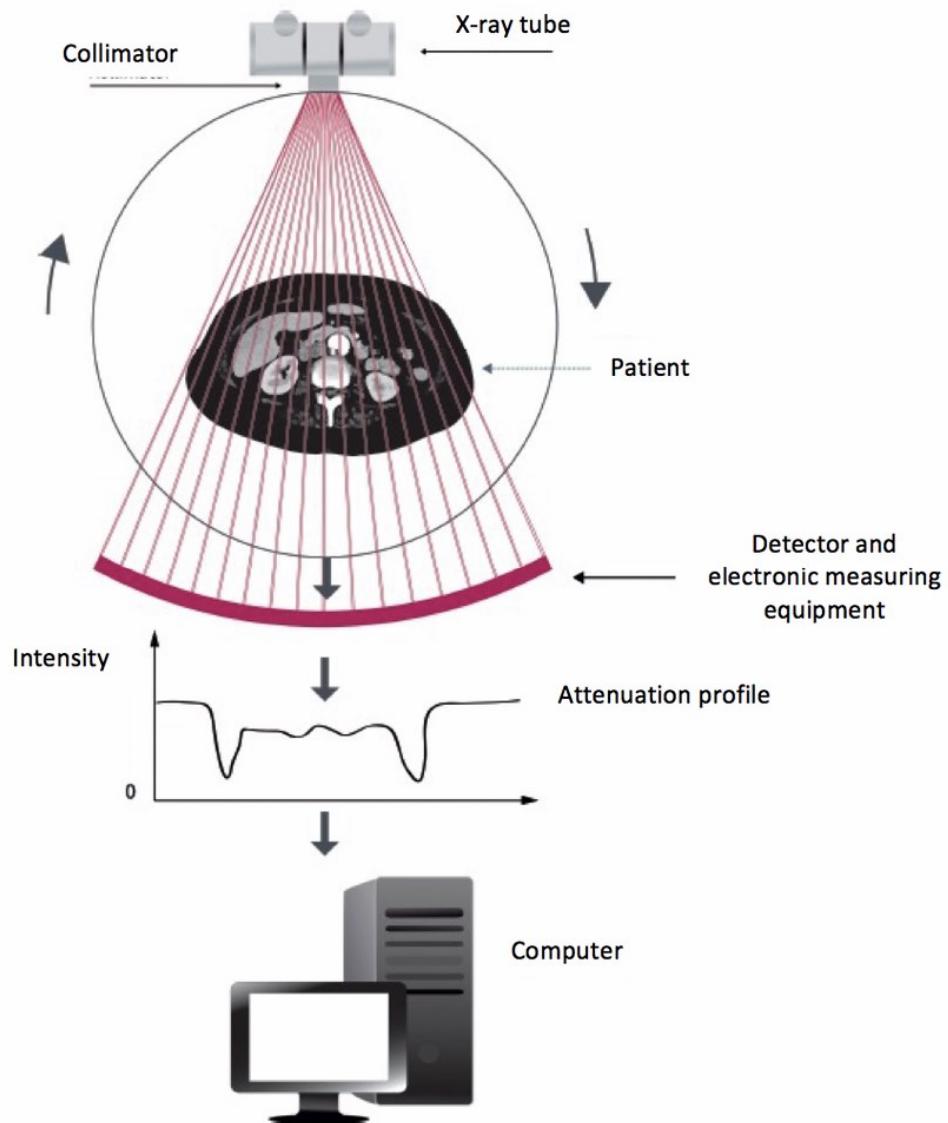


Abb. 2.2: Prinzip der Computertomographie (© Regine Kuschke 2015, www.desein.com, nach einer Vorlage von M. Seidenbusch [76]). Röntgenröhre und Detektorsystem umkreisen die zu untersuchende anatomische Region des Patienten. In jeder Winkelposition entsteht hinter dem Patienten ein Schwächungsprofil, welches dem Bildrechner zugeführt wird. Die Gesamtheit der Schwächungsprofile definiert ein virtuellen zweidimensionalen Strahlenbild entspricht, das wiederum in ein sichtbares Überlagerungsbild der untersuchten anatomischen Region umgewandelt werden kann. Anders als bei der planaren Radiographie (Abb. 2.1), bei welcher das Schwächungsprofil des Röntgenstrahls unmittelbar zur zweidimensionalen Bildgebung verwendet wird, wird bei der Computertomographie die in allen Winkelpositionen der Röntgenröhre und des Bilddetektorsystems erfasste Gesamtheit der Schwächungsprofile einem Bildrechner zugeführt, wo sie dann gemäß den Vorgaben des Untersuchers zu einem dreidimensionalen Bilddatensatz synthetisiert werden.

Während aber in der klassischen Projektionsradiographie die Abmessungen des Strahlenfeldes der darzustellenden anatomischen Region des Patienten durch Einblendung angepasst werden können, sind in der Computertomographie in der Regel die Feldbreite und die Feldlänge bau-seitig festgelegt, wobei bei den meisten modernen Geräten der gesamte Patientenquerschnitt vom Strahlenfeld erfasst wird, die Feldlänge in Richtung der Longitudinalachse des Patienten jedoch lediglich in der Größenordnung von wenigen Zentimetern liegt und somit durch eine

einzelne Vollrotation des bildgebenden Systems um den Patienten herum nur eine eng umschriebene Körperregion in Form einer Einzelschicht erfasst werden kann. Zur Abbildung ausgedehnter anatomischer Regionen ist es daher notwendig, den Bildaufzeichnungsvorgang unter sukzessiver Verschiebung des Patienten in Richtung seiner Longitudinalachse zu wiederholen, bis der gesamte darzustellende anatomische Bereich vom bildgebenden System abgetastet bzw. gescannt wurde (Abb. 2.3). Hierzu erfolgt die Lagerung des Patienten auf einem in Richtung der Longitudinalachse des Patienten verschiebbaren Untersuchungstisch, welcher in aller Regel orthogonal zur Rotationsrichtung des bildgebenden Systems verschoben wird. Erfolgt die Verschiebung schrittweise jeweils nach Ausführung einer Vollrotation des bildgebenden Systems um den Patienten herum, so wird ein aus mehreren aufeinanderfolgenden Einzelschichten bestehendes Mehrschicht-Computertomogramm angefertigt. Erfolgt hingegen die Verschiebung kontinuierlich während der Rotationsbewegung des bildgebenden Systems um den Patienten herum, resultiert eine relative Spiraltbewegung des bildgebenden Systems um den Patienten, welche diesem von *Kalender et al.* [5] entwickelten Verfahren der Spiral-CT seinen Namen gegeben hat [4] (Abb. 2.4).

Der grundlegende Unterschied zwischen klassischer Radiographie und Computertomographie besteht also in der räumlichen Geometrie und den hieraus für Bildverarbeitung und Strahlendosimetrie resultierenden Konsequenzen, wie sie im Folgenden dargestellt werden sollen.

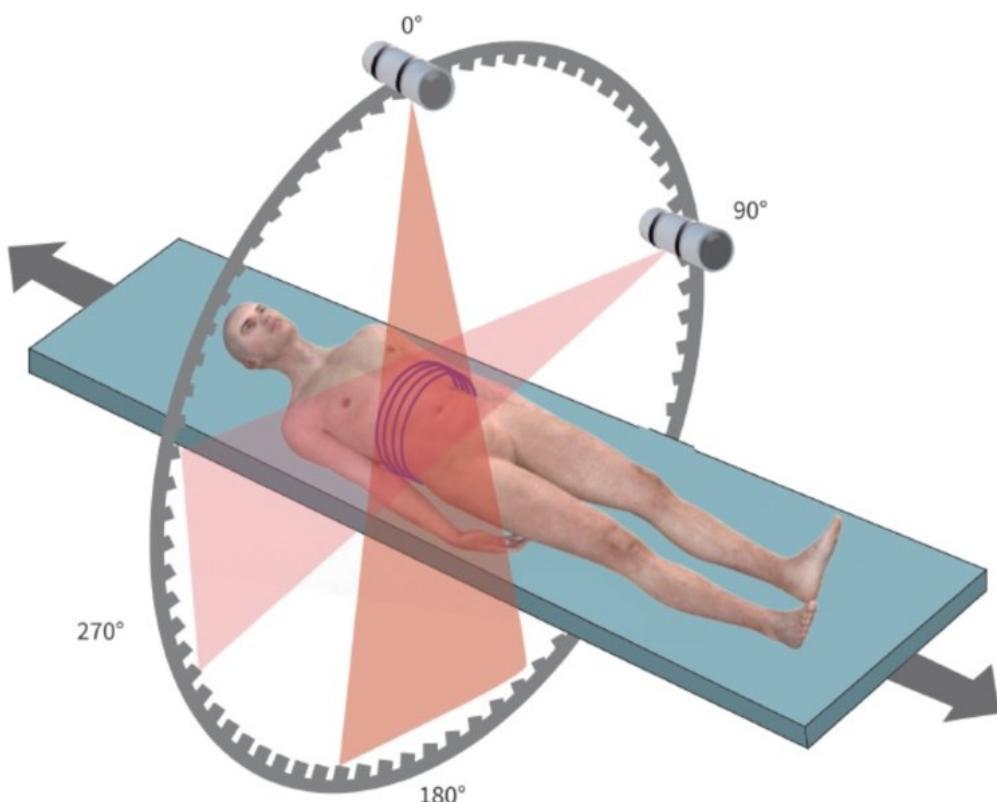


Abb. 2.3: Technischer Ablauf der Computertomographie (© Regine Kuschke 2015, www.desein.com, nach einer Vorlage von M. Seidenbusch [76]). Die Längsachse des Patiententisches ist in aller Regel orthogonal zur Rotationsrichtung des bildgebenden Systems angeordnet. Zur Darstellung ausgedehnter anatomischer Regionen ist es notwendig, je nach longitudinaler Ausdehnung des Strahlenfeldes und der Detektoreinheiten den Patienten relativ zum bildgebenden System zu bewegen.

2.2.1. Grundlegender Aufbau eines Computertomographen [76]

In Analogie zur klassischen konventionellen Röntgeneinrichtung setzt sich ein Gerät zur Computertomographie aus Komponenten zur Röntgenstrahlerzeugung, zur Modifikation der erzeugten Röntgenstrahlung, zur Positionierung des Patienten und zur Aufzeichnung des Transmissionsprofils auf Strahlaustrittsseite zusammen, deren in Hinblick auf die Strahlenexposition des Patienten bedeutendste im Folgenden genannt werden sollen.

Ein Gerät zur Computertomographie wird in aller Regel als *CT-Gerät*, als *Computertomograph* oder als *CT-Scanner* bezeichnet. Es besteht in der Regel aus der sogenannten *Gantry*, in welcher in einer rotierenden Einheit unter anderem eine oder mehrere Röntgenröhren, die Vorrichtungen zur Strahlenfilterung und entweder stationäre oder mitrotierende Bilddetektoreinheiten enthalten sind. Die rotierende Einheit bewegt sich um die Gantryöffnung, durch welche hindurch der Lagerungstisch mit dem Patienten bewegt wird.

Erhebliche Unterschiede bestehen in der Ausführung des bildgebenden Systems. Die Computertomographen der 1. Generation und 2. Generation waren als Translations-Rotationsscanner ausgeführt, wobei ein oder mehrere eng kollimierte Strahlenbündel durch eine kombinierte Translations- und Rotationsbewegung über den gesamten Körperquerschnitt geführt und die resultierenden Schwächungsprofile durch einen oder mehrere Signaldetektoren empfangen wurden. Die komplexe und zeitintensive Translation des Röntgenstrahlenbündels wird in den heute betriebenen Geräten der 3. Generation und 4. Generation durch die Ausbildung eines den gesamten Patientenquerschnitt erfassenden Fächerstrahls vermieden, wobei bei Geräten der 3. Generation ein an die Fächerstrahlgeometrie adaptierter Detektorkranz zusammen mit der Röntgenröhre um den Patienten herum rotiert und bei Geräten der 4. Generation ein stationärer 360°-Detektorkranz die Transmissionssignale der rotierenden Röntgenröhre empfängt.

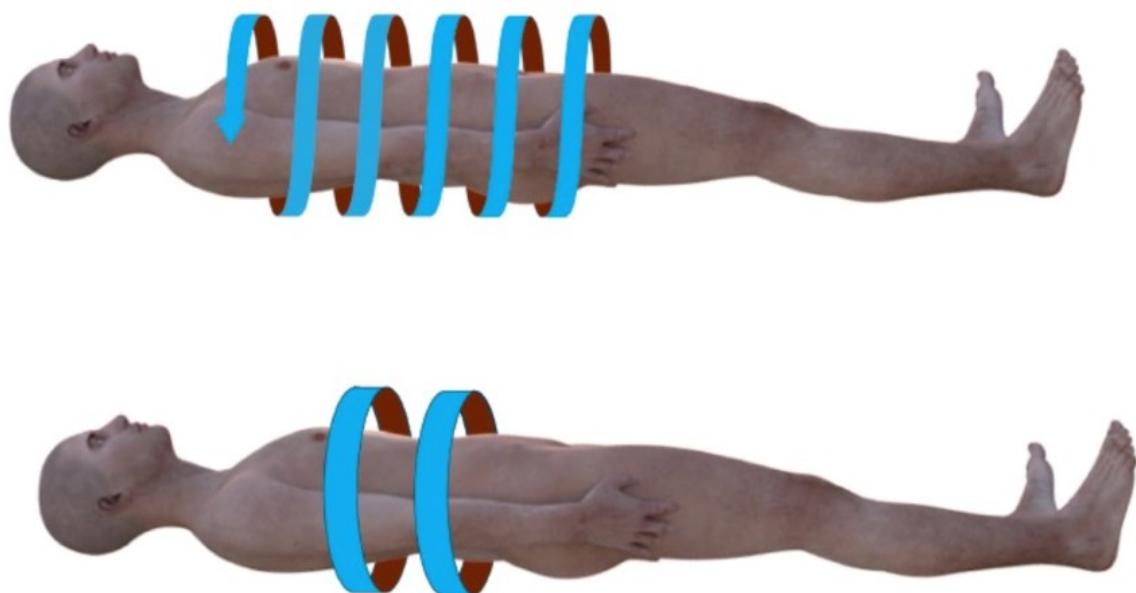


Abb. 2.4: Spiral-CT und Mehrschicht-CT (© Regine Kuschke 2015, www.desein.com, nach einer Vorlage von M. Seidenbusch [76]). Bei der Mehrschicht-CT (unten) erfolgt die sukzessive Longitudinalverschiebung des Patienten jeweils nach Ausführung einer Vollrotation des bildgebenden Systems um den Patienten herum. Bei der Spiral-CT (oben) wird die Longitudinalverschiebung des Patienten kontinuierlich während der Rotationsbewegung des bildgebenden Systems um den Patienten herum ausgeführt, sodass eine virtuelle Spiralbewegung des bildgebenden Systems um den Patienten herum resultiert.

2.2.2. Röntgenstrahlerzeugung [76]

Die strahlenphysikalischen Eigenschaften einer Röntgenstrahlung werden im Wesentlichen durch ihre Strahlenqualität bedingt, welche wiederum durch das auch als Röntgenbremsspektrum bezeichnete Photonenflussdichtespektrum definiert ist und durch die Kenngrößen Röhrenspannung, Anodenwinkel und Gesamtfilterung charakterisiert werden kann [39]. Die vom Röntgengenerator bereitgestellte Röhrenspannung definiert hierbei die Maximalenergie des Röntgenbremsspektrums. Die in der Anode der Röntgenröhre erzeugte Röntgenstrahlung verlässt die Röntgenröhre durch das Strahlaustrittsfenster, wobei sie eine erste, als Eigenfilterung bezeichnete Modifikation ihrer spektralen Zusammensetzung erfährt. Da die Röntgenröhre verlassende Röntgenstrahlung immer noch niederenergetische Anteile enthält, welche zur Strahlenexposition des Patienten, nicht aber zur Bildgebung beitragen würden, erfolgt durch nach der Röntgenröhre angeordnete Filterbleche eine Zusatzfilterung der Röntgenstrahlung. Eigenfilterung und Zusatzfilterung definieren die Gesamtfilterung der Röntgenstrahlung und bewirken eine Verschiebung der effektiven Energie des Röntgenspektrums in Richtung höherer Photonenergien. In CT-Geräten ist die Gesamtfilterung in aller Regel bauseitig festgelegt.

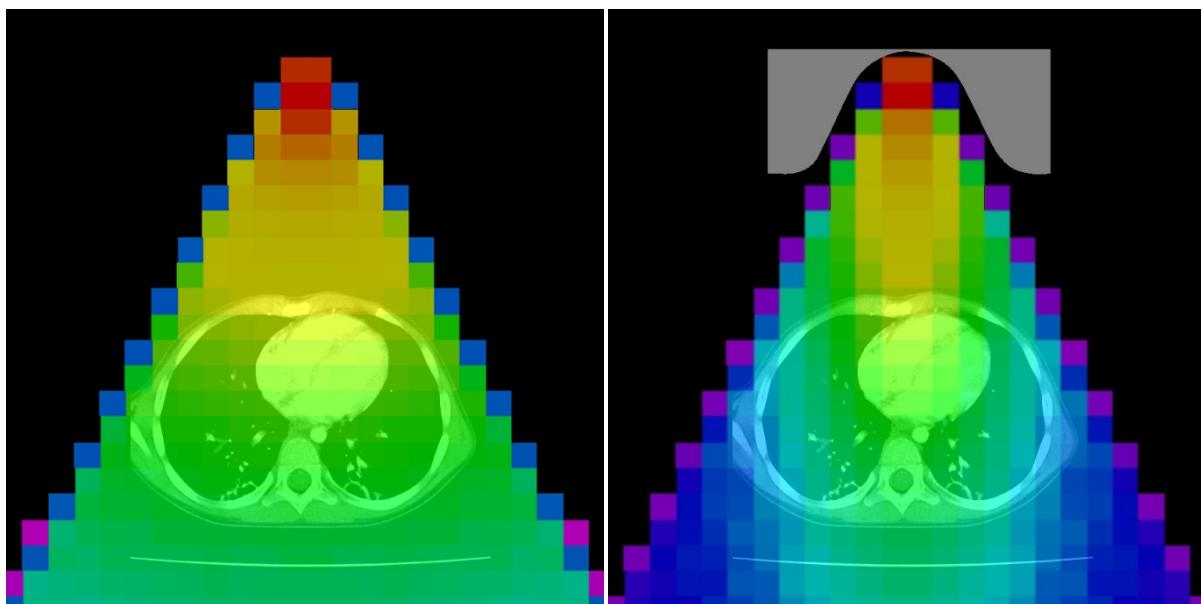


Abb. 2.5: Formfilterung des Fächerstrahls (© M. Seidenbusch 2015). Dargestellt ist die Luftdosisverteilung in der Transversalebene des Fächerstrahls in anteriorer Position der Röntgenröhre (Strahlengang antero-posterior) ohne Formfilterung (links) und mit Formfilterung (grau symbolisiert, rechts) am Beispiel eines Einzeilen-CT-Scanners. Orte höchster Dosisleistung sind rot, Orte niedrigster Dosisleistung blau dargestellt. Die Formfilterung bewirkt eine an den Patientenquerschnitt (hier am Beispiel der Thoraxregion) adaptierte laterale Abschwächung des Dosisprofils.

2.2.3. Formfilterung [76]

In CT-Geräten ab der 3. Generation gelangt die Fächerstrahlgeometrie zur Anwendung. **Abb. 2.5** links zeigt exemplarisch die Luftdosisverteilung in der Transversalebene des Fächerstrahls bei einem Einzeilen-CT-Scanner. Naturgemäß nimmt die Luftdosisleistung mit zunehmendem Abstand von der Röntgenröhre ab. Da aber der aufgrund des ellipsoiden Patientenquerschnittes der mediale Durchstrahlungsdurchmesser am größten ist und die Dosisleistung der Röntgenröhre diesem Durchstrahlungsdurchmesser angepasst werden muss, erfolgt durch die lateralen Anteile des Fächerstrahlbündels eine relative Überexposition der vom Fächerstrahl tangential getroffenen lateralen Regionen des Patientenkörpers. Aus diesem Grunde werden in modernen CT-Scannern zwischen den Röntgenstrahler und den Patienten sogenannte *Fächerstrahlfilter* oder *Bow-Tie-Filter* implementiert, welche eine Anpassung der Strahlintensitätsverteilung und

damit der Dosisverteilung an die ellipsoide Körperkontur des Patienten bewirken. Die Wirkung der Formfilterung zeigt schematisch **Abb. 2.5** rechts; wie ersichtlich ist, bewirkt die Formfilterung eine Abschwächung der lateralen Anteile des Fächerstrahlbündels.

2.3. Dosisgrößen in der Computertomographie [76]

Die Rekonstruktion der im Rahmen konventioneller Röntgenuntersuchungen beim Patienten applizierten Organ- und Effektivdosen³ erfolgt in aller Regel durch Anwendung von Organdosis-Konversionsfaktoren auf gemessene Ausgangsdosisgrößen wie die Einfalldosis oder das Dosisflächenprodukt. In Analogie hierzu wird die Abschätzung der Strahlenexposition des Patienten bei computertomographischen Untersuchungen ebenfalls mit Hilfe des Konversionsfaktoren-Konzeptes durchgeführt; allerdings unterscheiden sich die Ausgangsdosisgrößen der Computertomographie nicht zuletzt aufgrund der Tatsache, dass sie die bei CT-Untersuchungen entstehenden komplexen räumlichen Dosisverteilungen zu repräsentieren in der Lage sein sollen, grundlegend von jenen der konventionellen Radiologie. Im Folgenden sollen die in der CT gebräuchlichen Dosisgrößen vorgestellt und ihre Bedeutung in Hinblick auf eine Dosisabschätzung erläutert werden. Eine integrierte Darstellung der Dosisgrößen und des Dosismanagements in der CT findet sich auch in dem Buch von Nagel *et al* [135] sowie eine Übersicht über dieselben in einem Bericht der AAPM Task Group [929].

2.3.1. Computed Tomography Dose Index (CTDI) und gewichteter CTDI [68, 76]

In der konventionellen Radiologie stellt die Einfalldosis ein Maß für die zweidimensionale Dosisverteilung des planaren Strahlenfeldes einer radiologischen Untersuchung dar. Zur Quantifizierung der bei CT-Untersuchungen auftretenden dreidimensionalen Dosisverteilung wurde der Computed Tomography Dose Index (CTDI) entwickelt. Er repräsentiert je nach Definition den Mittelwert der nach einer Vollrotation des bildgebenden Systems auf der Rotationsachse oder in einem rotationssymmetrischen Bereich um die Rotationsachse applizierten Dosis in Luft oder in einem gewebeäquivalenten Material. **Abb. 2.6** illustriert das Konzept des CTDI. Während einer Vollrotation des bildgebenden Systems um einen Punkt auf der Rotationsachse eines CT-Scanners wird eine Dosisverteilung erzeugt, welche aufgrund der Divergenz des Strahlenbündels und aufgrund von Streueffekten in Richtung der Rotationsachse die Gestalt einer Glockenkurve aufweist, deren Ausläufer mithin über den vom rotierenden Fächerstrahl erfassten Bereich der Rotationsachse weit hinausreichen. Der CTDI nun soll die durch eine Vollrotation des bildgebenden Systems um einen Punkt auf der Rotationsachse entstehende Gesamtdosis repräsentieren bzw. in äquivalenter Betrachtungsweise ein Maß für jene Dosis darstellen, wie sie unter Vernachlässigung von Divergenz- und Streueffekten innerhalb der als nominellen Schichtdicke d bezeichneten Halbwertbreite der Dosisverteilung $D(z)$ appliziert würde. Aus diesem Grunde wurde der CTDI mathematisch als das auf die nominelle Schichtdicke d bezogene Integral über die Dosisverteilung $D(z)$ in Richtung der Rotationsachse z definiert:

$$CTDI = \frac{1}{d} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz \quad \text{Einheit: mGy} \quad (2.1)$$

Diese durch die Formulierung unendlicher Integrationsgrenzen mathematisch korrekte Forderung nach einer Aufsummierung sämtlicher Dosisbeiträge des mit zunehmendem Abstand von

³ Aus sprachökonomischen Gründen wird hier und im folgenden der korrekte Terminus „Effektive Dosis“ durch die Bezeichnung „Effektivdosis“ ersetzt.

der nominellen Schicht immer flacher auslaufenden Dosisprofils ist indessen aufgrund der mangelnden Verfügbarkeit unendlich langer Messkammern messtechnisch naturgemäß nicht zu verwirklichen. Aus diesem Grunde wurde eine Reihe messtechnischer CTDIs definiert, wie sie im Folgenden dargestellt werden sollen.

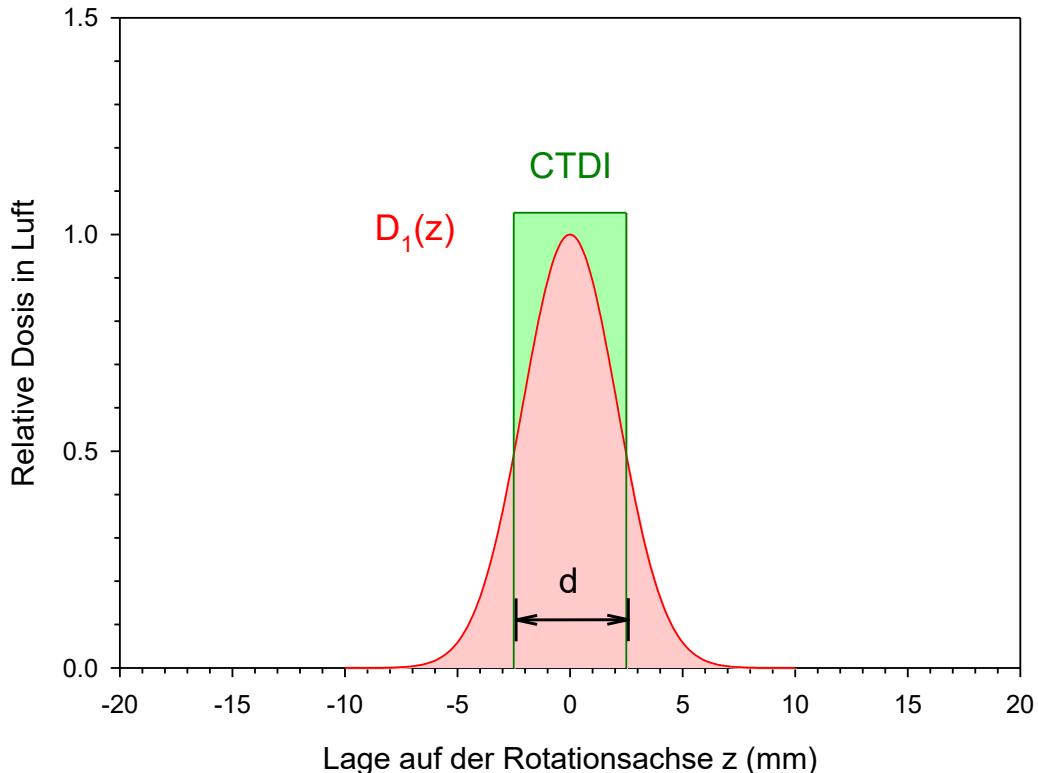


Abb. 2.6: Definition des Computed Tomographic Dose Index (CTDI) (© M. Seidenbusch 2015). Während einer Vollrotation des bildgebenden Systems wird auf der Rotationsachse z die glockenförmige Dosisverteilung $D_1(z)$ erzeugt. Als nominelle Schichtdicke d wird die Halbwertbreite der Dosisverteilung bezeichnet. Der CTDI ist als das auf die nominelle Schichtdicke d bezogene Integral über die Dosisverteilung $D_1(z)$ definiert und stellt somit ein Maß für jene Strahlendosis dar, wie sie bei Vernachlässigung von Divergenz- und Streueffekten innerhalb der nominellen Schichtdicke appliziert würde.

CTDI gemäß FDA-Definition.

Gemäß der Definition der US-amerikanischen Food and Drug Administration (FDA) soll der messtechnisch ermittelte CTDI die Streubeiträge des Dosisprofils $D(z)$ in einem zylindrischen Plexiglasphantom aus jeweils 7 nominellen Schichten hinter und vor der nominellen Schicht einbeziehen [45]:

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{d} \cdot \int_{-7 \cdot d}^{+7 \cdot d} D(z) \cdot dz \quad \text{Einheit: mGy} \quad (2.2)$$

Allerdings besitzt diese Definition des CTDI den Nachteil, bei geringen nominellen Schichtdicken nicht mehr zuverlässig alle Streubeiträge des Dosisprofils zu erfassen.

CTDI gemäß IEC-Definition.

Der CTDI gemäß FDA-Definition besitzt den Nachteil, bei geringen nominellen Schichtdicken die Streuverluste nicht mehr hinreichend zu berücksichtigen. Aus diesem Grunde soll nach der Definition der International Electrotechnical Commission (IEC) der messtechnisch ermittelte CTDI die Streubeiträge des Dosisprofils $D(z)$ in jeweils 50 mm Entfernung hinter und vor der nominellen Schicht einbeziehen [56, 66]:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{d} \cdot \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) \cdot dz \quad \text{Einheit: mGy} \quad (2.3)$$

Praktischer CTDI bzw. Achsendosis frei in Luft.

Eine vor allem im deutschsprachigen Raum gebräuchliche Abwandlung des $CTDI_{100}$ bezieht sich nicht auf das Energiedosisprofil $D(z)$, sondern auf das Kerma-Profil in Luft $K_a(z)$, und wird daher auch als „praktischer CTDI“ (practical CTDI, PCTDI) bzw. im deutschsprachigen Raum etwas unkorrekt als „Dosis frei in Luft auf Systemachse“ oder „Achsendosis frei in Luft“ $CTDI_{100,L}$ bezeichnet:

$$CTDI_{100,L} = \frac{1}{d} \cdot \int_{-50mm}^{+50mm} K_a(z) \cdot dz \quad \text{Einheit: mGy} \quad (2.4)$$

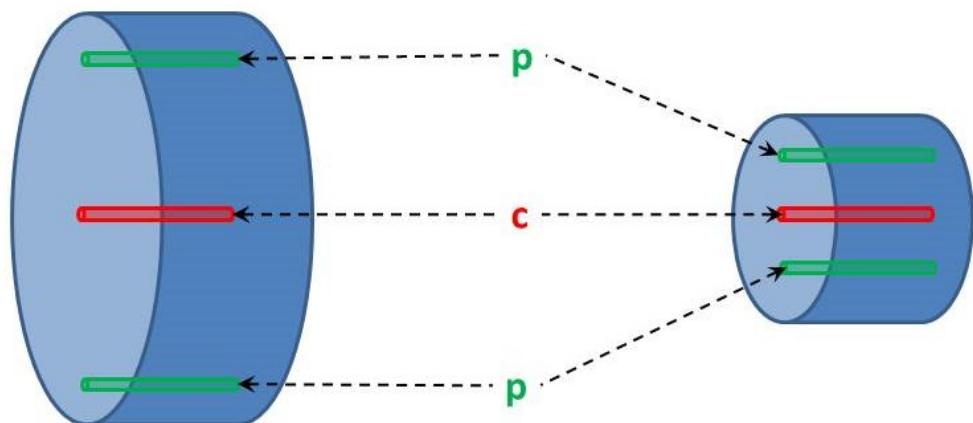


Abb. 2.7: Gewichteter CTDI (CTDI_w) (© M. Seidenbusch 2015). Der gewichtete CTDI (CTDI_{100,w}) ist der gewichtete Mittelwert des anhand physikalischer Messungen in einer zentralen (c) bzw. in peripheren (p) Bohrungen in einem zylindrischen PMMA-Phantom bestimmten zentralen CTDI₁₀₀ (CTDI_{100,c}) bzw. peripheren CTDI₁₀₀ (CTDI_{100,p}). Zur Approximation der Dosisverteilung im Rumpf bzw. Schädel eines Erwachsenen wird der gewichtete CTDI in einem PMMA-Phantom mit 32 cm Durchmesser (links) bzw. 16 cm Durchmesser (rechts) ermittelt.

Gewichteter CTDI.

Die bisher angeführten Definitionen des CTDI stellen zwar ein Maß für die auf der Rotationsachse und damit – bei PMMA⁴ als Bezugsmaterial – im Isozentrum des Patienten applizierte Strahlendosis dar, repräsentieren jedoch nicht die Strahlenenergiedeposition im Körpervolumen des Patienten, zumal sich das Dosisprofil im Körper des Patienten deutlich vom Dosispro-

⁴ PMMA = Polymethylmethacrylat, Handelsname z.B. Plexiglas®.

fil auf der Rotationsachse unterscheiden wird. Zur Berücksichtigung dieses Umstandes wurde der gewichtete CTDI eingeführt; hierbei dient die Dosisverteilung in einem zylindrischen PMMA-Phantom mit 16 cm bzw. 32 cm Durchmesser als Approximation an die reale Dosisverteilung im Schädel bzw. Rumpf des erwachsenen Patienten (**Abb. 2.7**). In der Praxis erfolgt die Bestimmung eines zentralen CTDI₁₀₀ (CTDI_{100,c}) im Isozentrum und des peripheren CTDI₁₀₀ (CTDI_{100,p}) in der Peripherie des PMMA-Phantoms mit anschließender Bildung eines gewichteten Mittelwertes [66]:

$$CTDI_{100,w} = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,p} \quad \text{Einheit: mGy} \quad (2.5)$$

Normierter CTDI.

Da die Strahlendosis bei sonst unveränderten Expositionsparametern linear mit der Ladungsmenge Q bzw. dem Produkt aus Röhrenstrom I und Expositionsdauer t - also dem Röhrenstrom-Zeit-Produkt oder dem mAs-Produkt - zunimmt, ist zur Charakterisierung des Dosisbedarfs der Einzelschicht einer CT-Untersuchung unter definierten Bedingungen die Einführung eines auf das mAs-Produkt normierten CTDI_{mAs} sinnvoll:

$$mAsCTDI = \frac{1}{I \cdot t} \cdot CTDI \quad \text{Einheit: mGy} \quad (2.6)$$

Einer weit verbreiteten Konvention entsprechend wird der normierte CTDI meist auf ein mAs-Produkt von 100 mAs bezogen:

$$100mAsCTDI = \frac{1}{100mAs} \cdot CTDI \quad \text{Einheit: mGy} \quad (2.7)$$

2.3.2. Size Specific Dose Estimate (SSDE) [76]

Der gewichtete CTDI ist aufgrund seiner Bezugnahme auf zylindrische PMMA-Phantome mit 16 cm bzw. 32 cm Durchmesser in der pädiatrischen Radiologie aufgrund der dort auftretenden weitaus geringeren Durchstrahlungsdurchmesser von Kindern in aller Regel zumindest a priori nicht anzuwenden; allerdings existiert eine Möglichkeit, diese gewichteten CTDIs anhand von Tabellenwerken [929] unter Verwendung der individuellen Abmessungen des Patienten und des sich hieraus errechnenden effektiven Durchmessers in einen dem CTDI entsprechenden, jedoch patientenspezifischen Size Specific Dose Estimate (SSDE) [929, 934, 947, 991] zu überführen. In der Tat können die für Kinder anhand von CTDIs ermittelten Effektivdosen in Abhängigkeit vom Lebensalter und damit der Anthropometrie erheblich von den anhand von SSDEs ermittelten effektiven Dosen abweichen, weswegen dem Konzept des SSDE zumindest in der pädiatrischen Radiologie eindeutig der Vorzug zu geben ist [934, 947, 991]; hier kann er auch zur Optimierung der Bildqualität eingesetzt werden [938]. Zur vereinfachten Bestimmung des SSDE unter klinischen Bedingungen können die Abmessungen des Patienten in guter Näherung durch das jeweilige Körpermassenäquivalent ersetzt werden [937]. Allerdings scheint der SSDE als Dosisindikator für CT-Untersuchungen der Abdomenregion besser geeignet als für CT-Untersuchungen der Thoraxregion, für welche letztere der Wasseräquivalente Durchmesser als Dosis-

indikator besser geeignet scheint [42], welcher im Übrigen mit dem SSDE in guter Korrelation steht [167]. Im Rahmen dieser Arbeit wird weder vom SSDE noch vom Wasseräquivalenten Diameter Gebrauch gemacht werden, da sich in der internationalen Literatur beide Konzepte zugunsten der klassischen CTDI offensichtlich noch nicht durchgesetzt haben.

2.3.3. Multiple Scan Average Dose (MSAD) und Volumen-CTDI [76]

Der CTDI repräsentiert definitionsgemäß die während einer einzigen Vollrotation des bildgebenden Systems um einen Punkt der Rotationsachse applizierte Strahlendosis; er stellt somit kein Maß für den Dosisbedarf einer vollständigen CT-Untersuchung dar, zumal bei dieser der Patient unter dem rotierenden bildgebenden System so lange hindurchbewegt wird, bis die zu untersuchende anatomische Region vollständig zur Darstellung gelangt ist, und somit eine Vielzahl überlappender Dosisprofile zur Gesamtdosis beiträgt.

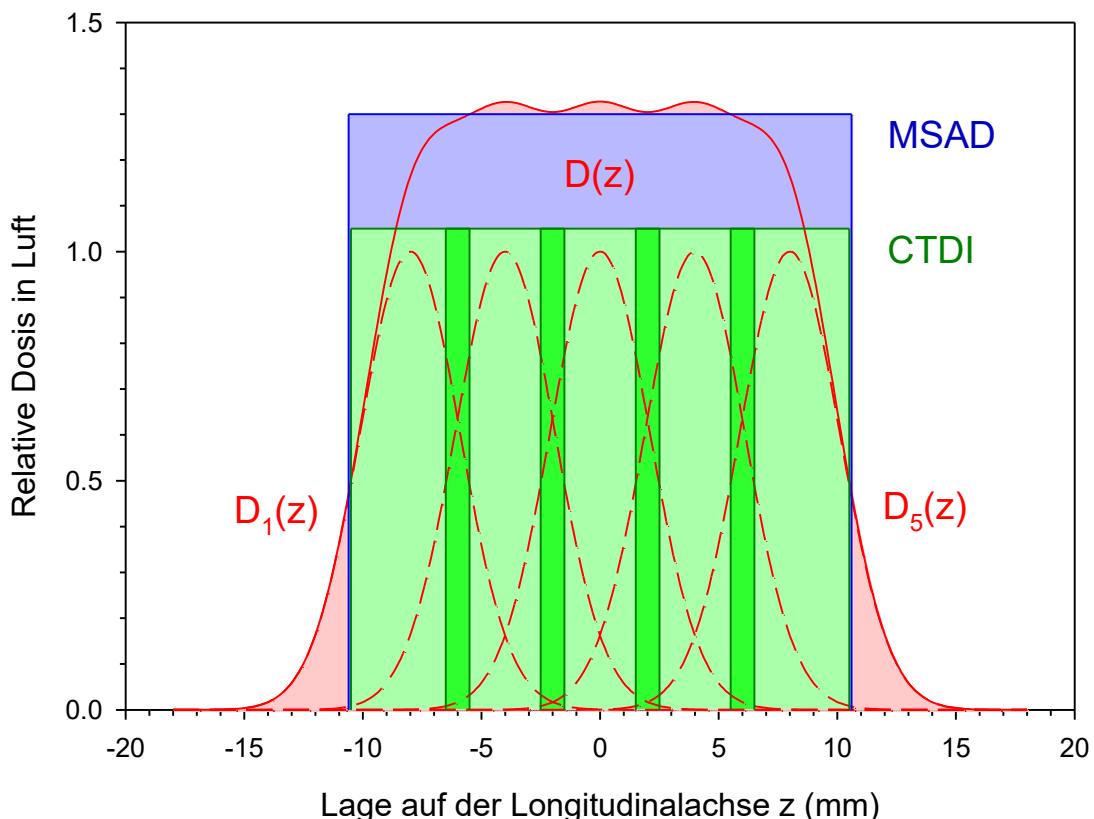


Abb. 2.8 (© M. Seidenbusch 2015): Definition der Multiple Scan Average Dose (MSAD) (© M. Seidenbusch 2015). Die Abbildung zeigt exemplarisch eine 5 Schichten umfassende Mehrschicht-Untersuchung. Während einer Vollrotation des bildgebenden Systems werden auf der Rotationsachse z die den nominellen Einzelschichten 1 bis 5 entsprechenden glockenförmigen Dosisverteilungen $D_1(z)$ bis $D_5(z)$ erzeugt. Je nach der Höhe des Tischvorschubes in Relation zur nominellen Schichtdicke (hellgrün) der Einzelschichten kommt es zu einer mehr oder minder starken Überlappung (dunkelgrün) der den Einzelschichten entsprechenden Einzeldosisverteilungen $D_1(z)$ bis $D_5(z)$. Aufgrund dieser Überlappung wird die aus diesen Einzeldosisverteilungen resultierende Gesamtdosisverteilung $D(z)$ durch den CTDI der Einzeldosisverteilungen nicht mehr adäquat beschrieben, wohl aber durch die Multiple Scan Average Dose (MSAD) (blau), welche aus dem CTDI der Einzeldosisverteilungen und dem Tischvorschub berechnet werden kann.

Multiple Scan Average Dose (MSAD).

Abb. 2.8 zeigt exemplarisch anhand einer 5 Einzelschichten umfassenden Mehrschicht-Untersuchung die Zusammensetzung des resultierenden Gesamtdosisprofils. Während einer Vollrotation des bildgebenden Systems werden auf der Rotationsachse z die den nominellen Einzelschichten entsprechenden glockenförmigen Dosisverteilungen $D_i(z)$ erzeugt. Je nach der Höhe des Tischvorschubes in Relation zur nominellen Schichtdicke der Einzelschichten, dem sogenannten Pitch-Faktor p , kommt es zu einer mehr oder minder starken Überlappung der den Einzelschichten entsprechenden Einzeldosisverteilungen $D_i(z)$, aufgrund deren die aus diesen Einzeldosisverteilungen resultierende Gesamtdosisverteilung $D(z)$ durch den CTDI der Einzeldosisverteilungen nicht mehr adäquat beschrieben wird. Hingegen liefert der als Multiple Scan Average Dose (MSAD) oder effektiver CTDI $CTDI_{eff}$ bezeichnete CTDI der Gesamtdosisverteilung ein sehr gutes Abbild der im Rahmen der CT-Untersuchung applizierten Gesamtdosis. Er errechnet sich aus dem CTDI der nominellen Einzelschichten zu

$$MSAD = \frac{1}{p} \cdot CTDI \quad \text{Einheit: mGy} \quad (2.8)$$

wobei der Pitch-Faktor p der Quotient aus Tischvorschub V in Relation zur nominellen Schichtdicke d ist:

$$p = \frac{V}{d} \quad (2.9)$$

Volumen-CTDI.

Auch die MSAD stellt lediglich ein Maß für die auf der Rotationsachse bei einer Mehrschicht-CT applizierte Gesamtdosis dar. Zur Approximation an die im Körpervolumen des Patienten applizierte Gesamtdosis wurde in Analogie zum gewichteten CTDI der aus diesem zu erreichende Volumen-CTDI $CTDI_{vol}$ definiert, welcher auch als effektiver CTDI $CTDI_{eff}$ bezeichnet wird und letztlich einem Pitch-normierten gewichteten CTDI entspricht:

$$CTDI_{vol} = CTDI_{eff} = \frac{1}{p} \cdot CTDI_w \quad \text{Einheit: mGy} \quad (2.10)$$

2.3.4. Dosis-Längen-Produkt (DLP) [76]

Die Strahlenexposition des Patienten wird im Wesentlichen durch zwei Faktoren bedingt: Durch die vom Strahlenfeld im Raum erzeugte Ortsdosis und durch die Größe des anatomischen Bereiches, welcher vom Strahlenfeld tatsächlich erfasst wird. Aus diesem Grunde reicht die alleinige Angabe einer Ortsdosis ebenso wenig zur Bestimmung der Strahlenexposition des Patienten aus wie die alleinige Angabe der Strahlenfeldgröße. So stellt in der konventionellen planaren Radiologie die von der Strahlenfeldgröße weitgehend unabhängige Einfalldosis eine Ortsdosis dar, doch bestimmt die Einblendung des Strahlenfeldes auf die Körperoberfläche des Patienten in entscheidendem Maße, in welchem Umfang der Körper des Patienten tatsächlich exponiert wird. Aus diesem Grunde stellt das als Dosis-Flächen-Produkt bezeichnete Produkt

aus der Einfalldosis und der Strahlenfeldgröße ein Maß für die Strahlenexposition des Patienten dar.

In Analogie hierzu vermag bei computertomographischen Untersuchungen ein Dosisindikator wie die MSAD bzw. der effektive CTDI zwar ein Maß für die innerhalb mehrerer nomineller Schichten entstehende und bei sonst unveränderten Expositionsparametern in Richtung der Longitudinalachse weitestgehend unveränderliche Ortsdosis darzustellen, doch bestimmt die Länge des Scanbereiches in entscheidendem Maße, in welchem Umfang das Körpervolumen des Patienten tatsächlich exponiert wird. Aus diesem Grunde stellt das als Dosis-Längen-Produkt DLP bezeichnete Produkt aus MSAD bzw. effektivem CTDI und tatsächlicher Scnlänge L ein Maß für die Strahlenexposition des Patienten dar:

$$DLP = CTDI_{eff} \cdot L = MSAD \cdot L \quad \text{Einheit: mGy cm} \quad (2.11)$$

Die tatsächliche Scnlänge errechnet sich wiederum aus der Anzahl der Einzelschichten N, der nominellen Schichtdicke d und dem Pitch-Faktor p zu

$$L = N \cdot d \cdot p \quad \text{Einheit: cm} \quad (2.12)$$

Somit kann zur Berechnung des DLP an Stelle des CTDI_{eff} bzw. der MSAD auch der CTDI verwendet werden:

$$DLP = CTDI \cdot N \cdot d \quad \text{Einheit: mGy cm} \quad (2.13)$$

2.3.5. Organdosen und Effektive Dosis [76]

Äquivalentdosis.

Als Äquivalentdosis H wird die zur Berücksichtigung der Strahlenqualität mit einem Strahlungswichtungsfaktor w_R (welcher in der diagnostischen Radiologie zumindest vorläufig noch mit w_R = 1 Sv/Gy anzusetzen ist) gewichtete Energiedosis D bezeichnet:

$$H = w_R \cdot D \quad \text{Einheit: mSv} \quad (2.14)$$

Organdosis.

Als Organdosis H_T wird jene Äquivalentdosis bezeichnet, wie sie aus der innerhalb eines Organes oder Gewebes T applizierten Organenergiedosis D_T zu bestimmen ist:

$$H_T = w_R \cdot D_T \quad \text{Einheit: mSv} \quad (2.15)$$

Die Organdosis stellt das reliabelste Maß für die Strahlenexposition auch von Patienten in der pädiatrischen Radiologie dar [72].

Effektive Dosis.

Die Effektivdosis wurde ursprünglich als einheitliches strahlenepidemiologisches Maß für die berufliche Strahlenexposition der Bevölkerung eingeführt. Ihrer Konzeption nach soll sie als

„effektive somatische Dosis“ jene virtuelle Dosis repräsentieren, welche bei homogener Ganzkörperexposition dem nämlichen Strahlenrisiko entsprechen würde wie die Gesamtheit der einzelnen Organdosen H_T bei ungleichförmiger Exposition einzelner Körperbereiche. Als gewichtete Summe der Produkte der einzelnen Organdosen mit den das Risiko für stochastische Spätwirkungen in den einzelnen Körpergeweben charakterisierenden Gewebewichtungsfaktoren w_T , wie sie zuletzt durch ICRP 103 neu definiert wurden [55], entspricht die Effektivdosis mithin der „gewichteten Summe der stochastischen Strahlenrisiken“ [70]:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad \text{Einheit: mSv} \quad (2.16)$$

Allerdings ist die Anwendung des Konzeptes der effektiven Dosis in der Radiologie aus mathematischen und strahlenbiologischen Gründen umstritten [z. B. 49, 78]. Hingegen stellt die Angabe der in den einzelnen Organen und Geweben applizierten Organdosen eine sinnvolle Alternative zur Verwendung der effektiven Dosis in der CT dar [116, 117].

Die Wahl der Dosisgröße besitzt wesentlichen Einfluss auf die dosimetrische Wertung des von der CT für den Patienten ausgehenden stochastischen Strahlenrisikos [51, 60, 923]. So ist die Bestimmung einzelner Organdosen aus gemessenen Ausgangsdosisgrößen wie dem CTDI oder dem DLP [1014] unter Anwendung des Konversionsfaktoren-Konzeptes in Abhängigkeit von dem der Berechnung der Konversionsfaktoren zugrundeliegenden Phantommodell einer erheblichen Variationsbreite unterworfen [51, 86, 299, 948]. Demgegenüber erweist sich die effektive Dosis gegenüber Variationen der exponierten anatomischen Bereiche als vergleichsweise stabil [51, 299].

2.3.6. Zusammenfassung der Dosisgrößen [76]

Mit **Tab. 2.1** wurde der Versuch einer Klassifizierung der Dosisgrößen nach Geltungsbereich und repräsentierter räumlicher Dimension [50] unternommen. Während der CTDI die Information über die auf einem Punkt auf der Longitudinalachse (räumliche Dimension = 0) enthält, fließt in die Definition der MSAD Information über die Dosisverteilung längs der Longitudinalachse (räumliche Dimension = 1) ein. Der gewichtete CTDI stellt ein Maß für die Querverteilung der Dosis in der Transversalebene (räumliche Dimension = 2) dar. Der Volumen-CTDI bzw. effektive CTDI berücksichtigt zusätzlich die Dosisverteilung entlang der Longitudinalachse und repräsentiert damit die räumliche Dosisverteilung (räumliche Dimension = 3). Das DLP stellt ein Maß für die mittlere Dosis im Scancbereich dar, und D_T bzw. E geben den Mittelwert der dreidimensionalen Dosisverteilungen in den einzelnen Organen und Geweben T bzw. im Patientenvolumen an.

Tab. 2.1: Klassifizierung der Dosisgrößen.

Dosisgröße	Einzelschicht-CT	Mehrschicht-CT	Raumdimension
CTDI	+	0	0
SSDE	+	0	0
MSAD	0	+	1
CTDI _w	+	0	2
CTDI _{vol} = CTDI _{eff}	0	+	3
DLP	+	+	Scancvolumen
D_T	+	+	Organvolumen
E	+	+	Patientenvolumen

2.3.7. Rekonstruktion von Organ- und Effektivdosen [73, 74, 75, 76]

Die Rekonstruktion der bei computertomographischen Untersuchungen applizierten Organdosen erfolgt in der Regel unter Anwendung des Konversionsfaktoren-Konzeptes [38, 46]. In der Computertomographie besteht das Konversionsfaktoren-Konzept in der Berechnung von Organdosen D_T durch die Anwendung von Konversionsfaktoren k_T (synonym: Konversionskoeffizienten, normalized organ doses) auf eine in der klinischen Routine ermittelbare Ausgangsdosisgröße wie den CTDI oder das DLP:

$$D_T = k_{T,DLP} \cdot DLP = k_{T,CTDI} \cdot CTDI \quad \text{Einheit: mGy} \quad (2.17)$$

Die Ermittlung von Konversionsfaktoren erfordert die Bestimmung der auf die Ausgangsdosisgröße bezogenen Energiedosis in den verschiedenen Organen und Geweben des menschlichen Körpers in Abhängigkeit von der Strahlengeometrie und der Strahlenqualität des Strahlenfeldes. Aufgrund der heterogenen Zusammensetzung der menschlichen Körpergewebe sowie der durch die menschliche Anatomie bedingten komplexen Lagebeziehungen der Organe und Gewebe untereinander ist die Bestimmung von Konversionsfaktoren komplexer Natur. Während Konversionsfaktoren früher häufig durch Dosismessungen an anthropomorphen Phantomen erhalten wurden, stellt heute die Monte-Carlo-Simulation an virtuellen mathematischen Phantomen oder an realitätsnahen anthropomorphen Voxel-Phantomen die Methode der Wahl dar. Das Monte-Carlo-Verfahren beruht auf der probabilistischen Simulation der Wechselwirkung von Strahlenfeldern mit Materie und besteht für Anwendungen in der Röntgendiagnostik in der Verfolgung virtueller Einzelphotonenschicksale vom Auftreffen der Photons auf der Phantomoberfläche über Streu- und Absorptionsprozesse bis hin zur Energiedeposition im Phantommaterial.

Konversionsfaktoren für die Computertomographie finden sich vornehmlich in den zwei grundlegenden Tabellenwerken von *Zankl et al* (Helmholtz Zentrum München, vormals GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit, Neuherberg) und von *Jones et al* (National Radiological Protection Board, Chilton), wie sie anhand von Monte-Carlo-Simulationen an mathematischen anthropomorphen Phantomen erstellt wurden. Die Berechnungen von *Zankl et al* erfolgten unter Zugrundelegung nomineller Schichtdicken von 10 mm und unter Vernachlässigung von Fächerstrahlfiltern [84, 85], jene von *Jones et al* für nominelle Schichtdicken von 5 mm sowie unter Berücksichtigung ausgewählter Fächerstrahlfilter verschiedener Hersteller [57, 58]. Da Monte-Carlo-Simulationen von CT-Untersuchungen nach wie vor äußerst rechenleistungsintensiv sind, basieren die meisten der klinisch anwendbaren Computerprogramme zur Rekonstruktion der im Rahmen klinischer CT-Untersuchungen applizierten Organ- und Effektivdosen auf den Tabellenwerken von *Zankl et al* und *Jones et al*. Als auf dieser Grundlage erstellte und kommerziell erhältliche Computerprogramme sind beispielsweise zu nennen CTDOSE [65], CT-Dose [69], CT-Expo [81], IMPACT [53, 61] und WinDose [59]. In den meisten dieser Programme werden CTDI und DLP als Ausgangsdosisgrößen zur Rekonstruktion von Organ- und Effektivdosen verwendet.

2.4. Bildqualität in der Computertomographie [257, 258]

Die Beurteilung der Bildqualität einer planaren Radiographie oder eines CT-Bilddatensatzes kann nach objektiven und subjektiven Bildgütekriterien erfolgen, wobei jeweils verschiedene Verfahren gebräuchlich sind.

2.4.1. Hounsfield-Einheiten [257, 258]

Im Rahmen der computertomographischen Schnittbildgebung werden die physikalischen Schwächungskoeffizienten der einzelnen Körperteile aus der Gesamtheit der gemessenen Schwächungsprofile errechnet. Da die Schwächungskoeffizienten zum einen von der Strahlenqualität und damit von der Röhrenspannung abhängig sind und zum anderen in klinisch unpraktikablen Zahlenwerten bestehen, erfolgt eine Normierung der Schwächungskoeffizienten bezüglich der Röhrenspannung sowie deren Überführung in eine klinisch anwendbare Skala zur Charakterisierung der Gewebedichte, die aus den sogenannten *Hounsfield-Einheiten* (HE) oder *Hounsfield units* (HU) bestehende *Hounsfield-Skala*. Hierbei wird der normierte Schwächungskoeffizient von Luft der Hounsfield-Einheit HE = -1024⁵ und der normierte Schwächungskoeffizient von Wasser der Hounsfield-Einheit HE = 0 zugeordnet; die übrigen Hounsfield-Einheiten werden durch Interpolation und Extrapolation erhalten.

2.4.2. Objektive Bildqualität [257, 258]

Die objektive Bildqualität wird in der Regel durch die drei Kriterien Rauschen, Kontrast und Ortsauflösung beschrieben.

Bildrauschen.

Während die in einem definierten Bildareal bestimmten Mittelwerte der Hounsfield-Einheiten den (von einer eventuellen Kontrastmittelreicherung im Gewebe abhängigen) mittleren Schwächungskoeffizienten der jeweiligen Organe und Gewebe repräsentieren, stellen die Standardabweichungen $s(HU)$ der Hounsfield-Einheiten HU vom Mittelwert der Hounsfield-Einheiten im gewählten Bildareal ein Maß für das Pixelrauschen und damit für das objektive Bildrauschen in der entsprechenden Geweberegion dar. Hier und im Folgenden wird somit als objektives Bildrauschen eines Schnittbildes der Mittelwert des Pixelrauschens in den einzelnen Organen und Geweben des Schnittbildes bezeichnet.

Signal-Rausch-Verhältnis.

Als Signal-Rausch-Verhältnis (signal-to-noise ratio SNR) wird das Verhältnis aus der Hounsfield-Einheit eines Organs HU_{Organ} zum Hintergrundrauschen in der den Patienten umgebenden Luft $s(HU_{Luft})$ bezeichnet:

$$SNR = \frac{HU_{Organ}}{s(HU_{Luft})} \quad (2.18)$$

Kontrast-Rausch-Verhältnis.

Das Kontrast-Rausch-Verhältnis (contrast-to-noise ratio CNR) ist entsprechend definiert als die Differenz der Signal-Rausch-Verhältnisse eines Organs und der Umgebung des Organs:

$$CNR = \frac{HU_{Organ} - HU_{Umgebung}}{s(HU_{Luft})} \quad (2.19)$$

⁵ Diese Definition entspricht der binären Schreibweise besser als die frühere Definition HE(Luft) = - 1000.

2.4.3. Subjektive Bildqualität [257, 258]

Zur Bestimmung der subjektiven Bildqualität existieren verschiedene Ansätze. Eine Möglichkeit zur Bestimmung der subjektiven Bildqualität, wie sie in vorliegender Arbeit angewandt wurde, besteht in der Aufstellung einer qualitativen Mehr-Punkte-Likert-Skala, in welcher eine Reihe qualitativer Bildgütekriterien in ordinaler Folge charakterisiert und somit einer statistischen Auswertung zugänglich gemacht wird.

2.5. Strahlendosis und Bildqualität [257, 258]

Im Sinne des ALARA⁶-Konzeptes ist im medizinischen Strahlenschutz ein ausgewogenes Verhältnis zwischen Strahlendosis und Bildqualität im Sinne eines Kompromisses zwischen maximaler Bildqualität und minimaler Strahlendosis anzustreben. Die Bildqualität wird durch das dosisabhängige Quantenrauschen im Bildempfängersystem wesentlich beeinflusst. Als Maß für das Quantenrauschen dient in der Regel die Varianz σ^2 der Photonenflußdichte, welche gemäß der *Brooks*-Beziehung indirekt proportional zur Strahlendosis und damit zum Produkt aus Röhrenstrom I und Expositionszeit t (mAs-Produkt) ist und exponentiell mit dem Durchstrahlungsdurchmesser d bzw. dem von der mittleren Gewebedicke abhängigen linearen Schwächungskoeffizienten μ der untersuchten anatomischen Region zunimmt [43]:

$$\sigma \sim \sqrt{\frac{e^{\mu \cdot d}}{h}} \cdot \frac{1}{\sqrt{D}} \quad (2.20)$$

Hierbei ist h die Schichtdicke des CT-Scans.

Somit bedingen Maßnahmen zu einer Dosisreduktion stets zwangsläufig eine Zunahme des Bildpixelrauschen und damit eine Abnahme der Bildqualität, sofern das Rauschen nicht durch die Bildverarbeitungstechnik kompensiert werden kann. Vice versa können daher Verfahren zur Hebung der Bildqualität indirekt zur Reduktion der Strahlendosis angewandt werden, eine Feststellung, wie sie für die modernen Verfahren zur Dosisreduktion in der Computertomographie von essentieller Bedeutung ist.

Allerdings mag die *Brooks*-Beziehung bei Anwendung iterativer Verfahren zur Bildrekonstruktion und hier insbesondere bei hohen Iterationsstufen nicht mehr gültig sein, da hier die physikalische Beziehung zwischen Strahlendosis und Bildpixelrauschen durch das mathematische Verfahren der Rauschreduktion gestört wird [827].

In der Computertomographie existieren zahlreiche Einflussgrößen, die sich in unterschiedlichem Maße auf die Strahlendosis und auf die Bildqualität auswirken. Aufgrund des komplexen Zusammenhangs zwischen den einzelnen Einflussgrößen gestaltet sich der Strahlenschutz in der Computertomographie als weitaus schwieriger als in der konventionellen planaren Radiologie. In **Tab. 2.2** sind in Anlehnung an eine Darstellung von *Nagel* [135] in einer Übersicht die wichtigsten Einflussgrößen in ihrer Wirkung auf Energiedosis D, effektive Dosis E und Bildpixelrauschen σ aufgeführt. In der radiologischen Praxis wird – ganz im Sinne des ALARA-Prinzips des medizinischen Strahlenschutzes – die Beibehaltung einer diagnostisch verwertbaren Bildqualität und damit eines definierten Bildpixelrauschen von höchster Priorität sein, weswegen die Modifikation einer das Bildpixelrauschen tangierenden Einflussgröße oftmals von einer Anpassung der Einflussgröße des Röhrenstromes begleitet sein wird. Um die physikalische Abhängigkeit der Energiedosis, der effektiven Dosis und des Bildpixelrauschen-

⁶ ALARA = As Low as Reasonably Achievable. Das ALARA-Konzept fordert eine im Rahmen einer vernünftigen Bildgebung niedrigstmögliche diagnostische Anwendung ionisierender Strahlung am Patienten.

von den einzelnen Einflussgrößen dennoch klar darzustellen, wurde in der Tabelle gegebenenfalls zwischen der Situation einer praktisch erfolgten und der Situation einer theoretisch nicht erfolgten Anpassung des Röhrenstromes unterschieden.

Tab. 2.2: Einflussgrößen und ihre Wirkung auf Strahlendosis und Bildqualität [in Anlehnung an 135].

Einflussgröße		Dosis D	Effektive Dosis E	Bildpixelrauschen σ	Anpassung des Röhrenstromes
Röntgenstrahler	Röhrenspannung U	$\sim U^2$	$\sim U^{2.5}$	$\sim 1/U$ ⁽⁷⁾	nein
	Ladungsmenge Q ⁽⁸⁾	$\sim Q$	$\sim Q$	$\sim 1/\sqrt{Q}$	ja
Patient	Durchstrahlungsdurchmesser d	$\sim e^{\mu \cdot d}$	$\sim e^{\mu \cdot d}$	konstant	ja
		konstant	konstant	$\sim \sqrt{e^{\mu \cdot d}}$	nein
Scanparameter	Schichtdicke s	$\sim 1/h$	$\sim 1/h$	konstant	ja
		konstant	konstant	$\sim 1/\sqrt{h}$	nein
	Pitch-Faktor p	$\sim 1/p$ ⁽⁹⁾	$\sim 1/p$	k.A.	nein
Bildverarbeitung	Faltungskern glättend	↓	↓	↓	nein
	Iterative Rekonstruktion	↓	↓	=	ja
		=	=	↑	nein

2.6. Strahlendosis und Anthropometrie [257, 258]

Der Dosisbedarf einer Röntgenuntersuchung und die damit einhergehende Strahlenexposition des Patienten werden erheblich vom Durchstrahlungsdurchmesser bzw. Durchstrahlungsdiameter d des Patienten bestimmt. Wenn D_{System} der Nenn-Dosisbedarf des Bildempfängersystems ist, so ergibt sich die Einfalldosis auf der Strahleintrittsseite des Patienten näherungsweise zu

$$D = D_{System} \cdot e^{\mu \cdot d} \quad (2.21)$$

wobei μ der mittlere lineare Schwächungskoeffizient der durchstrahlten anatomischen Region des Patienten ist. Somit korreliert die Strahlenexposition des Patienten sehr gut mit dem Durchstrahlungsdurchmesser [168]; hingegen sind andere anthropometrische Parameter wie der Body-Mass-Index zur Beschreibung der Strahlenexposition weitaus schlechter geeignet [168]. Allerdings ist der Durchstrahlungsdiameter des Patienten bei CT-Untersuchungen des Körerrumpfes nicht nur von der longitudinalen, sondern auch von der transversalen Position der Röntgenröhre abhängig, zumal der Körper des erwachsenen Patienten nicht wie der des Neugeborenen einen kreisförmigen, sondern einen ellipsoiden Querschnitt aufweist, der durch einen sagittalen Diameter d_{sag} und einen lateralen Diameter d_{lat} charakterisiert werden kann.

Effektiver Diameter.

Aus diesem Grunde wurde mit dem *effektiven Diameter* $d_{effektiv}$ als geometrischem Mittel aus dem sagittalem Diameter $d_{sagittal}$ und dem lateralem Diameter $d_{lateral}$ der Scanregion ein Parameter zur Repräsentation der Anthropometrie des Patienten geschaffen [929]:

⁷ Wiedergegeben ist die ungefähre Abhängigkeit des Bildpixelrauschen von der Röhrenspannung.

⁸ Die Ladungsmenge Q ist ein Synonym für das mAs-Produkt.

⁹ Wiedergegeben ist die ungefähre Abhängigkeit der Dosis vom Pitch-Faktor.

$$d_{effektiv} = \sqrt{d_{sagittal} \cdot d_{lateral}} \quad (2.22)$$

Anatomisch bedeutet diese Definition die Gleichheit der sich aus dem effektiven Diameter er-rechnenden Kreisfläche mit dem sich aus dem sagittalen und lateralnen Diameter ergebenden elliptischen Patientenquerschnitt.

Wasseräquivalenter Diameter.

Daneben wird in der Computertomographie mit dem *wasseräquivalenten Diameter* d_w jener Diameter bezeichnet, welcher unter dosimetrischen Aspekten resultieren müsste, bestünde der Patient homogen aus Wasser [167]:

$$d_w = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \cdot \sqrt{\sum_{x,y} \left(\frac{HE(x,y)}{1000} + 1 \right) \cdot A_{Pixel}} \quad (2.23)$$

Hierbei ist $HE(x, y)$ die Hounsfield-Einheit in Zeile x und Spalte y des CT-Schnittbildes und A_{Pixel} die Fläche eines isotropen Bildpixels im CT-Schnittbild. Vom wasseräquivalenten Diameter wird in dieser Arbeit kein Gebrauch gemacht werden.

2.7. Dosisreduktion in der Computertomographie /94, 257, 258/

Bei der Optimierung der Patientendosis in der CT handelt es sich um eine multimodale Problemstellung, bei welcher – wie auch bei der planaren Radiographie - die Gesamtheit aus Strahlenqualität, Strahlengeometrie, Anthropometrie und Bildverarbeitung zu betrachten ist. Allein eine optimale Abstimmung der genannten Komponenten aufeinander wird eine Optimierung von Bildqualität und Strahlendosis ermöglichen. Allerdings determinieren zahlreiche anthropometrische und röntgentechnische Einflussgrößen Bildqualität und Strahlendosis [118, 128]. Naturgemäß ist eine strahlenhygienische Wertung des Dosisbedarfs einer Röntgenuntersuchung nur bei simultaner Beurteilung der hierbei erzielbaren Bildqualität sinnvoll, wobei gemäß der *Brooks-Beziehung* (2.20) Dosisbedarf und Bildqualität positiv miteinander korreliert sind [43, 390, 911]. In den letzten Jahren wurden zahlreiche Verfahren zur Dosisreduktion in der Computertomographie entwickelt [382, 535, 537, 538, 542], welche - mit patientenbedingten Einschränkungen - auch in der pädiatrischen Radiologie angewandt werden können [1067]:

- Röhrenspannungs-Adaptation bzw. Röhrenspannungs-Modulation (meist im Sinne einer Röhrenspannungs-Reduktion)
- Reduktion des mAs-Produktes durch
 - EKG-Triggerung
 - Röhrenstrommodulation
 - Iterative Bildrekonstruktion
 - High-Pitch-Verfahren
- Abschirmung strahlenempfindlicher Organe und Gewebe durch
 - Physikalische Abschirmung
 - Organbasierte Röhrenstrommodulation

Die wichtigsten Dosisreduktionsverfahren wurden zusammen mit dem Zeitpunkt ihrer Einführung und der durch das Verfahren durchschnittlich zu erwartenden Dosisreduktion in **Tab. 2.3** genannt [121]. Einen generellen Überblick über die Methoden zur Dosisreduktion bieten *Lee et Chem 2012* [540]. Die zur Dosisreduktion existierenden modernen Strategien bzw. Tech-

niken können sowohl separat als auch kombiniert eingesetzt werden und erreichen bei sinnvoller Kombination einen Synergieeffekt, welcher die den initialen Dosisbedarf einer CT-Untersuchung um voraussichtlich insgesamt 90% zu verringern vermag [132].

Tab. 2.3. Dosisreduktion durch diverse Expositions- und Bildverarbeitungstechniken [121, 132].

Jahr	Technik	Dosisreduktionspotential
1999	Röhrenstrommodulation	10 – 60%
2009	Optimierung der Röntgenspektren	10 – 50%
2009	Strahlkollimation	5 – 30%
2010	Iterative Rekonstruktion	10 – 60%
2010	Effizientere Detektorsysteme	10 – 40%

Die Strahlenexposition des Patienten wird wesentlich durch die Röhrenspannung und den Röhrenstrom bestimmt. Während die Strahlendosis linear mit dem Röhrenstrom steigt, ist sie in etwa zum Quadrat der Röhrenspannung proportional (Tab. 2.2). Insbesondere steigt die effektive Dosis bei Kindern bei sonst gleichen Expositionsparametern überproportional mit der Höhe der Röhrenspannung [z. B. 1080]. Somit kann durch eine Reduktion des Röhrenstromes und durch eine Herabsetzung der Röhrenspannung eine Dosisreduktion erzielt werden. Beide Maßnahmen erfordern jedoch erhöhte Anforderungen an die Leistungsfähigkeit der Bildrekonstruktionsalgorithmen. Die klinische Einsetzbarkeit der Low-Dose-CT mit verminderter Röhrenspannung und vermindertem Röhrenstrom bei gegenüber den Referenzeinstellungen vergleichbarer Bildqualität wurde bereits 1990 anhand klinischer Studien untersucht [579] und ermöglicht einen zunehmend risikoärmeren Einsatz der CT beispielsweise im onkologischen Screening [106]. CT-Untersuchungen des Thorax erreichen inzwischen effektive Strahlendosen im Größenordnungsbereich der konventionellen Projektionsradiographie [388] (Tab. 2.4). Im Folgenden sollen die technischen Möglichkeiten zur Dosisreduktion in der Computertomographie näher erläutert werden.

Tab. 2.4. Größenordnung der effektiven Dosis bei diversen Untersuchungsverfahren [388].

Untersuchungsverfahren	Effektive Dosis (mSv)
Konventionelle Projektionsradiographie pa	0.05
Volumen-CT des Thorax	7.00
Spiral CT (Pitch 1)	7.00
Spiral CT (Pitch 2)	3.50
High-resolution CT (Schichtabstand 10 mm)	0.70
High-resolution CT (Schichtabstand 20 mm)	0.35
Dünnschicht-Low-Dose High-resolution CT	0.02
Konventionelle Pulmonalangiographie	9.00

2.7.1. Röhrenspannungs-Adaptation bzw. Röhrenspannungs-Modulation /94, 257, 258/

Röhrenspannung und Gesamtfilterung determinieren nicht nur die Strahlenqualität des Strahlenfeldes und damit die Durchdringungsfähigkeit der Röntgenstrahlung, sondern bei gegebenem Röhrenstrom auch die Höhe der Strahlendosis: Bei sonst gleichen Expositionsparametern steigen in der CT Energiedosis D und effektive Dosis E überproportional mit der Höhe der Röhrenspannung an [71] (Tab. 2.2); der noch stärkere Anstieg der effektiven Dosis ist hierbei durch die Energieabhängigkeit der zur Berechnung der Organdosen aus der Energiedosis verwendeten Konversionsfaktoren zu erklären.

Entsprechend kann durch eine Verminderung der Röhrenspannung eine Dosisreduktion erreicht werden [z. B. 622], wobei jedoch gleichzeitig das Bildpixelrauschen zunimmt und ggf. wiederum durch eine Erhöhung des Röhrenstromes kompensiert werden muss, welche jedoch manche Röntgenröhren an die Grenzen ihrer Belastbarkeit heranführt und daher nicht in allen

Fällen verwirklicht werden kann. Hierbei besteht die Röhrenspannungs-Adaptation in einer Anpassung der Röhrenspannung an die Anthropometrie des Patienten. Diese statische manuelle Adaptation der Röhrenspannung wird im Verfahren der Röhrenspannungs-Modulation angewandt, wie sie z. B. der Care-kV-Algorithmus von Siemens Healthcare darstellt, in Analogie zur Röhrenstrommodulation zur dynamischen Anpassung der Röhrenspannung an die mit der aktuellen Scanposition variierenden anthropometrischen Parameter.

Die Reduktion der Röhrenspannung besitzt neben dem Vorteil der Reduktion der Strahlendosis auch den Vorteil einer Erhöhung des Verstärkungseffektes jodhaltiger Kontrastmittel und der damit einhergehenden Möglichkeit zu einer Reduktion der Kontrastmittelkonzentration [z. B. 622, 625].

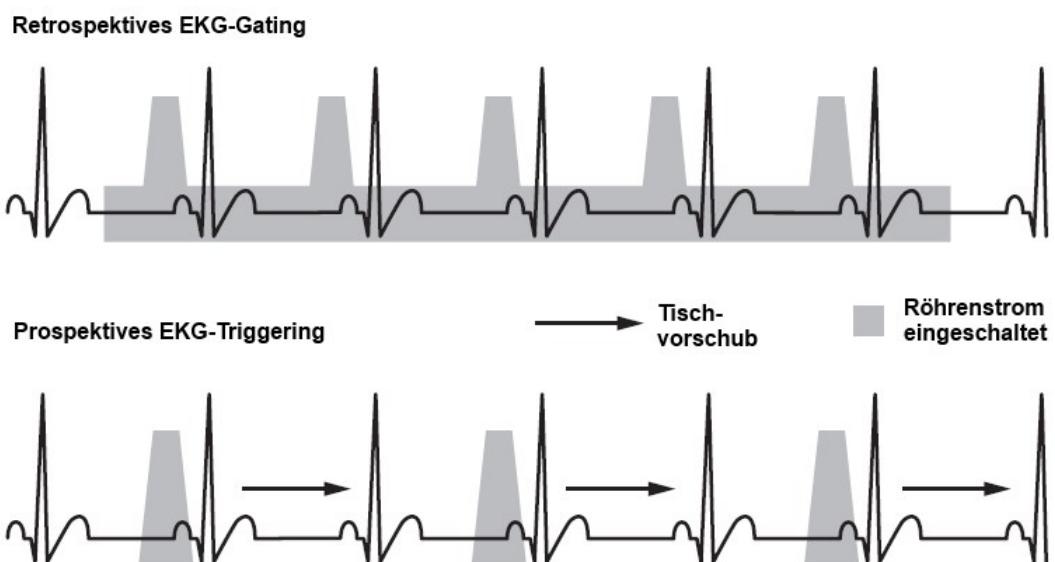


Abb. 2.9: Prinzip der EKG-Steuerung des Röhrenstroms bei der Cardio-CTA (Abbildung nach [461]). Beim retrospektiven EKG-Gating bleibt der Röhrenstrom während des gesamten Herzzyklus eingeschaltet, die zur Bildsynthese benötigte Bildinformation wird retrospektiv ermittelt. Beim prospektiven EKG-Triggering wird erfolgt eine EKG-synchronisierte Pulsung des Röhrenstromes zum Zeitpunkt der präzystolischen Bildacquisition.

2.7.2. EKG-Triggerung /94, 257, 258/

Die CT-Cardangiographie (CTCA) zählt zu den vergleichsweise dosisintensiven CT-Untersuchungen; so können hier Mammadosen von bis zu 100 mSv [557] und Lungendosen bis zu 85 mSv [462] gefunden werden. Da die CTCA dem kardiologischen Patientenkollektiv erhebliche diagnostische Vorteile bietet, scheint trotz der Notwendigkeit einer kritischen Indikationsstellung [147] die überkritische Indikationsstellung angesichts des vergleichsweise abstrakten Strahlenrisikos nicht angezeigt [437]. Aufgrund eines errechenbaren Lebenszeit-Krebsrisikos von bis unter 1:150 [444] stellt die Optimierung der Strahlenexposition in der CTCA eine wesentliche Aufgabe dar [97, 444], der sich zahlreiche Arbeitsgruppen gewidmet haben. Eine Literaturübersicht über Dosisbedarf und Dosisreduktionsmöglichkeiten findet sich in der Publikation von *Paul et Abada 2007* [467].

Eine Möglichkeit zur Reduktion der Patientendosis bei CT-Cardangiographien besteht in der herzaktionassoziierten Steuerung des Röhrenstromes, der sogenannten EKG-Triggerung des Röhrenstromes. Grundsätzlich werden bei der EKG-Triggerung zwei Verfahren unterschieden: Das retrospektive EKG-Gating und das prospektive EKG-Triggering im eigentlichen Sinne (Abb. 2.9). Beim retrospektiven EKG-Gating bleibt der Röhrenstrom im Wesentlichen über den gesamten Scavorgang hinweg eingeschaltet und wird lediglich in seiner Höhe

der Herzaktion angepasst, wobei die diagnostisch relevante Bildinformation nach Beendigung des Scans über das simultan aufgezeichnete EKG-Signal identifiziert und retrospektiv aus dem Bilddatensatz extrahiert wird. Beim prospektiven EKG-Triggering hingegen erfolgt eine über das simultan aufgezeichnete EKG-Signal herzaktionassoziierte Einschaltung des Röhrenstromes, sodass neben einer Reduktion der Strahlendosis lediglich eine Erfassung der diagnostisch relevanten Bildinformationen erfolgt.

2.7.3. Röhrenstrommodulation [94, 257, 258, 632, 658, 665, 667]

Bei einer CT-Untersuchung in konventioneller Konstantstromtechnik wird der Röhrenstrom der Röntgenröhre vor Beginn der CT-Untersuchung der Anthropometrie des Patienten angepasst, bleibt aber während der gesamten CT-Untersuchung unverändert. Hierdurch erfolgt im Gesamtscan je nach Einstellung eine relative Über- oder Unterexposition des Patienten, da der zur Erzielung einer definierten Bildqualität erforderliche minimale Röhrenstrom sowohl von der Gewebedichte als auch vom Durchstrahlungsdurchmesser der jeweils durchstrahlten anatomischen Region und damit von der Winkelposition der Röntgenröhre und der Schichtlage auf der Longitudinalachse des Patienten abhängig ist. Die Röhrenstrommodulation oder Dosismodulation nun besteht in der dynamischen Adaptation des Röhrenstromprofils an die Gewebedichte und den Durchstrahlungsdurchmesser, wodurch eine Minimierung des Röhrenstromes und damit eine Reduktion der Strahlendosis möglich wird. Hierzu wurden von den verschiedenen Geräteherstellern unterschiedliche Algorithmen entwickelt.



Abb. 2.10: Prinzip der angular-axialen Röhrenstrommodulation (© Regine Kuschke 2015, www.de-sein.com, nach einer Vorlage von M. Seidenbusch [76]). Die gelbe Kurve entspricht dem axialen bzw. longitudinalen, die blaue Kurve dem angularen-axialen bzw. transversalen Röhrenstromprofil.

Die Entwicklung der angularen Röhrenstrommodulation Mitte der 1990er-Jahre [640] in Form des damals sogenannten Smart-Scan-Verfahrens [639]) besteht in einer „dynamischen Anpassung des Röhrenstroms aufgrund von Messungen der lokalen Form der Dichtestruktur und Absorptionsfähigkeit des Untersuchungsobjektes“ [639] und gestattet nach theoretischen Vorhersagen bzw. unter klinischen Bedingungen eine Reduktion des Röhrenstromes und damit der Strahlenexposition um 40-50% [640, 647]. Die Röhrenstrommodulation wurde entsprechend weiteren Vorhersagen [1091] zum klinischen Standard. Allgemein werden heute unter dem Begriff „Automatic exposure control“ (AEC) in der CT alle Techniken zur automatischen Adaptation des Röhrenstromes in angularer Richtung (angulare Röhrenstrommodulation bzw. angular dose modulation (ADM) in der Transversal- bzw. x-y-Ebene des Patienten) und entlang der axialen Richtung (axiale oder longitudinale Röhrenstrommodulation bzw. longitudinal dose modulation (LDM) in der Longitudinal- bzw. z-Achse des Patienten) an die Abmessungen und das Schwächungsvermögen der durchstrahlten Körperregion zusammengefasst [653]. Je nach Hersteller werden die Algorithmen einzeln oder in Kombination angeboten (Tab. 2.5).

Die praktische Realisierbarkeit der Röhrenstrommodulationstechnik basiert letztlich auf der Brooks-Beziehung (2.18) [43] zwischen Bildqualität und Strahlendosis. Da das Bildrauschen des Gesamtbildes einer Einzelschicht im Wesentlichen durch das maximale Bildrau-

schen aller in den verschiedenen Winkelpositionen angefertigten Teilbilder determiniert wird, ist zur Erzielung einer gegebenen Bildqualität des Gesamtbildes das Bildrauschen in allen Teilbildern konstant zu halten. Diese Tatsache eröffnet die Möglichkeit zu einer vom Durchstrahlungsdurchmesser und von der Gewebedichte abhängigen Modulation des Röhrenstromes.

Allen Röhrenstrommodulationsalgorithmen liegt somit zunächst die Festlegung der zu erzielenden Bildqualität bzw. des zur Erzielung einer definierten Bildqualität erforderlichen mAs-Produktes zugrunde. Hierbei ist die strikte Beachtung der Patientenanthropometrie lohnend, da sich auf diese Weise CT-Protokolle ohne Verlust der Bildqualität vereinfachen lassen [638]. Bildqualität und zugehöriges mAs-Produkt werden in physikalischen Phantomen (General Electric, Toshiba) oder anhand von Referenz-Bilddatensätzen von Standard-Patienten (Philips, Siemens) ermittelt werden. Diese Referenzwerte werden im Rahmen realer CT-Untersuchungen über die durch das Topogramm erhaltenen anthropometrischen Maße des Patienten etwa durch eine dem ellipsoiden Patientenquerschnitt entsprechende Sinusoidal-Interpolation in ein patientenadaptiertes Röhrenstromprofil umgerechnet, welches in der Regel während des Scavorganges durch einen angular-axialen Online-Feedback-Algorithmus zur Berücksichtigung der winkel- und schichtabhängigen individuellen Transmissionseigenschaften des Patienten korrigiert wird. Der angulare Feedback-Algorithmus nutzt die Tatsache einer nur geringfügigen Variation der Transmissionseigenschaften des durchstrahlten anatomischen Bereiches innerhalb von ein bis zwei Röhrenumdrehungen, sodass die im ersten 90°-Sektor bzw. im ersten 180°-Sektor des Röhrenumlaufs bzw. die beim vorhergehenden vollständigen 360°-Röhrenumlauf gesammelten Transmissionswerte zur Modulation des Röhrenstromes im nachfolgenden Röhrenumlauf verwendet werden können (90°- bzw. 180°- bzw. 360°-Rotations-Feedback).

Tab. 2.5. Glossar: Algorithmen zur Röhrenstrom-Modulation [537, 636, 653, 665, 671, 672].

Modulationstechnik	Bezeichnung	Hersteller
Patientenadaptierte automatische Röhrenstromselektion (ACS)	Automated current selection (ACS)	Philips (1)
Angular Dosismodulation ADM (in der Transversalebene bzw. x-y-Ebene des Patienten)	Smart mA	General Electric (2)
	Smart Scan	
	Dynamic dose modulation (D-DOM)	Philips
	CARE Dose	Siemens (3)
Longitudinale Dosismodulation LDM (auf der Longitudinalachse bzw. z-Achse des Patienten)	Auto mA	GE
	Z-axis dose modulation (Z-DOM)	Philips
	Z-axis exposure control	Siemens
	Real exposure control (Real EC)	Toshiba (4)
	Sure exposure	
Angular-axiale Dosismodulation (im x-y-z-Raum)	Auto mA 3D = Smart mA + Auto mA	GE
	CARE Dose 4D	Siemens
	Dose Right = ACS + D-DOM + Z-DOM (5)	Philips
	Sure Exposure 3D	Toshiba
Organbasierte Dosismodulation	X-CARE	Siemens
(1) Philips Medical Systems (2) GE Healthcare (3) Siemens Medical Solutions (4) Toshiba Medical Systems (5) D-DOM und Z-DOM waren wohl zum Zeitpunkt der Literaturstudie noch nicht simultan einsetzbar.		

Herstellerspezifische Merkmale.

Die herstellerspezifischen Unterschiede der angular-axialen Röhrenstrommodulationsalgorithmen besitzen in Abhängigkeit von den übrigen Scanparametern wesentlichen Einfluss auf die

Strahlenexposition des Patienten [673] und sollen daher im Folgenden kurz dargestellt werden (**Tab. 2.6**) [671, 672, 673]. **General Electric.** Der angular-axiale Röhrenstrommodulationsalgorithmus Auto mA 3D von General Electric (GE) setzt sich aus dem angularen Algorithmus Smart mA und dem axialen Algorithmus Auto mA zusammen. Auto mA erfasst anhand eines in 2 Ebenen angefertigten Topogrammes die anthropometrischen Eigenschaften des Patienten und legt den axialen Röhrenstrom für jede Einzelschichtposition fest. Smart mA modifiziert unter Anwendung eines 90°-Rotations-Feedback und unter Berücksichtigung des Topogrammes das angulare Röhrenstromprofil. Auto mA 3D nimmt eine Röhrenstrommodulation innerhalb des vom Benutzer vorgegebenen Röhrenstromintervalles unter Berücksichtigung des vom Benutzer vorgegebenen und auf die Standardabweichung der Pixelwerte in einem physikalischen Wasserphantom bezogenen Rausch-Index vor. **Toshiba.** Der angular-axiale Röhrenstrommodulationsalgorithmus Sure Exposure 3D von Toshiba erfasst anhand eines in 2 Ebenen angefertigten Topogrammes die anthropometrischen Eigenschaften des Patienten und legt den axialen Röhrenstrom für jede Einzelschichtposition innerhalb des vom Benutzer vorgegebenen Röhrenstromintervalles unter Berücksichtigung des vom Benutzer vorgegebenen Bildrausches (Standardabweichung der Pixelwerte) in einem physikalischen Wasserphantom bezogene Standard-Abweichung der Hounsfield-Einheiten fest. **Philips.** Der angular-axiale Röhrenstrommodulationsalgorithmus Dose Right von Philips setzt sich aus der patientenadaptierten automatischen Röhrenstromselektion ACS, dem angularen Algorithmus D-DOM und dem axialen Algorithmus Z-DOM zusammen. Eine simultane Verwendung von D-DOM und Z-DOM ist allerdings gegenwärtig noch nicht möglich. Das Grundkonzept von Dose Right besteht in der Acquisition von Referenzbilddatensätzen für Standard-Patienten, welche in Rohdatenform zusammen mit den zugehörigen Topogrammen in einer Datenbasis hinterlegt werden. ACS schlägt dem Benutzer durch einen Vergleich des in Sagittalebene angefertigten Topogrammes mit dem Referenz-Topogramm für jeden neuen Patienten den zur Erzielung einer der Bildqualität des Referenzbilddatensatzes vergleichbaren Bildqualität als sinnvoll erachtete mAs-Produkt vor. Das vom Benutzer tatsächlich gewählte mAs-Produkt geht in den Beurteilungsalgorithmus von ACS als selbstlernendem System ein. Z-DOM erfasst anhand des vom Patienten angefertigten Topogrammes die anthropometrischen Eigenschaften des Patienten und berechnet hiervon ausgehend unter Berücksichtigung der aktuellen Transmissionswerte den axialen Röhrenstrom für jede Einzelschichtposition neu. D-DOM modifiziert unter Anwendung eines 360°-Rotations-Feedback das angulare Röhrenstromprofil. **Siemens.** Das Grundkonzept des angular-axialen Röhrenstrommodulationsalgorithmus CARE Dose 4D von Siemens besteht in der Acquisition von Referenz-Transmissionsprofilen von Standard-Patienten für jedes gewünschte Untersuchungsprotokoll, welche zusammen mit den zur Erzielung der jeweils gewünschten Bildqualität anzuwendenden Referenz-mAs-Produkten in einer Datenbasis hinterlegt werden. Vor Durchführung einer CT-Untersuchung sind vom Benutzer entsprechend dem Untersuchungsprotokoll ein Referenz-mAs-Produkt sowie die Modulationsstärke des Algorithmus (stark, normal, schwach) festzulegen. CARE Dose 4D erstellt anhand eines in einer Ebene angefertigten Topogrammes unter mathematischer Ergänzung einer zu dieser Ebene orthogonalen virtuellen zweiten Topogrammebene das Transmissionsprofil des Patienten und schlägt unter Berücksichtigung des Referenz-Transmissionsprofils, des Referenz-mAs-Produktes und der eingestellten Modulationsstärke das zu verwendende mAs-Produkt vor. Der Algorithmus modifiziert unter Anwendung eines 180°-Rotations-Feedback und unter Berücksichtigung des Topogrammes das angular-axiale Röhrenstromprofil. Hiervon ausgenommen sind Schädeluntersuchungen, bei welchen lediglich eine longitudinale Röhrenstrommodulation erfolgt.

Tab. 2.6. Algorithmen zur Röhrenstrom-Modulation [535, 636, 653, 665, 671, 672].

Hersteller	Produktnname	Referenzgröße	Röhrenstrommodulation über	Bediener-Vorgaben
General Electric	Auto mA 3D Smart mA	Bildrauschen (Standard- abweichung der Pixelwerte im Wasserphantom)	Topogramm in 2 Ebenen + Sinusoidal-Interpolation + 90°-Rotations-Feedback	Rausch-Index + Röhrenstrom-Intervall
Toshiba	Sure Exposure 3D		Topogramm in 2 Ebenen + Sinusoidal-Interpolation	Referenz-Standard- abweichung der Hounsfield-Einheiten oder Bildqualität + Röhrenstrom-Intervall
Philips	Dose Right	Referenz- Schichtbild	Topogramm in Sagittal-Ebene + 360°-Rotations-Feedback	Referenz-mAs für Schichtbild
Siemens	Care Dose 4D	Referenz-mAs	Topogramm in Sagittal-Ebene + 180°-Rotations-Feedback	Referenz-mAs für Standard-Patienten (Erwachsener / Kind), Modulationsstärke

2.7.4. Iterative Bildrekonstruktion [94, 257, 258]

Die Akquisition dreidimensionaler Bilddatensätze erfolgt in der Computertomographie durch die Rotationsbewegung der Röntgenröhre und des Bildempfängersystems um den Patienten herum. Während der sinusoiden Relativbewegung des bildgebenden Systems um den Patienten herum werden die durch die Gewebedichteverteilung im Patienten erzeugten Transmissionsprofile des Primärstrahlenbündels vom Bildempfängersystem aufgezeichnet und vom Bildrechner zu einem virtuellen Abbild der Patientenmorphologie, dem Sinogramm, zusammengesetzt. In mathematischer Beschreibung dieses Vorganges erfolgt durch Radon-Transformation eine Projektion der Gewebedichteverteilung des Patienten im Ortsraum auf das die Gesamtheit aller Schwächungsprofile repräsentierende Sinogramm im Sinogramm-Raum. Durch eine Rückprojektion in Gestalt der Invertierung der Radon-Transformation, der Radon-Rücktransformation, kann nun das Sinogramm im Sinogramm-Raum in ein Bild im Bild-Raum umgewandelt werden. Dieses Bild im Bildraum sollte naturgemäß ein möglichst realitätsnahe Abbild der untersuchten anatomischen Region des Patienten im Ortsraum darstellen. **Abb. 2.11** illustriert diese Vorgänge schematisch.

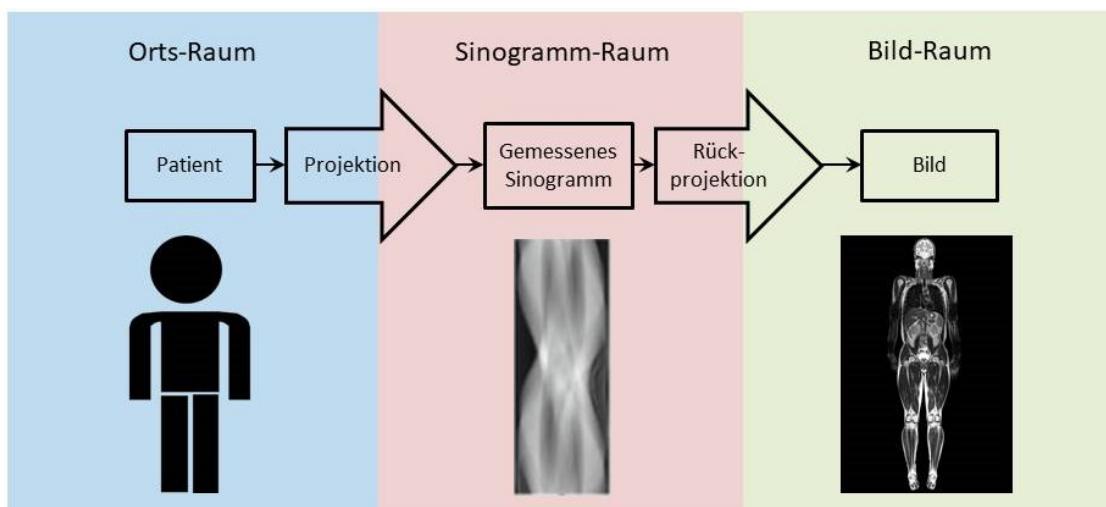


Abb. 2.11: Radon-Projektion und -Rückprojektion (© M. Seidenbusch 2015 nach einer Abbildung von **Ulfzenheimer, Siemens Healthcare**). Durch den computertomographischen Scavorgang wird die dreidimensionale Struktur des Patienten im Orts-Raum durch Radon-Transformation in Gestalt von Transmissionsprofilen in den Sinogramm-Raum und von dort aus durch Radon-Rücktransformation als errechnetes Bild in den Bild-Raum übertragen. Ziel der Rekonstruktionsalgorithmen ist eine weitestgehende Annäherung der Information im Bild-Raum an die Informationen im Orts-Raum.

Zur praktischen Durchführung der inversen Radon-Transformation bzw. Radon-Rückprojektion existieren zwei Verfahrensgruppen: Die *analytischen* und die *iterativen* Rekonstruktionsverfahren. Zu den analytischen Rekonstruktionsverfahren zählen die ungefilterte Rückprojektion (unfiltered back projection, UBP), die gefilterte Rückprojektion (filtered back projection, FBP) sowie die gewichtete gefilterte Rückprojektion (weighted filtered back projection, WFBP), zu den iterativen Verfahren die algebraischen Rekonstruktionstechniken (ART) und die modellbasierten Rekonstruktionstechniken. Während die analytischen Rekonstruktionsverfahren durch eine hohe Effizienz gekennzeichnet sind, vermögen sie Störeinflüsse wie das Bildrauschen vergleichsweise schlecht zu kompensieren. Iterative Rekonstruktionsverfahren hingegen zählen zu den a priori rechenleistungsintensiveren Verfahren, vermögen aber Störeinflüsse besser zu eliminieren.

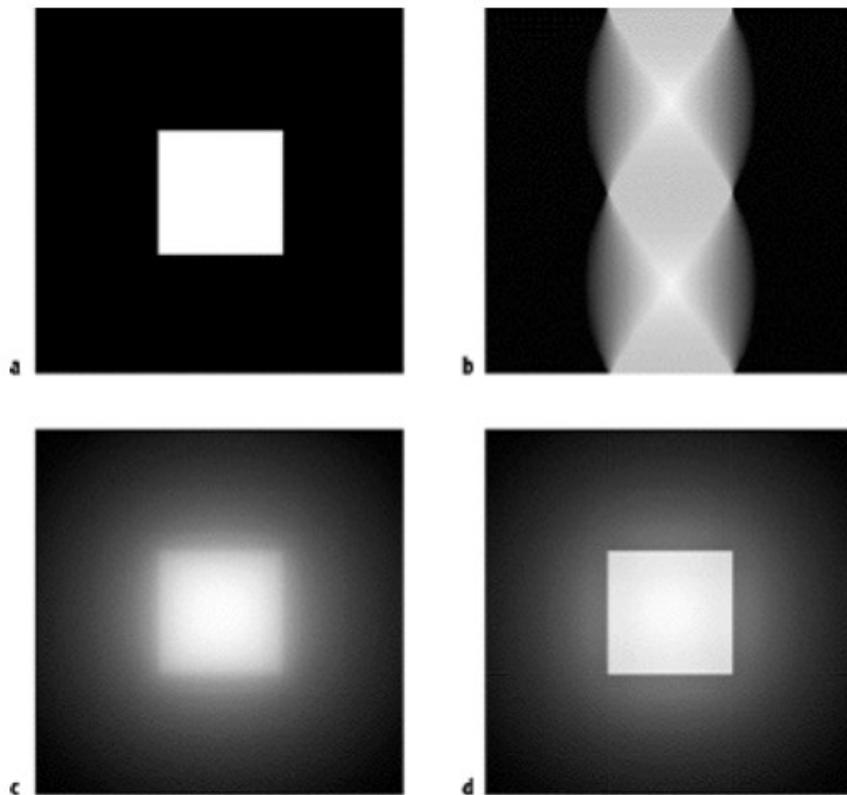


Abb. 2.12 (Abbildungen aus [728]): Visualisierung der Bildrekonstruktion durch Rückprojektion am Beispiel eines würfelförmigen Objektes. (a) Original im Ortsraum; (b) Gesamtheit der Transmissionsprofile (Sinogramm) im Sinogramm-Raum; (c) Ergebnis der ungefilterten Rückprojektion im Bildraum; (d) Ergebnis der gefilterten Rückprojektion (FBP) im Bildraum.

2.7.4.1. Analytische Bildrekonstruktion [94, 257, 258]

Die **ungefilterte Rückprojektion** (back projection, BP) stellt die elementarste Bildrekonstruktionsmethode dar. Sie besteht in der Rückprojektion der Gesamtheit der gemessenen Transmissionsprofile, also des Sinogramms im Sinogramm-Raum, auf das darzustellende Bild im Bild-Raum durch Radon-Rücktransformation. Durch die elementare Form der Rückprojektion können jedoch die abzubildenden Strukturen aus dem Ortsraum nicht realitätsidentisch abgebildet werden; insbesondere stellt die reduzierte Kantenschärfe ein inhärentes Problem dieser Methode dar. Aus diesem Grunde wird in der Praxis nicht die elementare Rückprojektion, sondern die **gefilterte Rückprojektion** (filtered back projection, FBP) angewandt, welche durch zusätzliche Anwendung mathematischer Filterfunktionen (sogenannter Filterkerne) eine Verbesserung der Kantenschärfe herbeiführen. Dennoch bleiben die Rückprojektionsver-

fahren nach wie vor sehr empfindlich gegenüber Störeinflüssen, wie sie vor allem die Rauscheffekte darstellen. Eine zusammenfassende Illustration der ungefilterten und der gefilterten Rückprojektion bietet **Abb. 2.12**.

2.7.4.2. Iterative Bildrekonstruktion [2, 94, 257, 258, 778, 827]

Iterative Verfahren zur Bildrekonstruktion wurden bereits in den ersten Jahren der Computertomographie angewandt [2]; in ihrer heutigen Form vermögen sie das nach der gefilterten Rückprojektion die Bildinformation überlagernde Bildrauschen deutlich zu reduzieren und damit die objektive Bildqualität nachhaltig zu verbessern [2]. Das Grundprinzip der iterativen Rekonstruktion besteht in der sukzessiven Anpassung des Bildes im Bild-Raum an die reale Gewebedichteverteilung im Ortsraum. Hierzu erfolgt zunächst durch die klassische Radon-Rückprojektion eine Überführung des gemessenen Sinogramms im Sinogramm-Raum in ein errechnetes Bild im Bild-Raum. Anschließend erfolgt im Rahmen eines mathematischen Iterationsprozesses je nach Algorithmus eine sukzessive Verbesserung der Qualität des errechneten Bildes durch Vergleichs- und Korrekturoutinen im Sinogramm-Raum, im Bild-Raum oder in beiden Räumen.

In der Praxis existieren verschiedene mathematische Verfahren, welche sich durch die Art und Weise des Vergleichs- und Anpassungsprozesses unterscheiden; sie finden in **Tab. 2.7** lediglich Erwähnung und werden z. B. in [704] näher erläutert. Genanntes Verfahren wurden von verschiedenen Herstellern in unterschiedlicher Weise umgesetzt. **Tab. 2.8** zeigt die gängigsten Verfahren zur iterativen Rekonstruktion, die im Folgenden näher vorgestellt werden sollen.

Tab. 2.7. Mathematische Verfahren der iterativen Rekonstruktion [704].

Konventionelle iterative algebraische Verfahren	
ART	Algebraische Rekonstruktionstechnik (Algebraic reconstruction technique)
SART	Simultane algebraische Rekonstruktionstechnik (Simultaneous ART)
MART	Multiplikative algebraische Rekonstruktionstechnik (Multiplicative algebraic reconstruction technique)
SIRT	Simultane iterative Rekonstruktionstechnik (Simultaneous iterative reconstruction technique)
OS-SIRT	Ordered subset SIRT
ILST	Iterative least-squares technique
Iterativ-statistische Rekonstruktionsverfahren	
	Gradienten-Algorithmen
ML-EM	Maximum likelihood expectation maximization
OS-EM	Ordered-subsets expectation maximization
OSC	Ordered subset convex algorithm
ICD	Iterative coordinate descent
OS-ICD	Ordered subset ICD
MAP	Maximum a posteriori algorithms
Modell-basierte Verfahren	
IMR	Wissens- und modellbasierte iterative Rekonstruktion (Knowledge- and model-based iterative model reconstruction)
MBIR	Modellbasierte iterative Rekonstruktion (Model-based iterative reconstruction)

Adaptierte statistische iterative Rekonstruktion (ASIR) und modellbasierte iterative Rekonstruktion (MBIR).

Bei den Verfahren der adaptierten statistischen iterativen Rekonstruktion (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction, ASIR) und der modellbasierten iterativen Rekonstruktion (Model-Based Iterative Reconstruction, MBIR) erfolgt eine Radon-Transformation des errechneten Bildes aus dem Bild-Raum in ein neu errechnetes Sinogramm im Sinogramm-Raum. Dieses neue errechnete Sinogramm wird im Sinogramm-Raum mit dem alten gemessenen Sinogramm verglichen und anschließend durch erneute Radon-Rückprojektion in ein neues errechnetes

Bild im Bild-Raum überführt. Dieses neue Bild sollte nunmehr ein getreueres Abbild der Gewebedichteverteilung im Ortsraum darstellen als das alte Bild. Dieser Vorgang kann prinzipiell beliebig oft wiederholt werden, wobei eine zunehmend bessere Approximation des errechneten Bildes im Bild-Raum an die reale Gewebedichteverteilung im Ortsraum erzielt werden kann (Abb. 2.13).

Tab. 2.8: Verfahren zur iterativen Rekonstruktion [537, 540, 721, 727, 768, 794, 827, 1116].

Verfahren	Hersteller
Statistische iterative Rekonstruktion	
AIDR, AIDR-3D, IARD	Adaptive iterative dose reduction
ASIR	Adaptive statistical iterative reconstruction
ASIR-V	Adaptive statistical iterative reconstruction
iDose	
IRIS	Iterative reconstruction in image space
Modell-basierte iterative Rekonstruktion	
ADMIRE	Advanced model-based iterative reconstruction
iDose ⁴	
IMR	Iterative model reconstruction
MBIR = VEO	Model based iterative reconstruction
SAFIRE	Sinogram affirmed iterative reconstruction

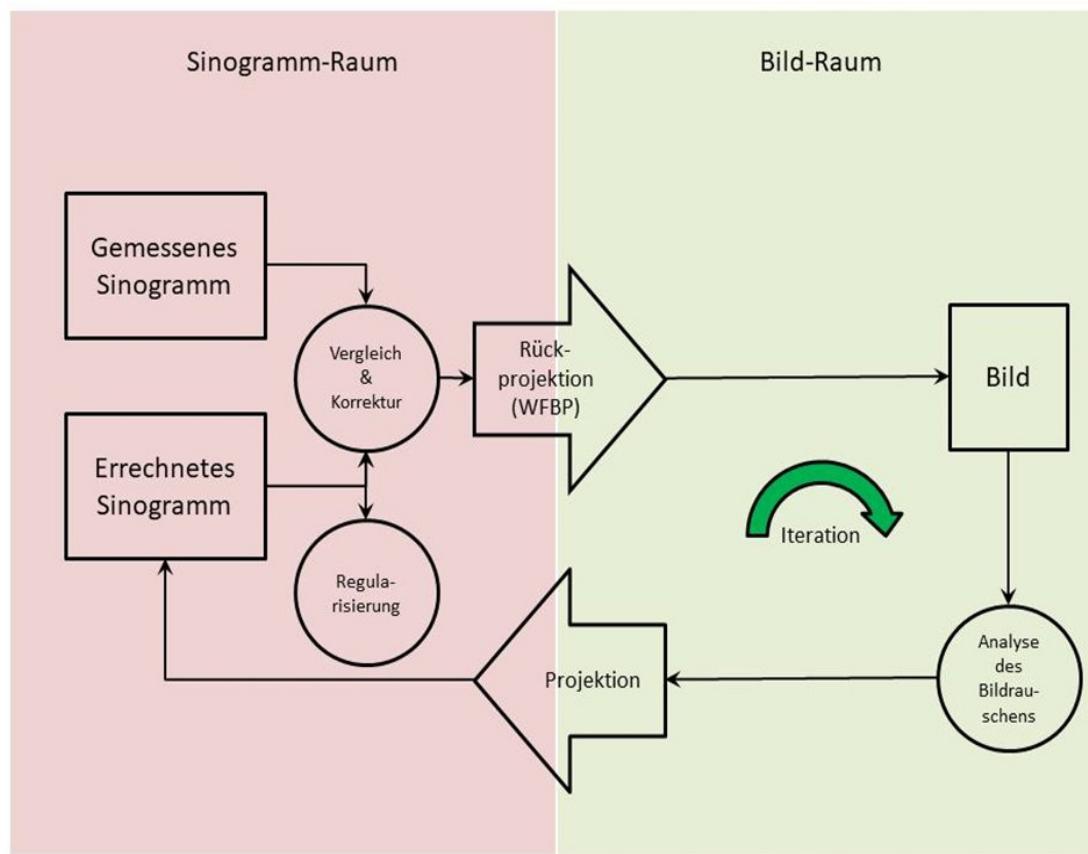


Abb. 2.13: Vereinfachtes Prinzip der Verfahren ASIR (Adaptierte Statistische Iterative Rekonstruktion) und MBIR (Modellbasierte Iterative Rekonstruktion) (© M. Seidenbusch 2015 nach einer Abbildung von Ulzenheimer, Siemens Healthcare, und Willemink et al 2013 [827]). Als Verfahren der Rückprojektion dient hier die gewichtete gefilterte Rückprojektion (weighted filtered back projection, WFBP). Die Rechenleistung des Verfahrens röhrt im wesentlichen von der Projektionsroutine her. Dieses Prinzip liegt den Verfahren der adaptierten statistischen iterativen Rekonstruktion (ASIR) und der modellbasierten iterativen Rekonstruktion (MBIR) zugrunde.

Ein Nachteil dieser klassischen Iterationsalgorithmen besteht in der Notwendigkeit der Transformation der Bildinformation im Bildraum in ein errechnetes Sinogramm im Sinogramm-Raum. Diese Transformation entspricht einer virtuellen Computertomographie des Bildes, welche durch den Projektionsalgorithmus möglichst realitätsnah simuliert werden muss. Aus diesem Grunde sind zahlreiche technische Informationen über die Beschaffenheit der Strahlenquelle und des Bildempfängersystems in den Projektionsalgorithmus zu implementieren, welche bei jeder Iteration durch die Projektionsroutine abgerufen und prozessiert werden müssen, weswegen sich die Projektion vom Bildraum in den Sinogramm-Raum äußerst rechenleistungsintensiv gestaltet und damit eine Limitation für das Verfahren der iterativen Rekonstruktion darstellt. Dies gilt vor allem für das Verfahren der MBIR, bei welcher die strahlenphysikalischen Abläufe von der Erzeugung der Röntgenstrahlung in der Anode der Röntgenröhre über die Wechselwirkungen der Röntgenstrahlung im Patienten bis hin zum Auftreffen der transmittierten Röntgenstrahlung auf das Bilddetektorsystem im Modell detailliert berücksichtigt werden, weswegen die MBIR gegenüber der ASIR als weitaus rechenleistungsintensiver zu betrachten ist [823].

Die Detaildarstellung scheint durch die MBIR besser zu gelingen als durch die ASIR [823, 1118]. Ein neues Verfahren, welches die Vorteile der ASIR und der MBIR in sich vereinigt, stellt der Algorithmus der ASIR-V dar [722].

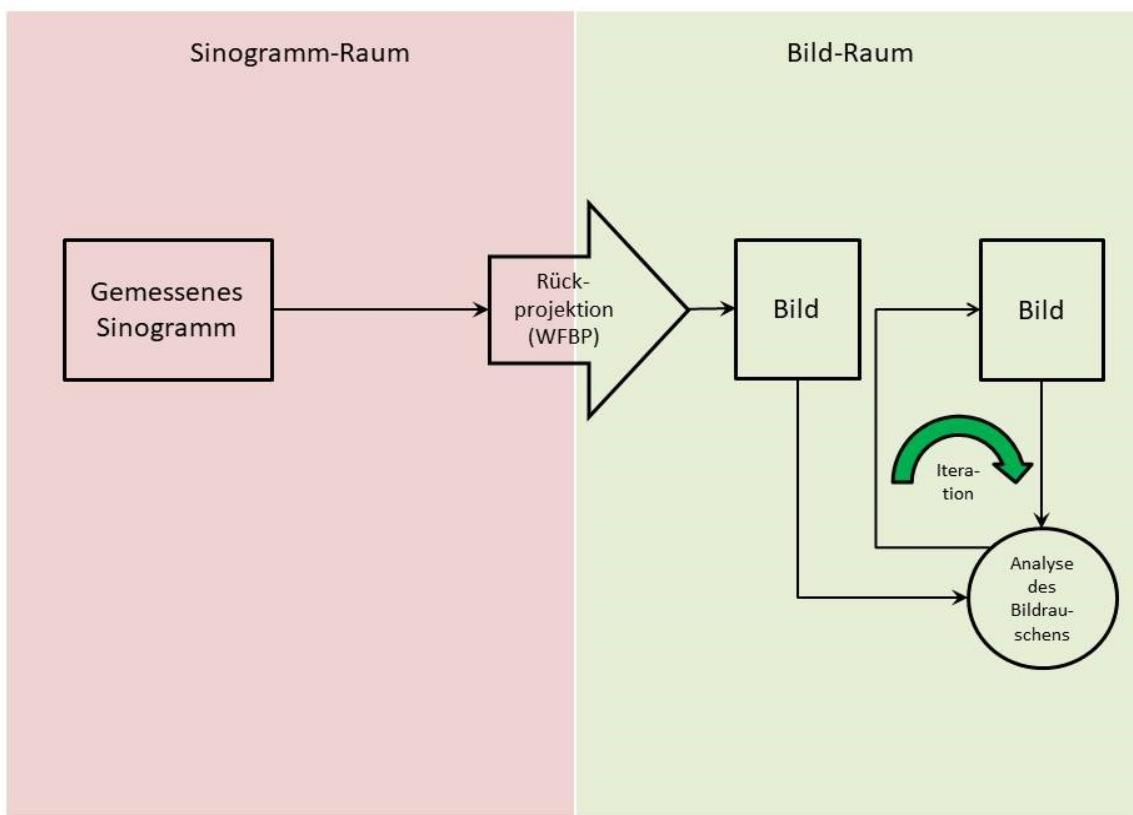


Abb. 2.14: Vereinfachtes Prinzip der iterativen Rekonstruktion im Bildraum IRIS (Image Reconstruction in Image Space) (© M. Seidenbusch 2015 nach einer Abbildung von S. Ulzenheimer, Siemens Healthcare, und Willemink et al 2013 [827]). Die rechenleistungsintensive Projektionsroutine wird durch Verlagerung der Iterationsschleife in den Bildraum eingespart.

Iterative Rekonstruktion im Bild-Raum (IRIS).

Diese Rechenleistungsintensität der iterativen Verfahren kann durch eine Verlagerung der Vergleichs- und Korrektur-Routine aus dem Sinogramm-Raum in den Bildraum durch das Verfah-

ren der iterativen Rekonstruktion im Bildraum (Iterative Reconstruction in Image Space, IRIS) und der damit einhergehenden Einsparung der in jedem Iterationsschritt notwendigen Projektion vom Bildraum in den Sinogramm-Raum wirkungsvoll begegnet werden (**Abb. 2.14**). Allerdings muss der vergleichsweise hohe Rauschanteil des aus dem Sinogramm-Raum transformierten „Master“-Bildes durch iterative Korrektur im Bildraum reduziert werden. Gemäß den Herstellerangaben bleiben Ortsauflösung und Bildtextur während des Iterationsprozesses erhalten.

Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction (SAFIRE).

Das Verfahren der sinogramm-gestützten iterativen Rekonstruktion (Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction, SAFIRE) führt iterative Prozesse sowohl im Sinogramm-Raum als auch im Bild-Raum durch (**Abb. 2.15**). Hierbei erfolgt eine voxelweise Bestimmung des Bildrausches und eine Entfernung desselben durch einen Abgleich zwischen Sinogramm- und Bilddaten.

Adaptive Iterative Dosis-Reduktion 3D (AIDR 3D).

Das Verfahren der adaptiven iterativen Dosisreduktion 3D (adaptive iterative dose reduction 3D, AIDR 3D) führt ebenfalls iterative Prozesse sowohl im Sinogramm-Raum als auch im Bild-Raum durch (**Abb. 2.15**). Der Algorithmus basiert auf einer Modellierung des CT-Scanners und des Bildrausches. Das resultierende errechnete Bild entsteht durch eine Synthese aus dem initialen errechneten Bild und dem durch die letzte Iterationsstufe errechneten Bild.

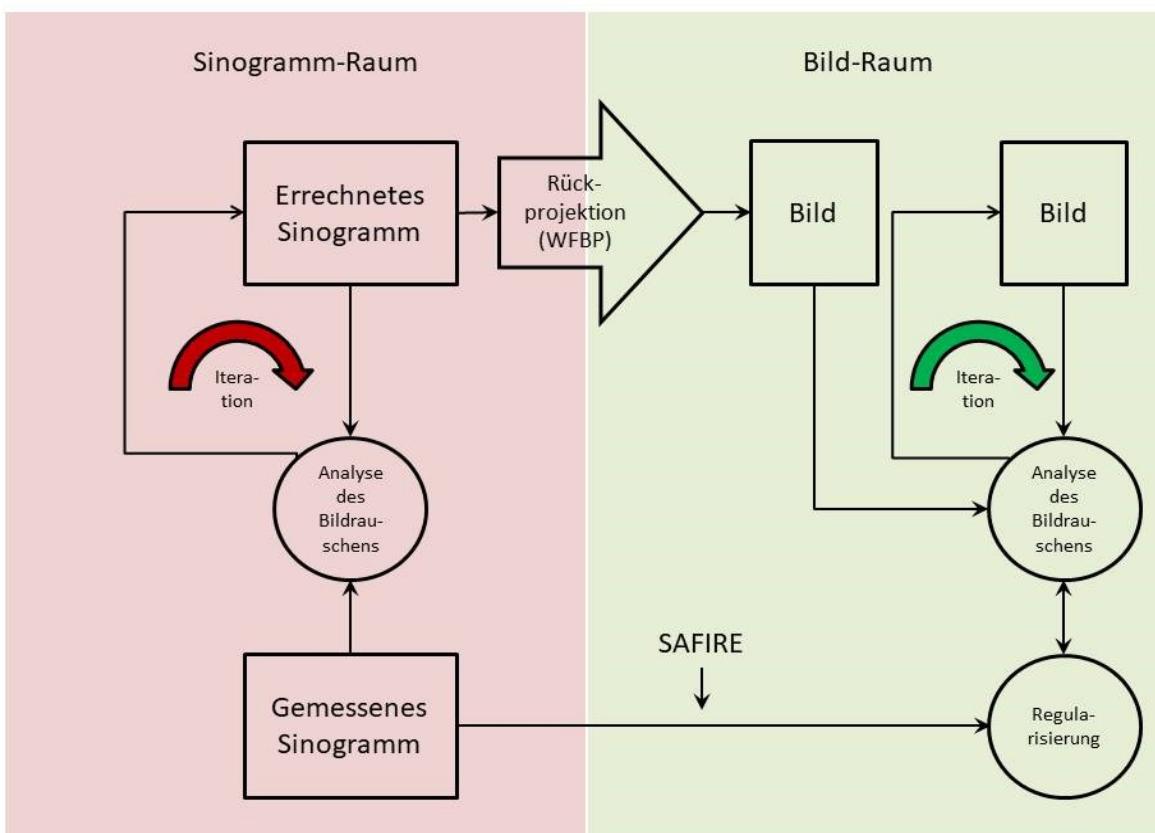


Abb. 2.15: Vereinfachtes Prinzip der kombinierten iterativen Rekonstruktion im Sinogrammraum und im Bildraum für die Verfahren AIDR 3D, iDose und SAFIRE (© M. Seidenbusch 2015 nach einer Abbildung von Willemink et al 2013 [827]). Die rechenleistungsintensive Projektionsroutine wird durch die Verlagerung der Iterationsschleifen in den Sinogrammraum und in den Bildraum eingespart.

iDose⁴.

Auch das Verfahren iDose⁴ [788], die vierte Version des iDose-Algorithmus, führt iterative Prozesse zur Rauschreduktion sowohl im Sinogramm-Raum als auch im Bild-Raum durch (Abb. 2.15). Hierbei erfolgt zunächst eine Identifikation von Sinogrammgebieten mit vergleichsweise hohen Rauschanteilen anhand einer Analyse der Signal-Rausch-Verhältnisse und der Photonenstatistik, welche durch iterative Prozesse unter Beibehaltung der Kantenübergänge unterdrückt werden. Verbleibende Rauschanteile dieser Sinogrammgebiete werden bei der Projektion in den Bildraum übernommen, wobei deren Lokalisation im Bildraum nunmehr bekannt ist und zur effektiven Elimination des Rauschens im Bildraum genutzt werden kann. Hierzu erfolgt eine sukzessive Subtraktion des Bildrausches unter Beibehaltung der anatomiespezifischen Kantenstrukturen des Bildes, wobei das der realen anatomischen Topologie am besten entsprechende Subtraktionsbild zur Reduktion des Bildrausches herangezogen wird [789].

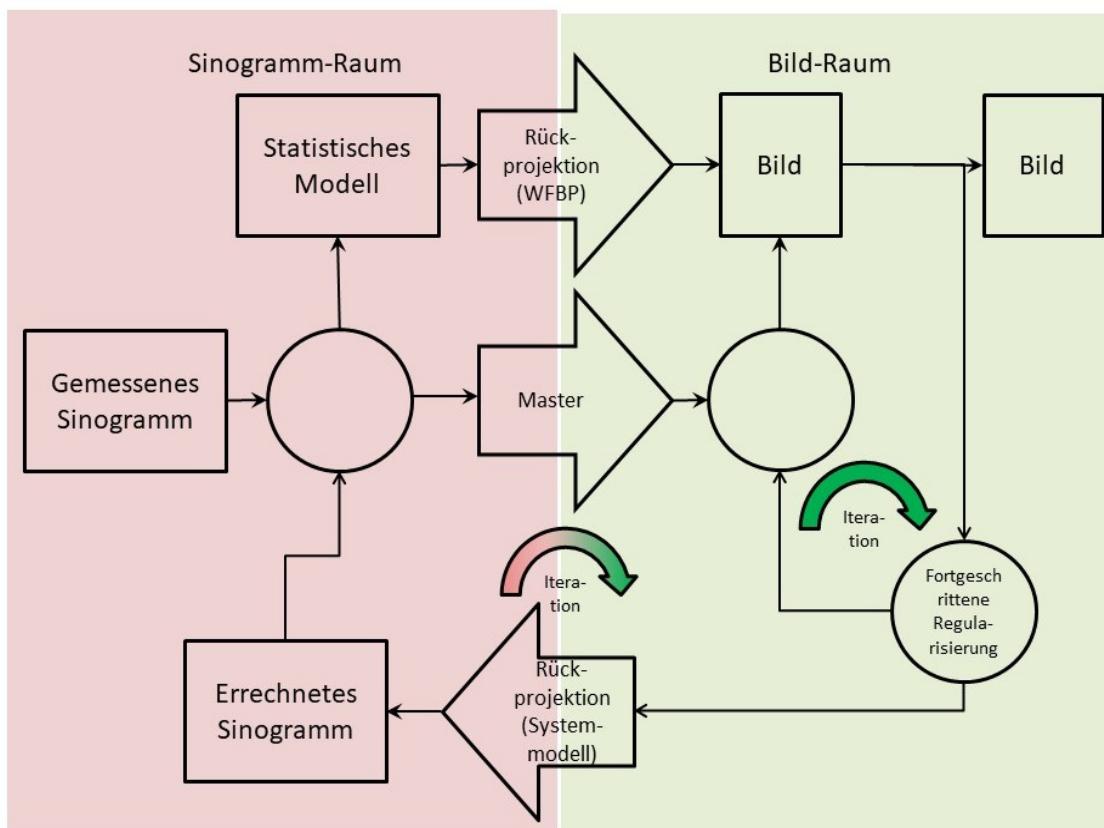


Abb. 2.16: Prinzip des Verfahrens ADMIRE (Advanced Model-based Iterative REconstruction) (© M. Seidenbusch 2015 nach einer Abbildung in [819]). Der Algorithmus ähnelt dem Konzept von SAFIRE. Näheres siehe Text.

Advanced model-based iterative reconstruction (ADMIRE) [819].

Im Verfahren der fortgeschrittenen modellbasierten iterativen Rekonstruktion (ADMIRE) wurden statistische Modelle zur Verarbeitung der gemessenen Sinogramme und der Bilddaten in Abhängigkeit von der Qualität der Projektionsdaten implementiert. Hierbei erfolgt die Projektion des errechneten Bildes aus dem Bildraum in ein errechnetes Sinogramm im Sinogrammraum anhand eines Modells des CT-Systems und ein anschließender Vergleich des errechneten Sinogramms mit dem gemessenen Sinogramm (Abb. 2.16). Im Gegensatz zu anderen iterativen

Algorithmen wird zur Einsparung der rechenleistungsintensiven Rück- und Vorwärtsprojektionen die statistische Wichtung aus dem Sinogrammraum in den Bildraum übernommen, wobei die Anzahl der benötigten Iterationen zwischen Rück- und Vorwärtsprojektion von den Scanparametern abhängig ist. Die Iterationen gehen in die Errichtung eines Master-Datensatzes mit ein, mit welchem ein Abgleich des durch Rückprojektion errechneten Bildes erfolgt.

Regularisierungs-Routinen.

Zur Reduktion des Rauschanteils werden in den verschiedenen Iterationsalgorithmen der einzelnen Gerätehersteller (**Tab. 2.8**) im Sinogramm-Raum oder im Bild-Raum oder in beiden Räumen sogenannte Regularisierungsroutinen in den Iterationsalgorithmus implementiert. Ihre Aufgabe ist die mathematische Modellierung des im Sinogramm bzw. im Bild enthaltenen Bildrauschen sowie die Subtraktion desselben zur sukzessiven Herausarbeitung der Bildinformation und damit zur Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses. Die Regularisierung ist somit als wesentlicher Vorgang zur Reduzierung des Bildrauschen im Rahmen der iterativen Bildrekonstruktion zu betrachten.

Tab. 2.9.A. Eigenschaften der Algorithmen zur iterativen Rekonstruktion.

Hersteller	Algorithmus	Anpassungsort	Verfahren	Mögliche Einstellungen	Mögliche Anzahl der Iterationen
GE	ASIR	Sinogrammraum	Statistisch	0 – 100% (10%-Inkrementen) (0% = FBP; 100% = ASIR) (Praxis: 30-40%)	3 - 5
	ASIR-V	Sinogrammraum	Statistisch & modell-basiert	-	-
	MBIR = VEO	Sinogrammraum	Modell-basiert	1	-
Philips	iDose	Bildraum + Sinogrammraum		Anzahl der Iterationen 1 - 7	1 - 7
	iDose ⁴	Bildraum + Sinogrammraum	Modell-basiert	0 – 100%	1 - 7
	IMR		Modell-basiert	Body Soft Body Routine Body SharpPlus	-
Siemens	ADMIRE		Modell-basiert	Anzahl der Iterationen 1 - 5	1 - 5
	IRIS	Bildraum	Statistisch	Anzahl der Iterationen 1 - 5 (Praxis: 3 - 5)	1 - 5
	SAFIRE	Bildraum + Sinogrammraum	Modell-basiert	Anzahl der Iterationen 1 - 5 (Empfohlen: 3)	1 - 5
Toshiba	AIDR	Bildraum + Sinogrammraum	Statistisch	automatisch	-
	AIDR-3D	Bildraum + Sinogrammraum	Statistisch	mild standard strong	-

Beim Verfahren der adaptiven statistischen iterativen Rekonstruktion (ASIR) erfolgt durch die Regularisierungsroutine eine statistische Berücksichtigung des Bildrauschen. Beim Verfahren der modellbasierten iterativen Rekonstruktion (MBIR) wird die Regularisierungs-Routine noch um eine Modellierung der Strahlenquelle, des Bildempfängersystems und des Bildgebungspro-

zesses ergänzt. Auf diese Weise lassen sich durch beide Verfahren stochastische Störeinflüsse wie das Bildrauschen sukzessive vermindern, wodurch bereits im Vorfeld der Bildverarbeitung der Dosisbedarf der Bildgebung deutlich reduziert werden kann. Zwar ist die MBIR aufgrund der in die Bildkorrektur einfließenden Zusatzinformationen robuster gegenüber Störeinflüssen, aber aufgrund der komplexeren Regularisierungsroutine naturgemäß noch rechenleistungintensiver und damit noch langsamer als die ASIR. Bei der Sinogramm-unterstützten iterativen Rekonstruktion (SAFIRE) schließlich erfährt die Regularisierungsroutine im Bildraum ein Feedback aus dem Sinogramm-Raum (Abb. 2.15). Bei SAFIRE und auch ADMIRE vollführt die Regularisierungsroutine eine lokale Analyse der Signal-Rausch-Verhältnisse mit einer Zerlegung des Bildes in Signal- und Rauschanteile, wobei bei SAFIRE unmittelbar benachbarte Voxel, bei ADMIRE jedoch auch anatomisch weiter entfernte Voxel sowohl zur Verbesserung der Bildstatistik als auch zur Erzielung eines gewohnteren Bildaspektes verwendet werden [819].

Tab. 2.8 gibt einen Überblick über die verschiedenen iterativen Verfahren der einzelnen Hersteller. In **Tab. 2.9** werden weitere Details zu den einzelnen Verfahren aufgeführt.

Tab. 2.9.B. Eigenschaften der Algorithmen zur iterativen Rekonstruktion [u.a. 721].

Hersteller	Algorithmus	Vorteile	Nachteile
GE	ASIR	- Rauschreduktion	- Limitierte Ortsauflösung
		- Hohe Geschwindigkeit	- Limitierte Rauschreduktion
			- Herstellerspezifisch
	ASIR-V	-	-
	MBIR = VEO	- Schwache Bildartefakte vs. FBP	- Niedrige Geschwindigkeit
		- Geringes Rauschen bei niedriger Dosis	- Herstellerspezifisch
		- Gute Ortsauflösung	
Philips	iDose	- Rauschreduktion	- Limitierte Ortsauflösung
		- Hohe Geschwindigkeit	- Limitierte Rauschreduktion
	IMR		- Herstellerspezifisch
Siemens	ADMIRE		
	IRIS	- Hohe Geschwindigkeit	- Limitierte Ortsauflösung
		- Herstellerunabhängig	- Limitierte Rauschreduktion
	SAFIRE	- Rauschreduktion	- Limitierte Ortsauflösung
		- Hohe Geschwindigkeit	- Limitierte Rauschreduktion
			- Herstellerspezifisch
Toshiba	AIDR	- Rauschreduktion	- Limitierte Ortsauflösung
		- Hohe Geschwindigkeit	- Limitierte Rauschreduktion
			- Herstellerspezifisch

Tab. 2.9.C. Eigenschaften der Algorithmen zur iterativen Rekonstruktion [827].

Hersteller	Algorithmus	Maximale Dosisreduktion
GE	ASIR	40% ⁽¹⁾
	ASIR-V	82% [722] ⁽¹⁾
	MBIR = VEO	75% ⁽¹⁾ , 46%-84% [810] ⁽²⁾
	iDose4	80% [788, 827] ⁽¹⁾
	IMR	80% [720] ⁽²⁾
Siemens	ADMIRE	-
	IRIS	60% ⁽¹⁾
	SAFIRE	60% ⁽¹⁾
Toshiba	AIDR	75% [738, 827] ⁽¹⁾

⁽¹⁾ Gemäß Herstellerangabe
⁽²⁾ Gemäß Literatur

Tab. 2.9.D. Algorithmen zur iterativen Rekonstruktion - Abkürzungsverzeichnis [535, 537, 538, 716]).

Hersteller	Algorithmus	Name
GE	ASIR	Adaptive statistical iterative reconstruction
	MBIR	Model-based iterative reconstruction
Philips	iDose	iDose
	IMR	Iterative modeled reconstruction
Siemens	ADMIRE	Advanced modeled iterative reconstruction
	IRIS	Iterative reconstruction in image space
Toshiba	SAFIRE	Sinogram-affirmed iterative reconstruction
	AIDR	Adaptive iterative dose reduction
	AIDR 3D	Adaptive iterative dose reduction 3D

Allen iterativen Verfahren gemein ist die Verbesserung der Bildqualität durch eine sukzessive Verminderung des Bildrauschens mit steigender Iterationsstufe. **Abb. 2.17** zeigt die Auswirkung verschiedener Iterationsstufen auf den Bildaspekt [1125].

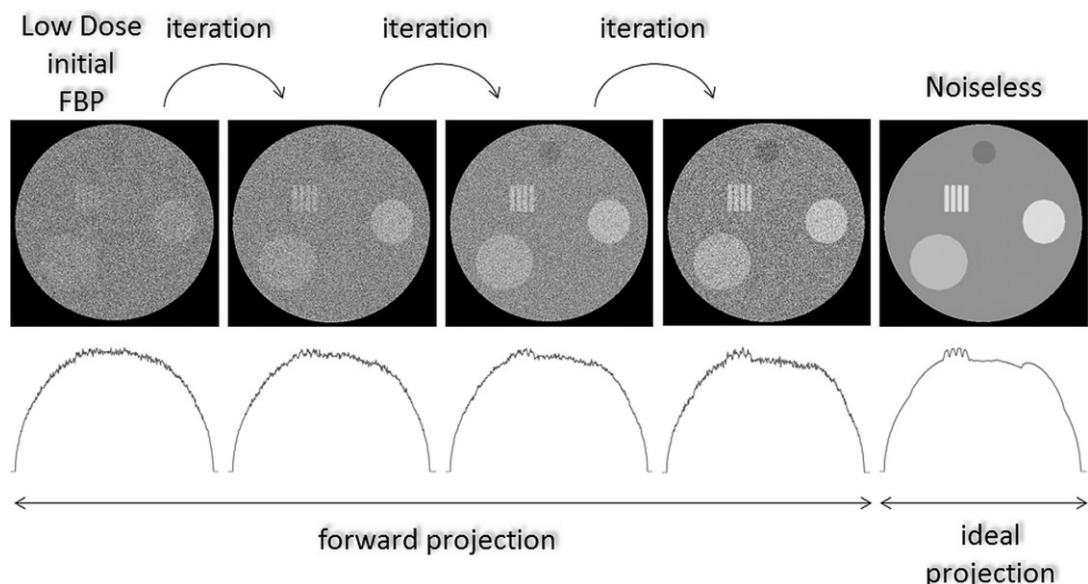


Abb. 2.17: Auswirkung der Anzahl iterativer Bildrekonstruktionsprozesse auf die Bildqualität [aus 1017]. Von links nach rechts: Mit zunehmender Anzahl der Iterationen wird durch den Vergleich des gemessenen Sinogramms mit den errechneten Sinogrammen eine zunehmende Verminderung des Bildrauschens bewirkt, sodass die resultierenden Bilder gegen das Ideal eines rauschfreien Bildes konvergieren. In der Praxis wird naturgemäß das rauschfreie Ideal weder anzustreben noch zu erreichen sein.

2.7.5. High-Pitch-Verfahren /94, 257, 258/

Strahlendosis und objektive Bildqualität bei einer CT-Untersuchung sind eine direkte Funktion des Pitch-Faktors; bei sonst unveränderten Expositionsparametern steigen Dosis [843, 845, 848] und Bildqualität [853, 1134] mit sinkendem Pitch und vice versa. Das High-Pitch-Verfahren nun erlaubt durch verbesserte Bildverarbeitungsalgorithmen eine dramatische Vergrößerung des Pitch-Faktors auf > 2 und damit eine Dosisreduktion.

Allerdings ist die Wahl des Pitch-Faktors bei der Spiral-CT bzw. des Tischinkrements bei der Hochauflösenden Einzelschicht-CT aus bildverarbeitungstechnischen Gründen Limitationen unterworfen. Bei der CT-Cardangiographie begrenzt das geringe Scavolumen die Wahl des Pitch-Faktors [468]. Bei der Thorax-CT zur Diagnostik von Lungenstrukturerkrankungen wird die mit einer Erhöhung des Pitch-Faktors einhergehende Verminderung der Anzahl der

Schnittbilder wegen der hierdurch einhergehenden Verminderung der Bildqualität als nicht sinnvoll erachtet [1034], zumal hierdurch die quantitative Lungendiagnostik erschwert wird [1035].

2.7.6. Physikalische Abschirmungsmaßnahmen /94, 257, 258/

Die Strahlenexposition strahlenempfindlicher Organe und Gewebe und damit die Strahlenexposition des Patienten kann durch physikalische Abschirmungsmaßnahmen deutlich reduziert werden. Die gezielte Abschirmung strahlenempfindlicher Organe wie der Augenlinse, der Schilddrüse oder der Mamma durch Auflage von Wismut- oder Bleischilden wurde erstmals im Jahre 1997 angewandt und bewirkt in den genannten Organen eine Reduktion der Organ-dosis um etwa 20 - 80%. Allerdings ist der Einsatz von Abschirmungen aus bildverarbeitungstechnischen Gründen nicht unumstritten.

2.7.7. Organbasierte Röhrenstrommodulation (organbasierte Dosismodulation OBDM) /94, 257, 258/

Bei CT-Untersuchungen befinden sich nahe der Hautoberfläche lokalisierte Organe und Gewebe zwangsläufig nahe der Strahleintrittsseite und erfahren damit eine wesentlich höhere Strahlenexposition als tiefer gelegene Organe und Gewebe, deren Strahlenexposition durch die exponentielle Abnahme der Photonenflussdichte reduziert ist. Das Verfahren der organbasierten Röhrenstrommodulation bzw. organ based dose modulation (OBDM) erlaubt durch die sektorische Variation des Röhrenstromes in der Transversalebene des Patienten (**Abb. 2.18**) vor allem die Verminderung der Strahlenexposition oberflächlich lokalizierter Organe wie der Augenlinse, der Schilddrüse und der Mamma (**Abb. 2.19**).

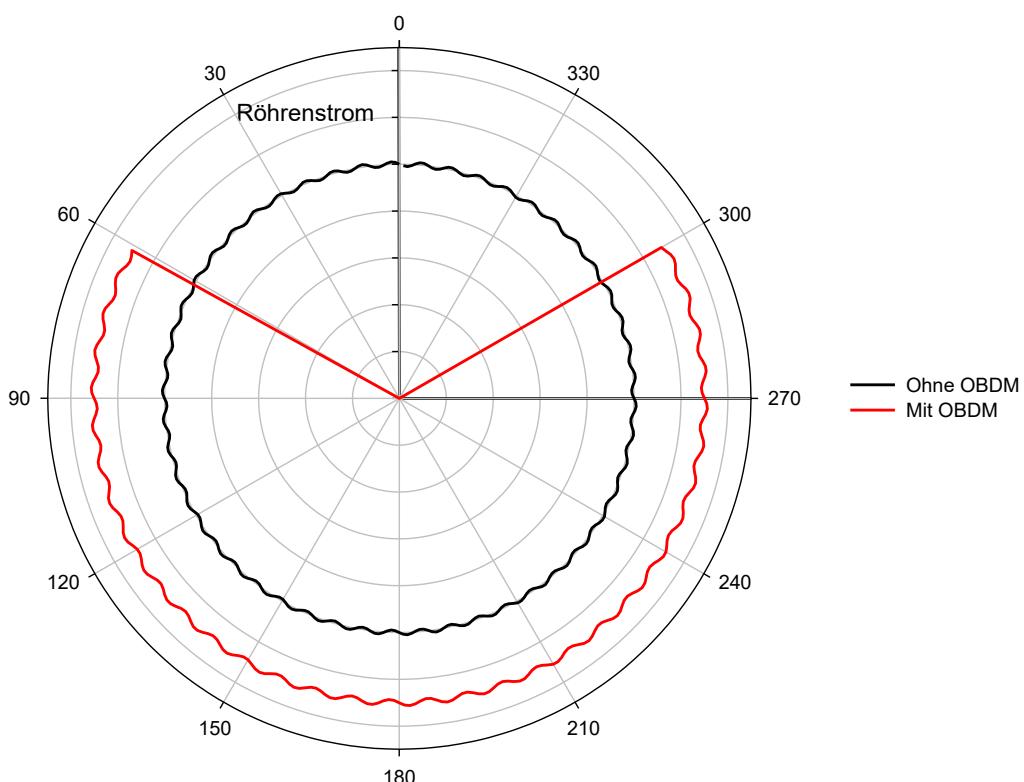


Abb. 2.18: Prinzip der organbasierten Dosismodulation (OBDM) (© M. Seidenbusch 2015). Bei eingeschalteter OBDM wird hier über einen Sektor von 120° der Röhrenstrom abgeschaltet.

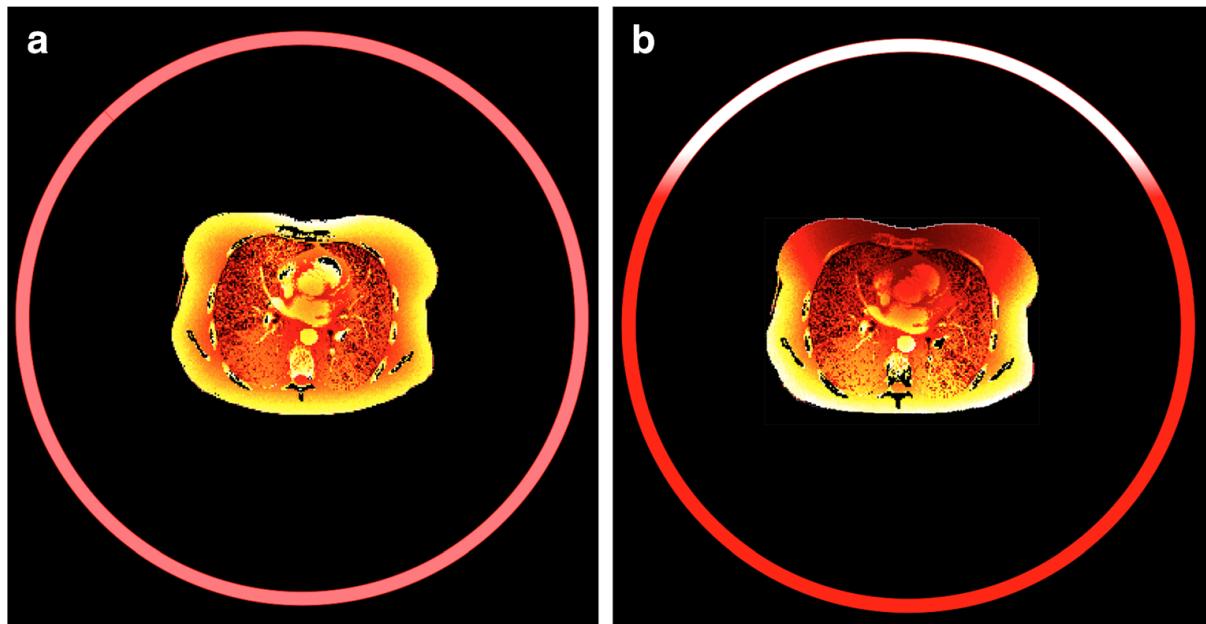


Abb. 2.19: Auswirkung der organbasierten Dosismodulation (OBDM) auf die Dosisverteilung im Patienten [Abbildung aus 1076]. (a) Bei konstantem Röhrenstrom ist die Strahlenexposition aller nahe der Hautoberfläche lokalisierte Organe und Gewebe am höchsten. (b) Bei eingeschalteter OBDM wird hier über einen Sektor von etwa 120° der Röhrenstrom abgeschaltet und im restlichen Röhrenlauf kompensativ erhöht, sodass eine Schonung des Mammagewebes resultiert.

Wenn auch bei bestimmten Untersuchungsprotokollen ein Einfluss auf die effektive Dosis nicht nachweisbar ist, soll die OBDM dennoch eine Reduktion der lokalen Organdosen ohne Beeinträchtigung der Bildqualität bewirken. Die OBDM kann daher in gewissem Rahmen alternativ zur klassischen Wismut-Abschirmung eingesetzt werden; insbesondere bei pädiatrischen CT-Untersuchungen stellt sie eine sinnvolle Alternative zu der bei Kindern weniger wirksamen angularen Röhrenstrommodulation dar. Allerdings scheint in der Praxis das Mammagewebe bei erwachsenen Frauen häufig nicht vollständig vom röhrenstromreduzierten Sektor umfasst zu werden [670].

3. Methodik

3.1. Forschungsprojekt

Das der vorliegenden Arbeit zugrundeliegende Forschungsprojekt des Bundesamtes für Strahlenschutz (BfS) [94, 257, 258] war in insgesamt drei Unterprojekte untergliedert. Zum einen wurde eine Literaturstudie zum Stand der Wissenschaft und Technik dosisreduzierender Verfahren in der Computertomographie vorgenommen [94], zum anderen eine retrospektive Querschnittsstudie zum Einsatz verschiedener Dosisreduktionstechniken in der klinischen Praxis und zu deren Auswirkungen auf Bildqualität und Strahlendosis durchgeführt und diese durch eine prospektive Phantomstudie zur Verifikation der retrospektiv erhobenen Befunde ergänzt [257, 258]. In der zu **Tab. 0.1** identischen **Tab. 3.1** wurden die Eckdaten des Forschungsprojektes aufgeführt.

Tab. 3.1. Eckdaten des BfS-Forschungsprojektes.

Projektnname:	Evaluierung neuer CT-Techniken und Bestimmung der mit ihnen erzielten Strahlenreduktion bei verschiedenen CT-Betreibern in Deutschland
Projektnummer:	BfS AG-F3 – 0803 / 3613S20025
Auftraggeber:	Bundesminister für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit
Projektbetreuer:	Dr. Alexander Schegerer, Bundesamt für Strahlenschutz, AG-SG 2.3
Projektleiter:	Prof. Dr. med. Hans-Christoph Becker, i.V. PD Dr. med. Clemens Cyran, vormaliges Institut für klinische Radiologie (Direktor: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Maximilian Reiser, FACR, FACS), Klinikum der Universität München
Projektinhalte:	<ul style="list-style-type: none">▪ Literaturstudie zum Stand der CT-Technik▪ Retrospektive Querschnittsstudie zu Bildqualität und Strahlendosis in der CT▪ Prospektive Phantomstudie zu Bildqualität und Strahlendosis in der CT
Laufzeit:	01.01.2014 – 30.06.2015

Tab. 3.2: Schema zur Datenakquisition gemäß Projektdurchführungsvorschlag. Die Tabelle enthält die im initialen Projektvorschlag intendierte Verteilung der Untersuchungsdatensätze nach Untersuchungskonstellationen, von denen die grau unterlegten aufgrund der zu niedrigen akquirierbaren Fallzahlen vernachlässigt wurden.

Protokoll	Konstantstrom	Röhrenstrom-modulation	Röhrenstrom-modulation + Iterative Rekonstruktion	Dual-Energy-CT
Schädel-CCT	20	20	20	-
Thorax	20	20	20	-
Abdomen	20	20	20	-
CTA	20	20	20	-
Thorax Kind	20 ¹⁰	20	20	-
Summe	50 Teilnehmer, 300 Datensätze			

Gemäß Projektdurchführungsvorschlag sollten im Bundesgebiet bei etwa 50 radiologischen Einrichtungen insgesamt rund 300 CT-Datensätze, wie sie unter konventioneller Konstantstromtechnik, unter Röhrenstrommodulation, unter Iterativer Bildrekonstruktion sowie unter Dual-Energy-Technik erhalten wurden, akquiriert und hinsichtlich des Dosisbedarfs und der Bildqualität untersucht werden, wobei eine Verteilung der Datensätze initial gemäß dem in **Tab. 3.2** dargestellten Schema intendiert wurde. Allerdings mussten aufgrund der geringen Zahl der in Betrieb befindlichen Dual-Energy-Geräte CT-Untersuchungen in dieser Technik bereits a priori aus der Studie ausgeschlossen werden (dunkelgraue Felder in **Tab. 3.2**). Da im

¹⁰ Im Verlauf der Akquisition der CT-Daten in den vornehmlich nicht pädiatrisch ausgerichteten radiologischen Einrichtungen wurde nur eine geringe Zahl pädiatrischer CT-Untersuchungsdatensätze aufgefunden, sodass in der Studie a posteriori auf eine Analyse der pädiatrischen CT-Untersuchungen verzichtet wurde.

Verlauf der Akquisition der CT-Daten in vornehmlich nicht pädiatrisch ausgerichteten radiologischen Einrichtungen eine nur geringe Zahl kinderradiologischer CT-Untersuchungsdatensätze aufgefunden werden konnte, wurde in der Studie a posteriori auf eine Analyse der pädiatrischen CT-Untersuchungen verzichtet (hellgraue Felder in **Tab. 3.2**). Von initial insgesamt 305 erhobenen CT-Datensätzen wurden 25 Datensätze verworfen und somit letztlich 280 CT-Untersuchungen bzw. 465 Scanserien aus 54 radiologischen Abteilungen und Praxen in die vorliegende Studie aufgenommen.

3.2. Literaturstudie [94, 257, 258]

Es existieren bereits mehrere Übersichtsarbeiten zur Strahlenexposition in der Röntgendiagnostik, wie sie exemplarisch in **Tab. 3.3** aufgeführt wurden. Besonders hervorzuheben ist die äußerst umfangreiche Literaturstudie zur Strahlenexposition in der CT, wie sie von *Dougeni et al* im Jahre 2012 publiziert wurde [91] und einige Aspekte der vorliegenden Literaturstudie enthält. Zu nennen ist in diesem Zusammenhang auch die bundesweite CT-Studie des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2017 [145], wie sie nach vorliegender Studie durchgeführt wurde. In die vorliegende Literaturstudie wurden insgesamt über 1000 Publikationen aufgenommen. **Tab. 3.4** gibt einen Überblick über die in dieser Arbeit verwendeten zwölf häufigsten wissenschaftlichen Zeitschriften.

Tab. 3.3. Übersichtsarbeiten zur CT-Strahlenexposition.

Jahr	Referenz	Autoren	Studie
2007	[274]	Tsai et al 2007	Studien-Übersicht
2008	[382]	Kubo et al 2008	Literatur-Übersicht
2009	[89]	Heyer et al 2009	Literatur-Übersicht
2009	[247]	Perris et al 2009	Studien-Übersicht
2011	[244]	Pantos et al 2011	Literatur-Übersicht
2012	[91]	Dougeni et al 2012	Dosisstudien-Übersicht
2013	[92]	Martin et Huda 2013	Studien-Übersicht
2013	[95]	Willemink et al 2013	Studien-Übersicht
2015	[1111]	Den Harder et al 2015	Studien-Übersicht
2015	[716]	Den Harder et al 2015	Studien-Übersicht
2017	[145]	Schegerer et al 2017	CT-Studie

Tab. 3.4. Übersicht über die in der vorliegenden Arbeit verwendeten 12 häufigsten Zeitschriften.

Zeitschrift	Geprüfter Zeitraum ⁽¹⁾	Anzahl Artikel	Anzahl Artikel (%)
American Journal of Radiology	01/2000 - 12/2015	176	19
Radiation Protection Dosimetry	01/1980 - 12/2015	144	15
European Radiology	01/1991 - 12/2015	104	11
Radiology	01/1998 - 12/2015	93	10
Pediatric Radiology	01/1973 - 12/2015	91	10
British Journal of Radiology	01/1928 - 12/2015	84	9
European Journal of Radiology	01/1990 - 12/2015	80	8
Medical Physics	01/1974 - 12/2015	53	6
Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen (RöFo)	01/1949 - 12/2015	45	4
Acta radiologica	01/1921 - 12/2015	41	4
Health Physics	01/1999 - 12/2015	21	2
Radiographics	01/1956 - 12/2015	15	2
	Summe	974	100

⁽¹⁾ Die im Rahmen der Fragestellung des Projektes irrelevanten Jahrgänge (insbesondere die Jahrgänge vor der Publikation des CT-Verfahrens im Jahre 1973) waren vom Autor bereits in anderem Zusammenhang überprüft worden.

Abb. 3.1 zeigt die Anzahl der wissenschaftlichen Publikationen mit Bezug zur allgemeinen bzw. zur pädiatrischen Radiologie in Abhängigkeit vom Erscheinungsjahr. Der dramatische Anstieg der Publikationen ab 1995 spiegelt die Tatsache wider, dass die Strahlenexposition des Patienten durch die Computertomographie in der Literatur erst seit Beginn des neuen Jahrtausends in zunehmendem Maße als bedeutsam wahrgenommen wurde (siehe zu dieser Thematik auch Heyer *et al* 2009 [89]). Offensichtlich hat die pädiatrische Radiologie in den letzten Jahren in der Literatur zunehmend an Bedeutung gewonnen.

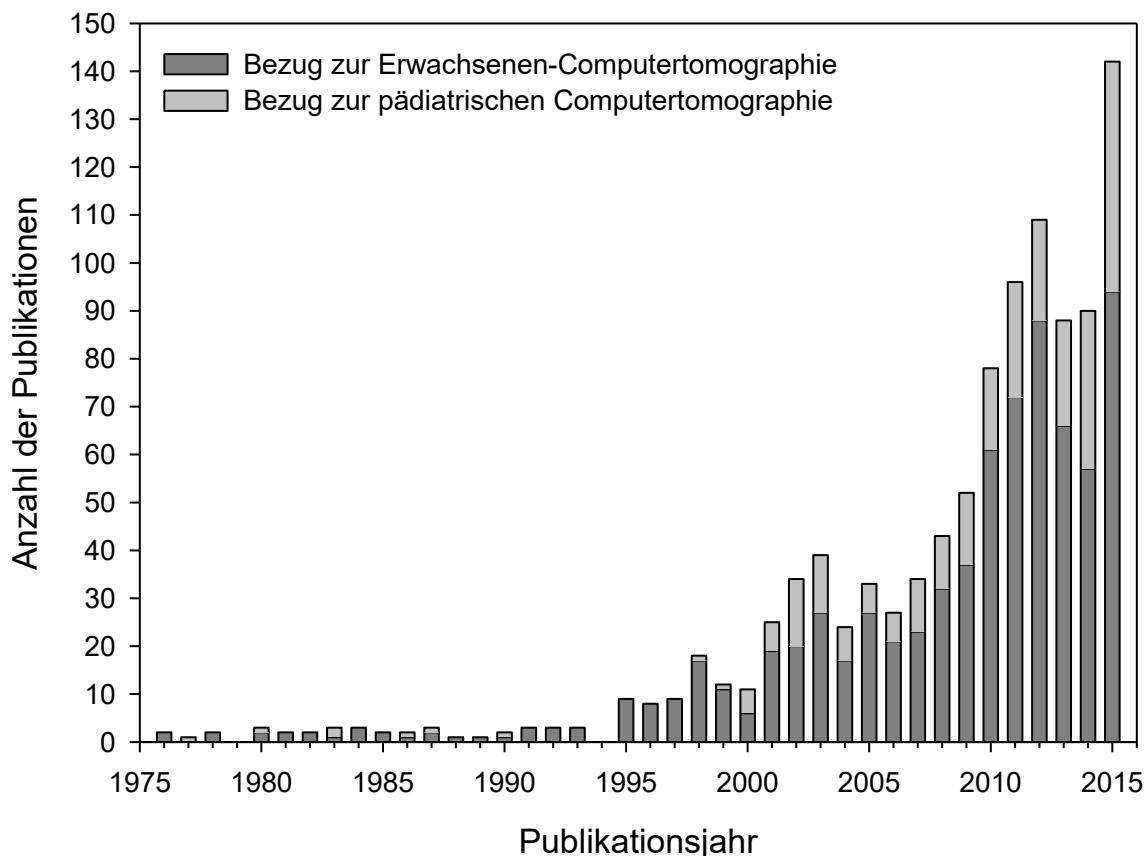


Abb. 3.1: Anzahl der verwendeten Publikationen mit Bezug zur allgemeinen bzw. zur pädiatrischen CT in Abhängigkeit vom Erscheinungsjahr.

3.3. Retrospektive Querschnittsstudie /257, 258/

Zur Analyse des Standes von Wissenschaft und Technik in der klinischen Computertomographie wurde eine retrospektive Querschnittsstudie zu Bildqualität und Strahlendosis in der Computertomographie unter besonderer Berücksichtigung der CT-Verfahren der Konstantstromtechnik, der Röhrenstrommodulation sowie der Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Bildrekonstruktionsalgorithmen untersucht. Hierzu wurden bundesweit Stichproben anonymisierter CT-Bilddatensätze von CT-Untersuchungen des Schädels, des Thorax, des Abdomens sowie von CT-Angiographien der A. pulmonalis erhoben und bezüglich der Strahlendosis sowie objektiver und subjektiver Bildgütekriterien ausgewertet.

3.3.1. Datenakquisition /257, 258/

Methodik und Verlauf der Datenakquisition wurden von folgenden Faktoren bestimmt:

- Auswahl radiologischer Einrichtungen zur potentiellen Teilnahme an der Studie nach logistischen Gesichtspunkten (Standorte, örtliche Gegebenheiten, persönliche Kontakte)
- Bereitschaft der potentiellen Teilnehmer zur Teilnahme an der Studie
- Ausgewogenheit der teilnehmenden radiologischen Einrichtungen bezüglich Organisationsstruktur, technischem Standard und klinischer Leistungsstärke
- Verfügbarkeit der in der Studie zu berücksichtigenden CT-Techniken in den teilnehmenden radiologischen Einrichtungen
- Abstimmung der Geräteeinstellungen auf die CT-Protokolle durch den CT-Geräte-Hersteller

3.3.1.1. Auswahl potenzieller Teilnehmer nach logistischen Gesichtspunkten /257, 258/

Zur Minimierung des für die Teilnehmer entstehenden Aufwandes wurden für die Datenakquise stets eine persönliche Betreuung sowie eine Barauszahlung der im Projekt vorgesehenen Aufwandsentschädigung vor Ort angeboten und in den meisten Fällen auch vor Ort durchgeführt. Entsprechend erfolgte die Auswahl der Studienteilnehmer nach geographischen und logistischen Gesichtspunkten; insbesondere wurden als geographische Schwerpunkte der Studie das Bundesland Bayern und als norddeutsches Pendant die Freie und Hansestadt Hamburg gewählt. Hingegen erfolgte selbstredend keine Vorauswahl bezüglich der Organisationsstruktur bzw. der zu erwartenden klinischen Leistungsstärke und der technischen Standards der radiologischen Institutionen; auf diese Weise wurde eine weitgehende Ausgewogenheit der teilnehmenden radiologischen Einrichtungen bezüglich Organisationsstruktur, technischem Standard und Leistungsstärke erzielt. Das Institut für klinische Radiologie des Klinikums der Universität München wurde bewusst nicht in die Studie mit aufgenommen, um mögliche subjektive Einflüsse auszuschließen. Somit kann die Häufigkeitsverteilung der vorgefundenen CT-Techniken wie Röhrenstrommodulation und Iterative Rekonstruktion zwar aufgrund der vergleichsweise geringen Zahl von 54 Abteilungen und Praxen nicht im Sinne einer statistisch repräsentativen Stichprobe gewertet, doch können Tendenzen innerhalb Deutschlands aufgezeigt werden.

3.3.1.2. Bereitschaft der potenziellen Teilnehmer zur Teilnahme an der Studie /257, 258/

Ein wesentliches Problem der Datenakquisition stellte die Bereitschaft der in den ausgewählten klinisch-radiologischen Einrichtungen tätigen leitenden Radiologen zur grundsätzlichen Teilnahme an einer - wenn auch retrospektiven und damit unaufwendigeren – wissenschaftlichen Studie dar. Aufgrund des heute vergleichsweise hohen Patientendurchsatzes in klinischen Einrichtungen und der konsekutiv meist außerordentlich hohen Arbeitsbelastung der radiologisch tätigen Kolleginnen und Kollegen geht die Teilnahme selbst an retrospektiv gestalteten wissenschaftlichen Studien mit einer Störung des klinischen Routinebetriebes einher und wird entsprechend vielfach als nicht zu vernachlässigende personelle Zusatzbelastung wahrgenommen. Nachdem sich eine Vorstellung des Forschungsprojektes auf radiologischen Kongressen als nicht zielführend erwies, wurde von der initial geplanten schriftlichen Erstkontaktierung potenzieller Teilnehmer abgesehen und die Erstkontaktierung potenzieller Teilnehmer stattdessen telefonisch vorgenommen. Die Vorteile der telefonischen Kontaktierung bestanden in einer Beschleunigung der Entscheidungsfindung durch rasche und interaktive Vermittlung der Projektinhalte und des Projektablaufes; auch konnten auf diese Weise im Falle einer positiven Entscheidung zur Teilnahme an der Studie die Teilnahmemodalitäten effizient kommuniziert werden.

Insbesondere wurde durch eine Vor-Ort-Betreuung der Datenerhebung und der Datenanonymisierung bei den einzelnen Teilnehmern eine Minimierung des den Teilnehmern entstehenden Aufwandes erzielt. Im Übrigen wurde die im Projekt vorgesehene pekuniäre Vergü-

tung des projektbezogenen Arbeitsaufwandes in Form von 20,00 € pro CT-Untersuchungsdatensatz von den meisten Teilnehmern keineswegs als entscheidungsmodulierend betrachtet; die Teilnahme erfolgte meist aus ideellen Gründen wie dem Interesse der Teilnehmer an einer Kontrolle und ggf. Verbesserung ihrer CT-Untersuchungspraxis oder aufgrund eines wissenschaftlichen Interesses der Teilnehmer.

Insgesamt wurden 80 radiologische Einrichtungen¹¹ telefonisch kontaktiert. Hiervon gewährten 43 Einrichtungen eine Zusage, und 41 Einrichtungen mit insgesamt 54 radiologischen Abteilungen bzw. Praxen wurden letztlich in die Studie einbezogen. In der Regel erforderte der Weg von der Erstkontaktierung bis zur Terminabsprache mehrere Telefonate. **Tab. 3.5** gibt einen Überblick über die Häufigkeitsverteilung der Zu- und Absagen.

Tab. 3.5. Ergebnis der telefonischen Kontaktierung radiologischer Einrichtungen¹².

	Absolute Häufigkeit	Relative Häufigkeit (%)
Hergestellte Kontakte:	80	100
Anzahl der Absagen:	39	49
Anzahl der Teilnehmer:	41	51
Anzahl der Abteilungen bzw. Praxen:	54	-

3.3.4. Dosisrekonstruktion [257, 258]

3.3.4.1. DICOM-Standard [257, 258]

Sämtliche Bilddatensätze lagen im DICOM-Standard vor. Der DICOM¹³-Standard [48] ist seit Jahrzehnten der am weitesten verbreitete Informationsstandard in der medizinischen Bildgebung. Er gestattet neben der Speicherung des Bilddatensatzes die Hinzufügung von Metadaten im sogenannten DICOM-Header, in welchem neben Metainformationen zur Bilddatenstruktur und Bilddarstellung auch Patientendaten, Befunddaten, Röntgenexpositionsdaten und Gerätedaten enthalten sein können. Hierzu werden in genau spezifizierten Datenfeldern (Tags) die zu dokumentierenden Daten in genau spezifizierten Datenformaten (Hexadezimaldarstellung, Gleitkommadarstellung, Ganzzahlendarstellung oder Stringvariablen darstellung) niedergelegt, wobei hoch standardisierte, sogenannte Official Tags für genau definierte Dateninhalte gemäß DICOM-Standard von gering standardisierten, sogenannten Private Tags für beliebige Inhalte unterschieden werden müssen. Der wesentliche Vorteil des DICOM-Standards besteht in seiner Anpassbarkeit an den gewünschten Informationsgehalt des Bilddatensatzes durch dynamische Datenfelder und damit in einer Optimierung des zu beanspruchten Speicherplatzes, der wesentliche Nachteil in einer äußerst komplexen und uneinheitlichen Datenstruktur. Wie in der Diskussion noch zu bemerken sein wird, bewirkt die in der Praxis durch die Gerätehersteller erfolgende, nicht-standardisierte und somit in Widerspruch zur Konzeption des DICOM-Standards stehende Belegung der DICOM-Tags bzw. die häufige Umgehung der standardisierten DICOM-Datenfelder durch Private Tags eine ganz erhebliche Komplikation rechnergestützter Analysen der DICOM-Bilddatensätze.

3.3.4.2. CT-Expo-Algorithmus [257, 258]

Die Rekonstruktion der bei den unterschiedlichen CT-Untersuchungstechniken applizierten Organ- und Effektivdosen erfolgte mit Hilfe des von *Stamm* und *Nagel* entwickelten, kommerziell verfügbaren Dosisrekonstruktionsalgorithmus CT-Expo, Version 2.3.1 [81]. Der

¹¹ Unter radiologischen Einrichtungen werden hier und im folgenden sowohl radiologische Abteilungen in Kliniken sowie Einzelpraxen als auch Praxisverbünde verstanden.

¹² Radiologische Praxisverbünde mit mehreren Standorten zählen hier einfach.

¹³ DICOM = Digital Imaging and Communications in Medicine.

Microsoft-Excel-assoziierte Algorithmus gestattet die Rekonstruktion der bei beliebigen Einzelschicht- und Spiral-CT-Untersuchungen in 31 Organen und Geweben des menschlichen Körpers applizierten Organdosen sowie die Berechnung der effektiven Dosen gemäß ICRP 60 [54] und ICRP 103 [55]. Grundlage für den Algorithmus bilden die von Zankl *et al* [84, 85] durch Monte-Carlo-Simulationen an den mathematischen MIRD-Phantomen ADAM und EVA [63, 83] ermittelten Konversionsfaktoren-Datensätze unter Einbeziehung der technischen Daten von 86 CT-Scanner-Typen von 8 Geräteherstellern. Da bei der Dosisrekonstruktion von CT-Untersuchungen unter Röhrenstrommodulation die approximative Verwendung mittlerer Röhrenströme an Stelle des angulo-axialen Röhrenstromprofils zu einer Fehleinschätzung der effektiven Dosis führen kann [678], verfügt die Software über eine Möglichkeit zur Berücksichtigung der Röhrenstrommodulation [41, 67]. Weiter existiert die Möglichkeit einer Overbeaming-Korrektur. Zur Angabe des zur Rekonstruktion von Organdosen zwingend notwendigen anatomischen Scanbereiches ist auf der Benutzeroberfläche des Programmes die manuelle Lokalisierung von Scanbeginn und Scanende auf einem Sagittalschnitt der der Berechnung der Konversionsfaktoren zugrundeliegenden mathematischen Phantome möglich (**Abb. 3.2**).

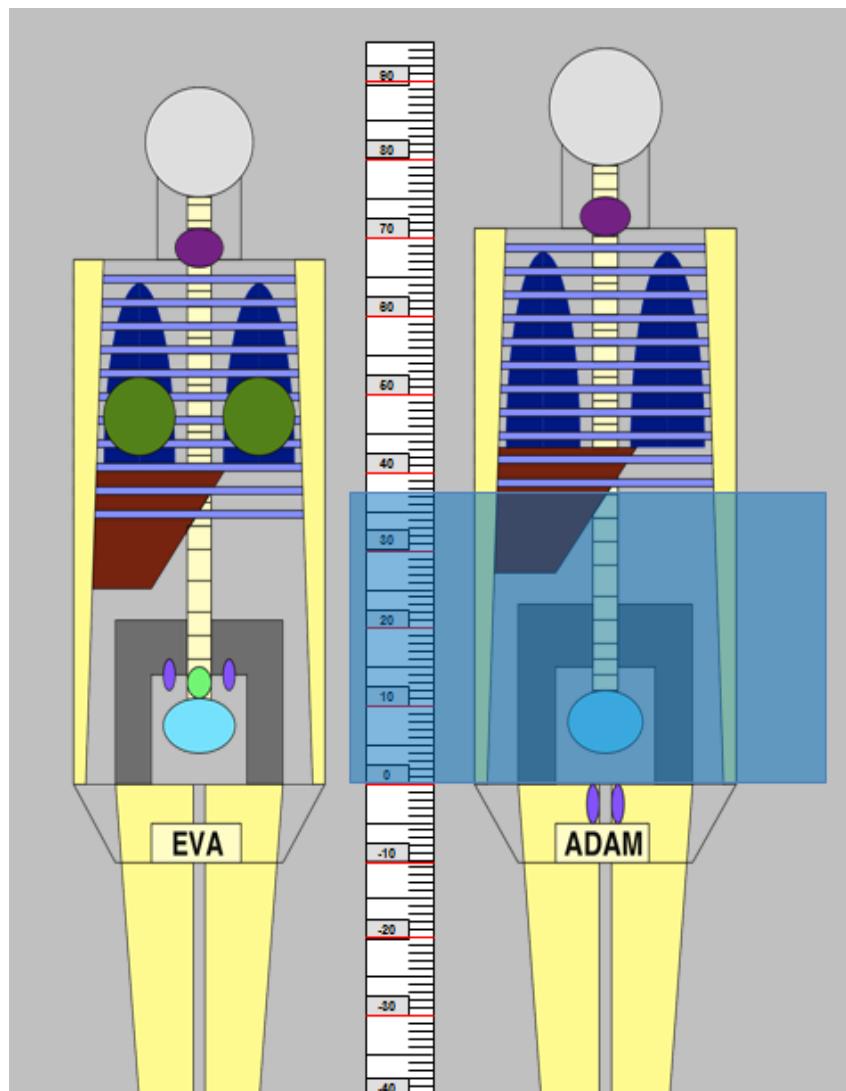


Abb. 3.2: Ausschnitt aus der Benutzeroberfläche des CT-Expo-Algorithmus. Exemplarisch wurde der einer CT-Untersuchung des Abdomens entsprechende Scanbereich am männlichen MIRD-Phantom ADAM durch den blau schattierten Bereich eingezeichnet.

Weiter sind die in **Tab. 3.6** aufgeführten Expositionsparameter manuell in der Benutzeroberfläche einzutragen.

Tab. 3.6: Expositionsdaten und Dosisgrößen in CT-Expo.

Größe	Inhärente Scannerdaten	Dateneingabe	Datenausgabe
Scanlänge L		L	
CTDI	n_{CTDI_w}		CTDI _w , CTDI _{vol}
Röhrenspannung U	U _{ref}	U	
Röhrenstrom I		I	
Rotationszeit t		t	
Gesamtkollimation N h		N s	
Tischvorschub TV bzw. Pitch p		TV	p
Korrekturfaktoren k	k		
Organdosen H			H
Effektive Dosis E			E

3.3.4.3. DICT-Algorithmus /257, 258/

Die Rekonstruktion der bei einzelnen CT-Untersuchungen applizierten Strahlendosen durch den CT-Expo-Algorithmus erfordert gemäß der Konzeption des Algorithmus die manuelle Eingabe sowohl des anatomischen Scancbereiches als auch der Expositionsparameter. Der CT-Expo-Algorithmus verfügt insbesondere über eine Option zur Berücksichtigung der Röhrenstrommodulation durch die Prozessierung eingepflegter typischer Röhrenstromprofile [67]. Da die genaue Form dieser Röhrenstromprofile in der eingesetzten Version der Software nicht dokumentiert wurde und diese Option aufgrund der a priori nicht auszuschließenden Komplexität der Röhrenstromprofile [677] nicht als mit Sicherheit als valide einzuschätzen war, wurde im Rahmen dieser Arbeit auf diese Option zugunsten der im folgenden beschriebenen Softwarelösung verzichtet.

Aufgrund des durch die Erfordernis einer Dosisrekonstruktion bei 465 Bildserien zu erwartenden Aufwandes sowie zur Sicherstellung der Validität der Dosisrekonstruktion bei CT-Untersuchungen unter Verwendung der Röhrenstrommodulation wurde ein im Folgenden als DICT-Algorithmus bezeichnetes Verfahren zur rechnergestützten Steuerung des CT-Expo-Algorithmus unter Einbindung der den DICOM-Headern zu entnehmenden dosimetrierelevanten Informationen entwickelt. Der DICT-Algorithmus gestattete die Automatisierung folgender Abläufe:

- Festlegung der Scancbereichsgrenzen durch Transformation der visuell anhand der Schnittbilder zu identifizierenden anatomischen Strukturen in die axialen metrischen Koordinaten der in den CT-Expo-Algorithmus implementierten mathematischen Phantome: Hierzu wurden die Scancbereichsgrenzen visuell anhand der Topogramme und Scanserien identifiziert und unter Angabe anatomischer Landmarken (Schäeldach, Orbita, Halswirbelkörper HWK 1 – 7, Brustwirbelkörper BWK 1 – 12, Lendenwirbelkörper 1 – 7, Sakralwirbelkörper SWK 1 – 5, proximaler Femur) in einer Datenbasis notiert. Die Zuordnung zu den metrischen Koordinaten in CT-Expo erfolgte über eine hierzu erstellte Koordinatentabelle mit den Koordinaten der Organe der mathematischen Phantome ADAM und EVA.
- Extraktion der DICOM-Metainformationen aus den DICOM-Headern jedes Schnittbild-datensatzes: Hierzu wurde anhand der DICOM-Spezifikationen mit Hilfe der Programmierumgebung VisualBasic, Microsoft Visual Studio 2010, Microsoft Corporation, eine Software zur Abfrage der in den DICOM-Headern der Scanserien enthaltenen DICOM-Tags entwickelt.
- Transformation der dosimetrierelevanten DICOM-Daten in den CT-Expo-Algorithmus: Hierzu wurde mittels der o. a. Programmierumgebung der Inhalt dosimetrierelevanter DICOM-Tags durch automatisierte Ansteuerung von CT-Expo in die entsprechenden Datenfelder von CT-Expo übertragen.

- Analyse der durch den CT-Expo-Algorithmus aus den DICOM-Daten errechneten Dosiswerte für jeden Schnittbilddatensatz unter Verzicht auf die CT-Expo-interne Berücksichtigung der Röhrenstrommodulation: Hierzu wurden die DICOM-Informationen der Schnittbilder jeder Scanserie einzeln ausgelesen, in CT-Expo überführt und die durch CT-Expo für jede Einzelschicht ermittelten Strahlendosen addiert.

Der DICT-Algorithmus wurde auf sämtliche Einzelschnittbilder aller Scanserien angewandt. Insbesondere wurde das im DICOM-Header jedes Einzelschnittbildes dokumentierte mAs-Produkt in den CT-Expo-Algorithmus übertragen, wodurch eine zuverlässige Berücksichtigung zumindest des longitudinalen Röhrenstrom-Profils möglich wurde, während sich durch die Zugrundelegung der in den DICOM-Headern dokumentierten und mithin als Mittelwerte über die transversalen Dosisprofile aufzufassenden mAs-Produkte die transversalen Röhrenstromprofile naturgemäß einer Berücksichtigung entzogen. Wie jedoch ein Vergleich beider Verfahren der Dosisrekonstruktion anhand von Stichproben zeigte, liefern beide Algorithmen weitestgehend übereinstimmende Ergebnisse, weswegen im CT-Expo-Algorithmus auf die Option zur Berücksichtigung der Röhrenstrommodulation zugunsten einer DICT-gestützten Implementierung realer longitudinaler Röhrenstromprofile verzichtet wurde. Ein unabhängig von dieser Arbeit entwickeltes ähnliches Procedere zur Berücksichtigung der Röhrenstrommodulation wurde im übrigen 2015 in [702] beschrieben. Ein dem Grundprinzip des DICT-Algorithmus verwandtes Verfahren wurde in [62] entwickelt.

3.3.4.4. Effektiver Diameter /257, 258/

Für jeden Patienten wurden durch eine Vermessung eines zentralen Schnittbildes einer Scanserie repräsentative sagittale und laterale Diameter der jeweiligen anatomischen Region bestimmt und hieraus der effektive Diameter gemäß Formel (2.22) ermittelt. Der effektive Diameter diente in den Darstellungen der Bildgüte und der Strahlendosis als Parameter zur Charakterisierung der anthropometrischen Eigenschaften des Patienten.

3.3.5. Ermittlung der Bildqualität /257, 258/

Für jede der betrachteten 465 Scanserien wurde jeweils die objektive und die subjektive Bildqualität durch manuelle Messung ermittelt¹⁴. Zur Betrachtung der Bilddatensätze sowie zur Messung der zur Bestimmung der objektiven Bildqualität erforderlichen Pixelwerte wurde die DICOM-Betrachtungssoftware RadiAnt, Version 1.9.16, des Herstellers Medixant eingesetzt. Die Pixelwerte wurden für jede Serie in Abhängigkeit von der Scanregion in jeweils einem definierten Schnittbild der Scanserie gemessen. Zur Bestimmung der subjektiven Bildqualität wurde die gesamte Scanserie an einem Monitor mit Befundungsqualität visuell durchmustert.

3.3.5.1. Messung der objektiven Bildqualität /257, 258/

Die Ermittlung der objektiven Bildqualität erfolgte für jede Scanserie in Abhängigkeit von der anatomischen Region der CT-Untersuchung durch Messung des Pixelrauschen in den in **Tab. 3.7** aufgeführten anatomischen Strukturen. Als Maß für das Pixelrauschen wurde die Standardabweichung der Hounsfield-Einheiten der Bildpixel in einem definierten Pixelareal des jeweils betrachteten Gewebebereiches herangezogen. Hierzu wurden in den in **Tab. 3.7** aufgeführten Organen und Geweben unter weitestgehender Vermeidung inhomogener Bereiche an jeweils etwa fünf Lokalisationen meist kreisförmige, hilfsweise auch ellipsoide Pixelareale mit einem Durchmesser von in aller Regel nicht unter 1 cm eingegrenzt, innerhalb derer jeweils Mittelwert und Standardabweichung der Hounsfield-Einheiten der Bildpixel bestimmt wurden.

¹⁴ Zwischenzeitlich wurden Verfahren zur automatischen Messung des Bildrauschen entwickelt [87].

Tab. 3.7: Messung der objektiven Bildqualität.

CT-Untersuchung	Axiale Position des Schnittbildes	Betrachtete anatomische Strukturen
Schädel	Seitenventrikel	Graue Substanz Liquor
Thorax / CTA-Pulmonalis	Truncus pulmonalis	Aorta descendens Thoracales Fettgewebe Thoracales Muskelgewebe
Abdomen / CTA-Aorta	Milzhilus	Aorta abdominalis Abdominales Fettgewebe Abdominales Muskelgewebe Lebergewebe Milzgewebe

Abb. 3.3 zeigt das Prinzip der Bestimmung der objektiven Bildqualität bei den CT-Untersuchungen des Schädelns, des Thorax und des Abdomens sowie bei der Pulmonalis-CTA; aus Gründen der Übersichtlichkeit wurde in jedem Gewebebereich nur ein einziges Pixelareal dargestellt. Ein Pixelareal mit einer Fläche von $1,0 \text{ cm}^2$ umfasste je nach räumlicher Auflösung des CT-Schnittbildes zwischen etwa 160 und 230 Bildpixel; die Fläche eines einzigen Bildpixels betrug demnach etwa zwischen $0,4 \text{ mm}^2$ und $0,6 \text{ mm}^2$.

Bildrauschen.

Als Maß für das Bildrauschen wurde gemäß den Ausführungen in **Abschnitt 2.4.2** die Standardabweichung der Hounsfield-Einheiten vom Mittelwert der Hounsfield-Einheiten in einem definierten Pixelareal betrachtet.

Signal-Rausch-Verhältnis.

Als Signal-Rausch-Verhältnis (signal-to-noise ratio, SNR) wurde gemäß Formel (2.18) in der Schädelregion bzw. in der Thorax- und Abdomenregion das Verhältnis aus der Hounsfield-Einheit in der weißen Substanz bzw. in den Lumina der Aorta thoracalis und der Aorta abdominalis, $HU_{Substantia_alba}$ bzw. $HU_{Aorta_thoracalis}$ und $HU_{aorta_abdominalis}$ und der mittleren Standardabweichung der Hounsfield-Einheit in der den Patienten umgebenden Luft, $s(HU_{Luft})$, herangezogen:

$$SNR_{Substantia_alba} = \frac{HU_{Substantia_alba}}{s(HU_{Luft})} \quad (3.1.a)$$

$$SNR_{Aorta_thoracalis} = \frac{HU_{Aorta_thoracalis}}{s(HU_{Luft})} \quad (3.1.b)$$

$$SNR_{Aorta_abdominalis} = \frac{HU_{Aorta_abdominalis}}{s(HU_{Luft})} \quad (3.1.c)$$

Kontrast-Rausch-Verhältnis.

Zur Berechnung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses (contrast-to-noise ratio, CNR) wurde gemäß Formel (2.19) in der Schädelregion bzw. in der Thorax- und Abdomenregion die Differenz der Hounsfield-Werte in der weißen Substanz bzw. in den Lumina der kontrastmittelführenden Aorta thoracalis und der kontrastmittelführenden Aorta abdominalis, $HU_{Substantia_alba}$ bzw. $HU_{Aorta_thoracalis}$ und $HU_{aorta_abdominalis}$, und dem Hounsfield-Wert im Liquor bzw. im Muskelgewebe der Thoraxwand und des Abdomens, HU_{Liquor} bzw. HU_{Muskel_Thorax} und $HU_{Muskel_Abdomen}$

auf die mittlere Standardabweichung des Hounsfield-Wertes in der den Patienten umgebenden Luft, $s(HU_{Luft})$, bezogen:

$$CNR_{Substantia_alba} = \frac{HU_{Substantia_alba} - HU_{Liquor}}{s(HU_{Luft})} \quad (3.2.a)$$

$$CNR_{Aorta_thoracalis} = \frac{HU_{Aorta_thoracalis} - HU_{Muskel_Thorax}}{s(HU_{Luft})} \quad (3.2.b)$$

$$CNR_{Aorta_abdominalis} = \frac{HU_{Aorta_abdominalis} - HU_{Muskel_Abdomen}}{s(HU_{Luft})} \quad (3.2.c)$$

3.3.5.2. Bestimmung der subjektiven Bildqualität [257, 258]

Zur Betrachtung der Bilddatensätze zur Bestimmung der subjektiven Bildqualität wurde wiederum die DICOM-Betrachtungssoftware RadiAnt, Version 1.9.16, des Herstellers Medixant in Verbindung mit geprüften Befundungsmonitoren verwendet. Die Beurteilung der subjektiven Bildqualität jeder Scanserie erfolgte anhand der in **Tab. 3.8** wiedergegebenen qualitativen 5-Punkte-Likert-Skala (1 = hervorragende Bildqualität, 2 = gute Bildqualität, 3 = befriedigende Bildqualität, 4 = ausreichende Bildqualität, 5 = ungenügende Bildqualität), wobei sowohl die Qualität der Darstellung der untersuchten anatomischen Region als auch die mutmaßliche diagnostische Verwertbarkeit des Gesamtbildes – allerdings ohne Kenntnis der klinischen Fragestellung - in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und von der verwendeten CT-Technik bewertet wurde. Die Beurteilung wurde jeweils unabhängig von einem Facharzt für diagnostische Radiologie mit mehrjähriger Berufserfahrung sowie von einem Weiterbildungsassistenten mit einem Berufsjahr Erfahrung vorgenommen; unabhängig hiervon wurde eine zusätzliche stichprobenartige Bewertung von einem weiteren radiologischen Facharzt mit mehrjähriger Berufserfahrung durchgeführt, deren Ergebnisse aufgrund der weitestgehenden Übereinstimmung zwischen beiden Fachärzten nicht explizit in der Studie berücksichtigt wurden.

Tab. 3.8: Likert-Skala zur Bewertung der subjektiven Bildqualität.

Wert	Beurteilungskriterium	
	Anatomische Strukturen: Darstellung und Abgrenzbarkeit	Diagnostische Verwertbarkeit
1	Hervorragend	
2	Gut	
3	Durchschnittlich	
4	Noch tolerabel	
5	Unzureichend	

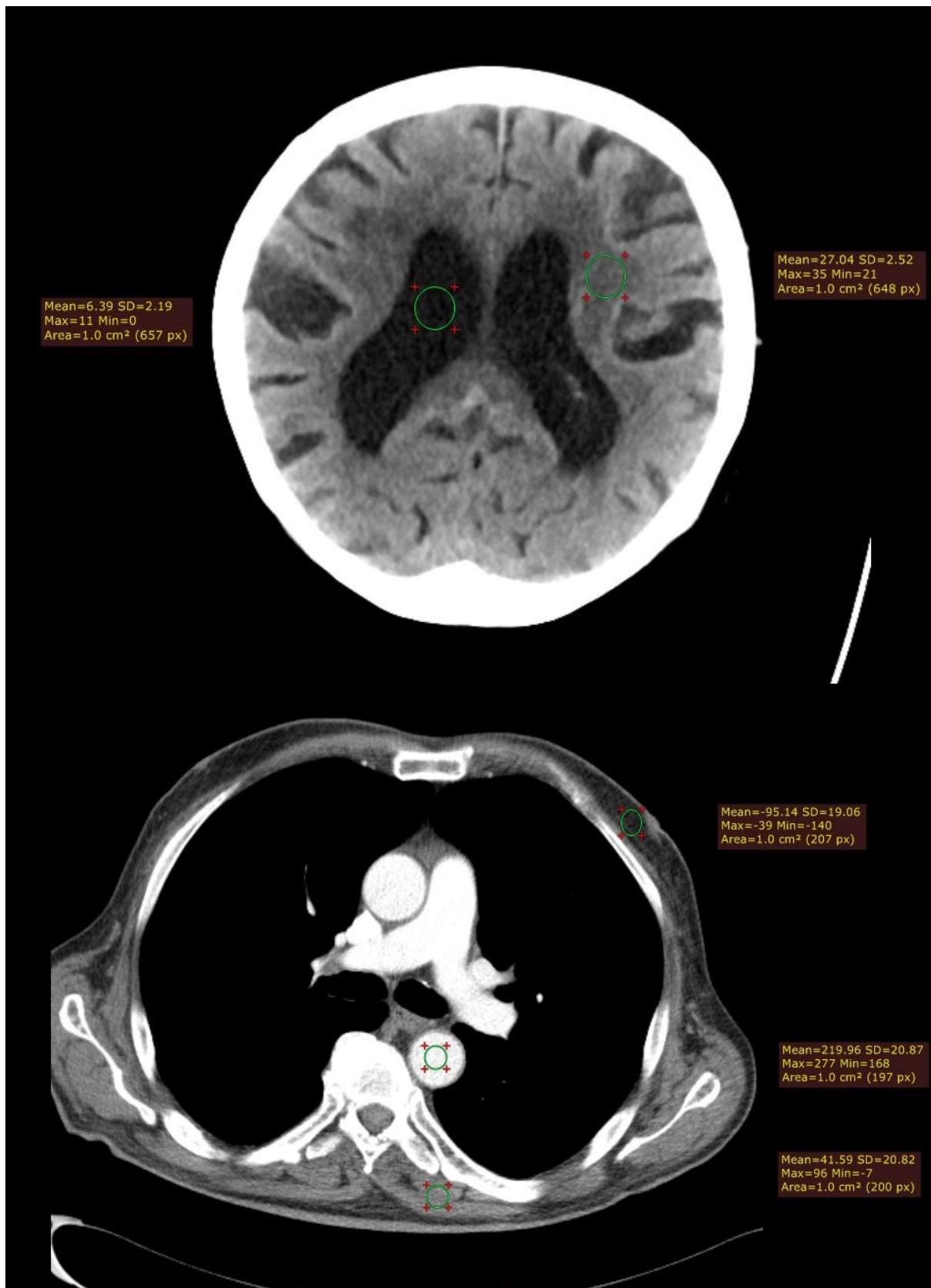


Abb. 3.3. a, b: Prinzip der Bestimmung der objektiven Bildqualität durch Berechnung der Standardabweichung der Pixelwerte in definierten Arealen (a) bei der CT des Schädel (oben) und (b) bei der CT des Thorax (unten).

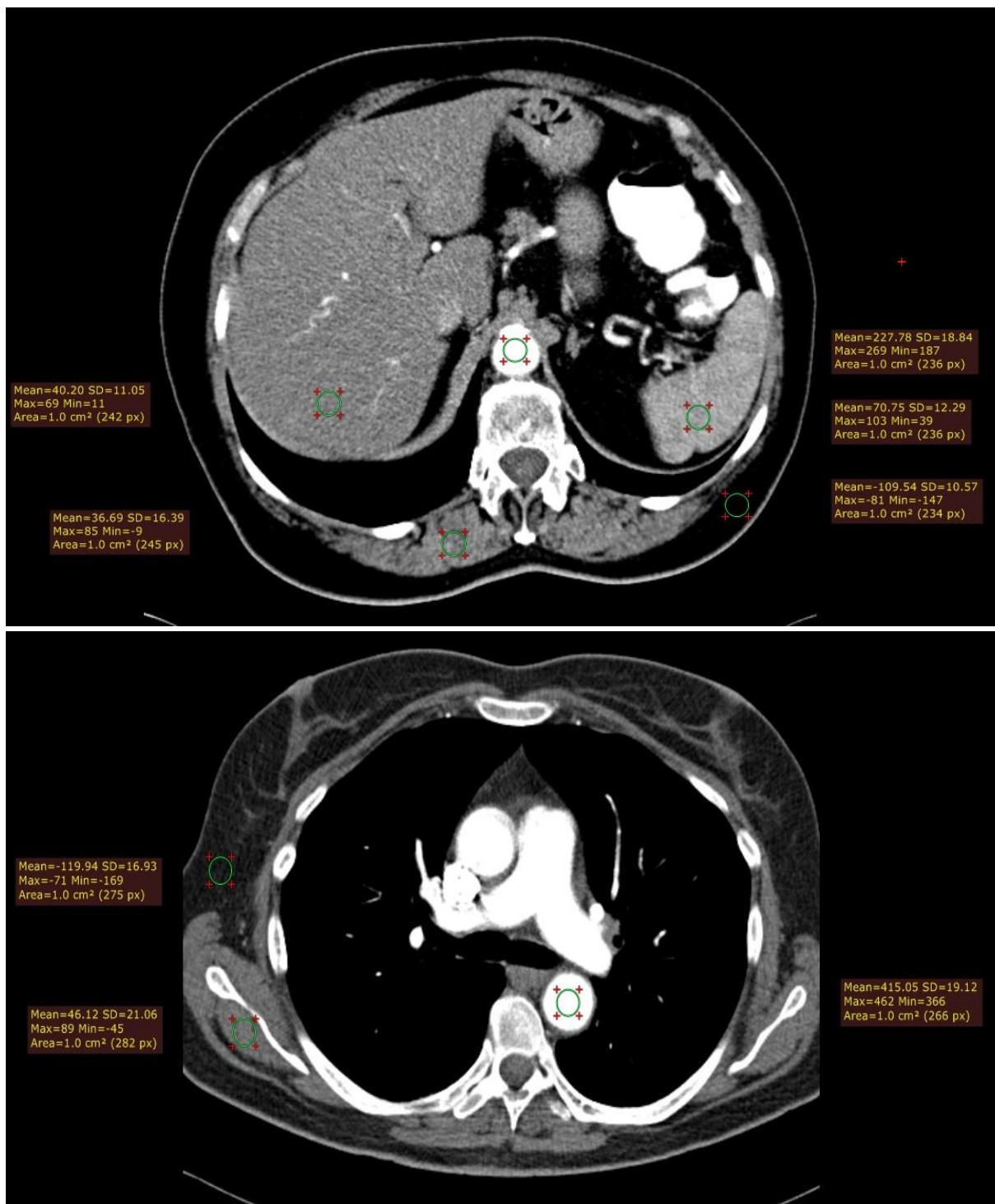


Abb. 3.3. c, d: Prinzip der Bestimmung der objektiven Bildqualität durch Berechnung der Standardabweichung der Pixelwerte in definierten Arealen (c) bei der CT des Abdomens (oben) und (d) bei der Pulmonalis-CTA (unten).

3.4. Phantommessungen [257, 258]

Zur Validierung des im Rahmen der vorliegenden retrospektiven Studie durchgeführten Dosisrekonstruktionsverfahrens erfolgte eine Simulation der CT-Untersuchung des Schädels, des Thorax und des Abdomens unter jeweiliger Anwendung der Konstantstromtechnik sowie der Röhrenstrommodulation an einem anthropomorphen physikalischen Phantom sowie die Messung der hierbei jeweils applizierten Organdosen sowie der jeweils erzielten Bildqualität.

Die CT-Untersuchungen wurden an einem 16-Zeilen-Scanner des Typs Brightspeed 16 der Firma General Electrics unter Anwendung von Standard-CT-Protokollen für die o.a. CT-Untersuchungen durchgeführt. Als virtueller Patient diente ein weibliches anthropomorphes Phantom (CIRS ATOM™, Norfolk, Virginia, USA [37], Modell 702-D) mit einem Körpergewicht von 55 kg, einer Körpergröße von 160 cm und einem sagittalen Diameter von 20 cm (Abb. 3.4). Das Phantom bestand aus einem schichtweisen Aufbau röntgenäquivalenter Knochen- Weichteil- und Lungengewebesurrogate und gestattete die Messung von Organdosen in 20 Referenzorganen. Zur Messung der Organdosen wurden pro Messreihe 208 energiekalibrierte LiF-TLD-Rods (TLD-100, Bicron-Harshaw, Cleveland, Ohio, USA) in den TLD-Aussparungen der einzelnen Organe und Gewebe angebracht. Darüber hinaus wurden Oberflächendosen mit Hilfe von rund 80 an der Körperoberfläche des Phantoms angebrachten TLD-Chips ermittelt. Die gesamte TLD-Dosimetrie wurde von Frau Ursula Lechel, Bundesamt für Strahlenschutz, im Rahmen des Forschungsprojektes durchgeführt.

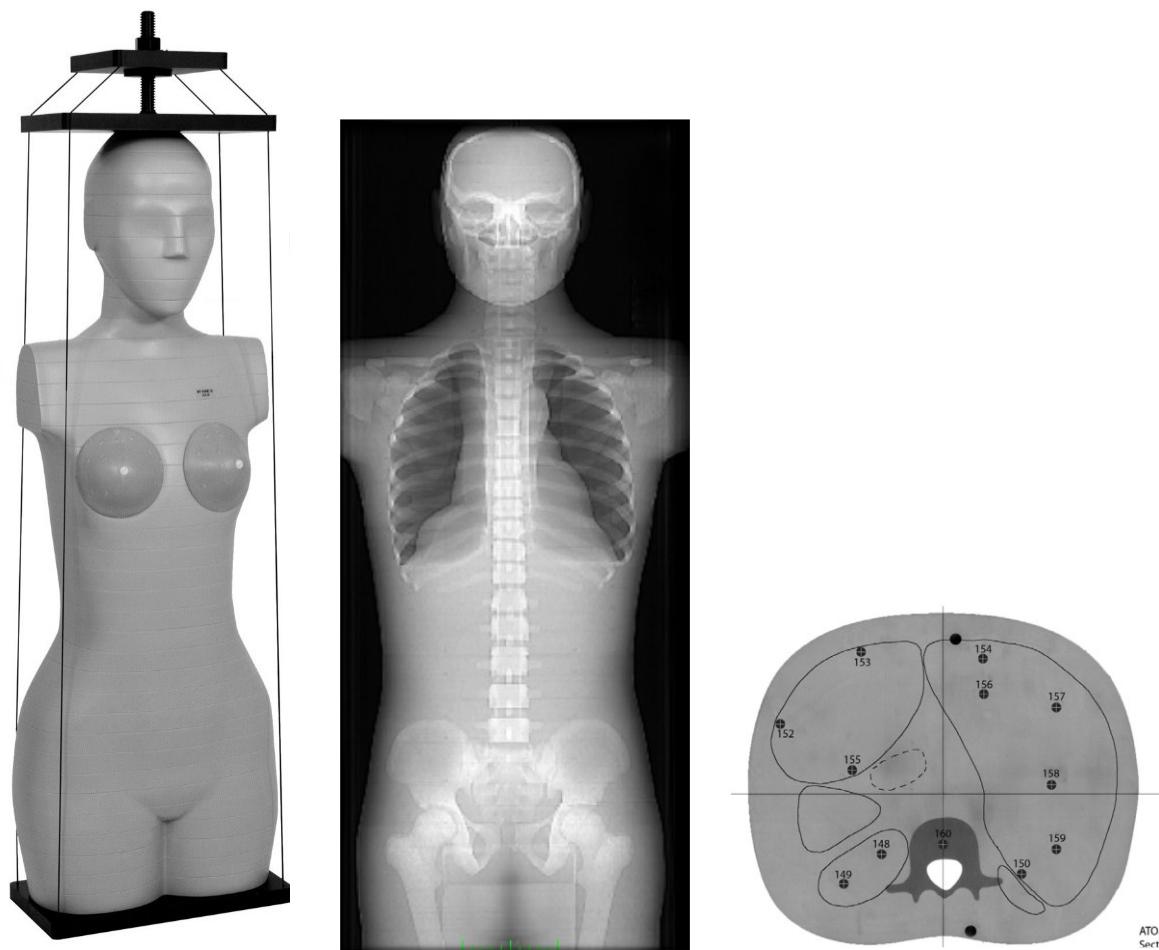


Abb. 3.4: CIRS ATOM™-Phantom [37]. (a) Links: Photographie des Phantoms. (b) Mitte: Übersichtsradiographie der Phantoms. (c) Rechts: Einzelschicht mit eingezeichneten Organkonturen und Aussparungen für die TLD-Dosimeter.

3.5. Statistische Analyse und Darstellung der Ergebnisse [257, 258]

Statistische Analyse.

In vorliegender Studie sollten die CT-Techniken der Konstantstromtechnik, der Dosismodulation und der Iterativen Rekonstruktion einander gegenübergestellt und in ihrer jeweiligen Auswirkung auf Bildqualität und Strahlendosis untersucht werden. Die Beantwortung der Frage nach signifikanten Unterschieden der CT-Techniken erfolgte hierbei mit Hilfe des statistischen ungepaarten t-Testes. Mit dem t-Test kann der Nachweis eines signifikanten Unterschiedes zwischen den Mittelwerten zweier Datenreihen geführt werden. Der Testparameter t repräsentiert hierbei die t-Statistik nach *Student* und der p-Wert die Wahrscheinlichkeit einer fälschlichen Annahme der Diversität der Datenreihen. Üblicherweise wird der Unterschied zwischen zwei Datenreihen bei einem p-Wert von bis zu 0,1 % als *hoch signifikant*, bei einem p-Wert von bis zu 1 % als *sehr signifikant* und bei einem p-Wert von bis zu 5 % als *signifikant* bezeichnet [40].

Zur Feststellung der linearen Korrelation zwischen einzelnen Merkmalen wurde eine lineare Regressionsanalyse durchgeführt. Als Parameter für das Maß der linearen Korrelation diente hier der Korrelationskoeffizient r^2 , welcher Werte von 0 (keine lineare Korrelation) bis 1 (sichere lineare Korrelation) aufweist.

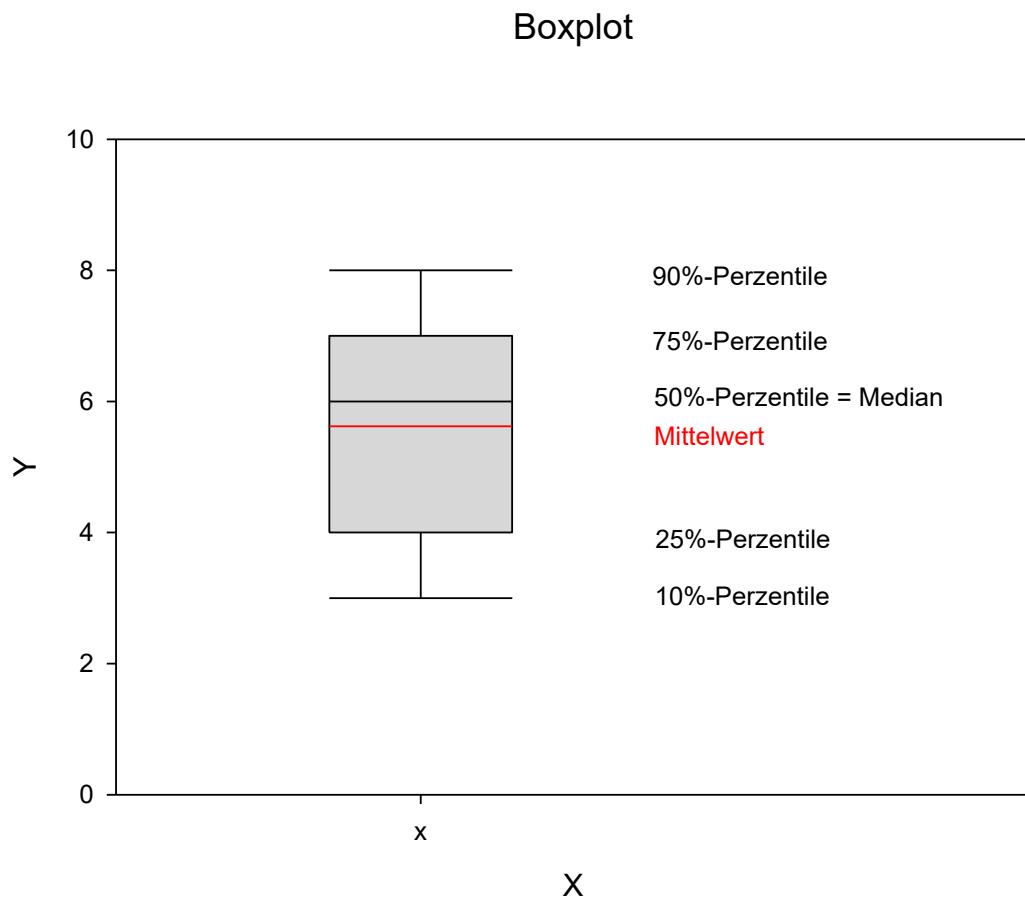


Abb. 3.5.: Boxplot mit einer Visualisierung der Häufigkeitsverteilung der y-Werte entlang der y-Achse anhand von 10%--, 25%--, 50%--, 75%--, und 95%-Perzentilen sowie vom Mittelwert.

Darstellung der Ergebnisse.

Die Ergebnisse wurden weitestgehend anhand von Box-Plots zur Visualisierung der Häufigkeitsverteilung der entsprechenden Werte dargestellt (Abb. 3.5). In der hier gewählten Darstellungsform entspricht der untere bzw. obere Fehlerbalken der 10%- bzw. 90%-Perzentile, die untere bzw. obere Begrenzungslinie einer Box der 25%- bzw. 75%-Perzentile und die Mittellinie der Box der 50%-Perzentile und damit dem Median der Datenreihe. Der Mittelwert jeder Datenreihe wurde in den Abbildungen durch eine rote Linie angedeutet.

Parallel zu den Boxplots wurden in einer Balkengraphik die zugehörigen Anzahlen der der statistischen Analyse der jeweils betrachteten Merkmale zugrundeliegenden CT-Untersuchungen oder CT-Serien dargestellt. Da die einzelnen Merkmale aufgrund des heterogenen Informationsgehaltes der DICOM-Datensätze nicht bei allen CT-Serien mit gleicher Häufigkeit erhoben werden konnten, ist die Anzahl der bei der Analyse der verschiedenen Merkmale jeweils tatsächlich verwendeten CT-Untersuchungen und CT-Serien einer gewissen Variationsbreite unterworfen. Aufgrund der vergleichsweise geringen Fallzahlen wurden die CT-Angiographien der Aorta thoracalis et abdominalis nicht in die graphischen Darstellungen und die statistischen Analysen aufgenommen.

4. Ergebnisse [94, 257, 258]

4.1. Literaturstudie [94, 257, 258]

4.1.1. Die Strahlenexposition des Patienten in der Computertomographie [94, 257, 258]

Schon wenige Jahre nach dem ersten klinischen Einsatz der initial für Schädeluntersuchungen konzipierten Computertomographie [119, 120] wurde erkannt, dass für den Patienten und hier besonders für die Augenlinse bei der CT des Schädels eine erhebliche lokale Strahlenexposition in der Größenordnung von bis zu 340 mGy bestehen konnte [334, 347, 348, 349, 353, 354, 356, 357, 365, 1017], zumal sich der Dosisbedarf computertomographischer Untersuchungen seitdem als um ein bis zwei Größenordnungen höher erweist als jener der konventionellen radiologischen Diagnostik [134, 148, 149, 311, 336, 866]. Aus dem gleichen Grunde wurde der Strahlenschutz des Patienten und hier insbesondere der des Kindes [866, 914, 1024] bereits in den 1980er-Jahren als von wesentlicher Bedeutung erkannt. Dennoch war der Dosisbedarf der CT bei besserer Performance zunächst deutlich geringer als jener der bis zur Einführung der CT durchgeführten konventionellen Tomographien [355]. Somit standen in den ersten Jahren der Nutzung der CT auch unter wirtschaftlichen Aspekten als Forderungen an die technische Weiterentwicklung der CT zunächst die Verbesserung der Bildqualität und der klinischen Performance im Vordergrund, wogegen dem Strahlenschutz noch keine wesentliche Bedeutung zuerkannt wurde [107].

Ebenfalls wenige Jahre nach der Etablierung der CT wurde aus klinischen Erwägungen heraus für die Zukunft mit steigenden CT-Untersuchungszahlen gerechnet [141]. In der Tat hat die CT als Schnittbildverfahren in der Erwachsenen- und in der Kinderradiologie nicht zuletzt durch die Entwicklung effizienterer Scanverfahren wie Spiral- und Mehrschichttechnik [164, 339, 1050], durch ihre zunehmende klinische Anwendbarkeit in der Notfalldiagnostik [123, 897] und durch ihre (im Übrigen keineswegs unumstrittene [234]) prinzipielle Anwendbarkeit als Screening-Verfahren [106, 411] zunehmende Verbreitung gefunden [906, 907, 908, 973, 974]. Entsprechend hat mit regionalen Unterschieden [26] die Anwendungshäufigkeit der CT seit ihrer Einführung in die klinische Medizin im Jahre 1973 um bis zu einen Faktor 10 [138] bis 20 [96, 210] und konsekutiv die durch die CT bedingte kollektive Strahlenexposition der Bevölkerung um bis zu einen Faktor 6 [12, 108, 121, 123, 137, 139, 143, 148, 149, 161, 226, 267, 280, 1004] zugenommen, wobei die Zunahme der absoluten Häufigkeit von CT-Untersuchungen nicht auf demographische Faktoren zurückzuführen zu sein scheint [179]. Entsprechend bilden CT-Untersuchungen heute weltweit einen wesentlichen Teil aller Röntgenuntersuchungen [218]. Auch in der Bundesrepublik Deutschland wird der Anstieg der individuellen kumulativen [186] und der kollektiven [185] Strahlenexposition im Wesentlichen durch die CT bestimmt [189], zumal bis vor wenigen Jahren der Dosisbedarf der einzelnen CT-Untersuchungen im klinischen Routinebetrieb nicht wesentlich reduziert werden konnte [309, 310]. Allerdings scheint in jüngster Zeit eine wesentliche Reduktion des Dosisbedarfs beobachtbar zu sein [145].

In der Kinderradiologie ist ebenfalls kein globaler Rückgang der CT-Untersuchungszahlen zu beobachten [972], wenngleich lokal fallende Tendenzen der CT-Untersuchungshäufigkeiten erkennbar sind [960], wobei in Japan wohl die Wahrnehmung des Strahlenrisikos nach dem Reaktorunfall von Fukushima zu einer signifikanten Abnahme pädiatrischer CT-Untersuchungen beigetragen hat [971]; eine dramatische Reduzierung der CT-Untersuchungszahlen mit gleichzeitiger Reduktion des Dosisbedarfs beschränkt sich in der Kinderradiologie offenbar auf einzelne kinderradiologische Einrichtungen [890]. Ein Anstieg der CT-Untersuchungshäufigkeiten bei Kindern ist insbesondere in Abteilungen der Erwachsenenradiologie zu beobachten [917]. In der pädiatrischen Radiologie sind besonders Neugeborene und Säuglinge von pädiatrischen CT-Untersuchungen betroffen [22, 972]; allerdings ist bei Kindern aller

Altersstufen die durch röntgendiagnostische Maßnahmen insgesamt bedingte durchschnittliche Strahlenexposition vergleichsweise gering [955], wobei allerdings in Analogie zur Erwachsenenradiologie der relative Dosiseintrag durch computertomographische Untersuchungen sehr beträchtlich ist und ganz wesentlich zur kumulativen Strahlenexposition von Kindern beiträgt [989, 1012].

Angesichts der Zunahme der Strahlenexposition des Patienten durch die CT und den sich mehrenden mathematischen [9, 10, 11, 18, 22, 23, 24], strahlenbiologischen [29, 30, 31, 32, 34, 33, 34, 35, 36] und strahlenepidemiologischen [15, 16, 19, 20, 28] Hinweisen auf eine Erhöhung des stochastischen Strahlenrisikos¹⁵ in der Folge von CT-Untersuchungen sind an den medizinischen Strahlenschutz des 21. Jahrhunderts besondere Anforderungen zu stellen [13, 99, 109, 115, 138, 144], zumal der Strahlenschutz besonders in der CT ein multimodaler Prozess ist [124, 130, 890, 1045]. Insbesondere in der Kinderradiologie stellt der Strahlenschutz aufgrund der hohen Heterogenität der anthropometrischen Merkmale der Patienten und der vergleichsweise hohen Strahlenempfindlichkeit des Kindes eine besondere Herausforderung dar [868, 876, 879, 910, 913, 916, 921, 925, 926, 927, 1045], sodass die praktische Umsetzung von an die Erfordernisse der pädiatrischen Radiologie adaptierten Strahlenschutzkonzepten noch vergleichsweise am Anfang steht [865, 871, 898, 921, 923], wobei jedoch Abteilungen der Kinderradiologie im Einzelfalle bessere Ergebnisse erzielen als solche der Erwachsenenradiologie [1050]. In zunehmendem Maße wird vor allem bei Kindern ein restriktiver Umgang mit der computertomographischen Bildgebung gefordert [880, 883], insbesondere im Rahmen der US-amerikanischen Image-Gently-Kampagne [881, 885, 887, 888, 889, 891], in welcher auch moderne Verfahren zur Dosisreduktion in der Computertomographie in den Vordergrund gerückt werden. Allerdings scheinen derartige Bemühungen im Wesentlichen auf die westlichen Industrienationen beschränkt zu sein [976], zumal in den anderen Nationen die Strahlenexposition bei pädiatrischen CT-Untersuchungen einer Schwankungsbreite von bis zu einem Faktor 100 unterworfen ist [976]. Ein wesentlicher Schritt auf diesem Wege stellt in der pädiatrischen Radiologie die Formulierung patientenspezifischer CT-Untersuchungsprotokolle dar [920].

Eine wesentliche Voraussetzung für einen evidenzbasierten Strahlenschutz bildet naturgemäß der fachliche Kenntnisstand der in die Anwendung ionisierender Strahlung involvierten Personenkreise [100, 125, 126, 130, 146, 150, 152, 162, 271, 867, 1001]. Sehr häufig scheint der Dosisbedarf konventioneller wie computertomographischer Röntgenuntersuchungen seitens der anwendenden Radiologen einer Fehleinschätzung unterworfen zu sein [100, 125, 126]. Eine derartige Fehleinschätzung dürfte mit einer Fehleinschätzung des stochastischen Strahlenrisikos einhergehen und damit zu einer Relativierung der wirkungsvollsten Strahlenschutzmaßnahme von allen führen, welche naturgemäß in der Stellung der Rechtfertigenden Indikation besteht [150], wobei unter Berücksichtigung alternativer bildgebender Untersuchungsverfahren wie der MRT oder der Sonographie [101, 154, 197] eine Abwägung zwischen dem konkreten klinischen Nutzen und dem abstrakten Strahlenrisiko einer radiologischen Untersuchung zu erfolgen hat [98, 110, 864]; im Übrigen übersteigt bei korrekter Indikationsstellung der tatsächliche klinische Nutzen das potentielle stochastische Strahlenrisiko bei weitem [14, 18, 20, 27, 140, 311], ein Faktum, welches insbesondere für die Risikokommunikation mit dem Patienten von Bedeutung ist [111, 126, 155, 864, 896].

Das zunehmende strahlenhygienische Bewusstsein in Radiologie, Medizinphysik und Industrie, wie es sich auch in einer zunehmenden wissenschaftlichen Auseinandersetzung mit der Thematik des Strahlenschutzes widerspiegelt [89, 90], haben in den letzten Jahren strahlenhygienisch relevante Fortschritte in der Weiterentwicklung der CT-Technik und trotz stei-

¹⁵ Allerdings stehen die gegenwärtigen strahlenepidemiologischen Befunde nicht zuletzt aus methodischen Gründen in Kritik [17]; so mag das von der pädiatrischen Computertomographie ausgehende stochastische Strahlenrisiko derzeit eher überschätzt werden [17].

gender Untersuchungszahlen eine Reduktion der Strahlenexposition durch CT-Untersuchungen bewirken können [97]; die in den letzten Jahren entwickelten Dosisreduktionsalgorithmen haben zu einer Verminderung des Dosisbedarfs einer CT-Einzeluntersuchung um bis zu einen Faktor 2 geführt [699].

Es existieren zahlreiche Maßnahmen zur Optimierung der Strahlenexposition in der CT [102, 104, 105, 112, 113, 114, 122, 129, 136, 142, 156, 157, 159, 160, 271, 332, 382, 902, 913, 919, 922], wobei die Abwägung des Einflusses der einzelnen Einflussgrößen vor allem in der Kinderradiologie [869, 875, 877, 878, 882, 898, 902, 905, 913, 919, 922, 1067, 1068] von erheblicher Bedeutung ist. Mehr noch als in der allgemeinen Radiologie ist in der Kinderradiologie ein „ganzheitlicher“ Strahlenschutz, beginnend bei der Indikationsstellung [158, 870, 875, 895, 903, 918] und endend bei der Optimierung und Standardisierung der Untersuchungsprotokolle [867, 893, 894, 904, 912, 913, 915, 918, 970, 983, 1067, 1068] vor dem Hintergrund einer diagnostisch vernünftigen Bildqualität [103, 363, 872, 873, 874, 878, 911, 913, 1049] zu fordern [97, 866, 885, 888, 886, 887, 884, 892, 899, 900, 901, 909, 919, 925, 926, 927].

4.1.2. Dosiswerte /94, 257, 258/

In **Abschnitt 8** werden tabellarisch Dosiswerte aufgeführt, wie sie den in **Abschnitt 6** wiedergegebenen Referenzen entnommen werden konnten. Allerdings sind die angegebenen Dosiswerte einer erheblichen intrainstitutionellen und interinstitutionellen Schwankungsbreite unterworfen. Zu dieser Schwankungsbreite trägt bereits die Variationsbreite der Dosisangaben durch die verschiedenen CT-Scanner bei, welche bis zu 10% betragen kann [82] und gemäß DIN EN 61223-2-6 sogar 10% bis 20% betragen darf [47]. Aufgrund der Diversität der Expositionsparameter, der weitgehend fehlenden Standardisierung der Untersuchungsprotokolle und der zahlreichen in Betrieb befindlichen Scannertypen und Scannerfabrikate erweist sich daher ein Vergleich der strahlenhygienischen Relevanz der unterschiedlichen CT-Technologien a priori als nicht unproblematisch. Bereits in einer frühen bundesdeutschen Feldstudie zur Strahlenexposition des Patienten durch die CT mit einer Angabe der bei verschiedenen CT-Untersuchungen frei in Luft applizierten Dosis als vergleichbar wohldefinierter Dosisgröße erwies sich die dennoch erhebliche Variation der Dosiswerte [322] als Komplikation für eine Abschätzung der tatsächlich stattgehabten individuellen Patientenexposition [245]. Aus diesem Grunde wurde in der vorliegenden Literaturstudie der Versuch unternommen, dieser inhärenten Problematik durch eine Erfassung möglichst zahlreicher Quellenangaben zur Strahlenexposition des Patienten zu begegnen.

4.1.2.1. Nationale und internationale Übersichtsstudien für Erwachsene /94, 257, 258/

Abb. 4.1 zeigt die Verteilung der in **Abschnitt 8** in **Tab. 8.1** aufgeführten 75%-Perzentilen der nationalen DLP-Werte für die Standard-CT-Untersuchungen des Schädels, des Thorax und des Abdomens in einer Gegenüberstellung mit den Referenzwerten der Europäischen Kommission [201]. Als effektive Dosen referierte Werte wurden mittels der z. B. in [979] zitierten Konversionsfaktoren in entsprechende DLP-Werte zurückgerechnet. **Abb. 4.2** illustriert den zeitlichen Verlauf der mittleren effektiven Dosis pro Einwohner, wie sie auf CT-Untersuchungen zurückzuführen ist. Demnach hat sich der Dosiseintrag der CT seit den 1990er-Jahren etwa verzehnfacht.

In **Tab. 8.1** bzw. **Tab. 8.4** und **Tab. 8.5** wurden die Ergebnisse in der Literatur auffindbarer nationaler und internationaler Dosisstudien bei Erwachsenen bzw. bei Kindern aufgeführt, wie sie vielfach als Ausgangswerte für lokale oder nationale Referenzwerte herangezogen wurden.

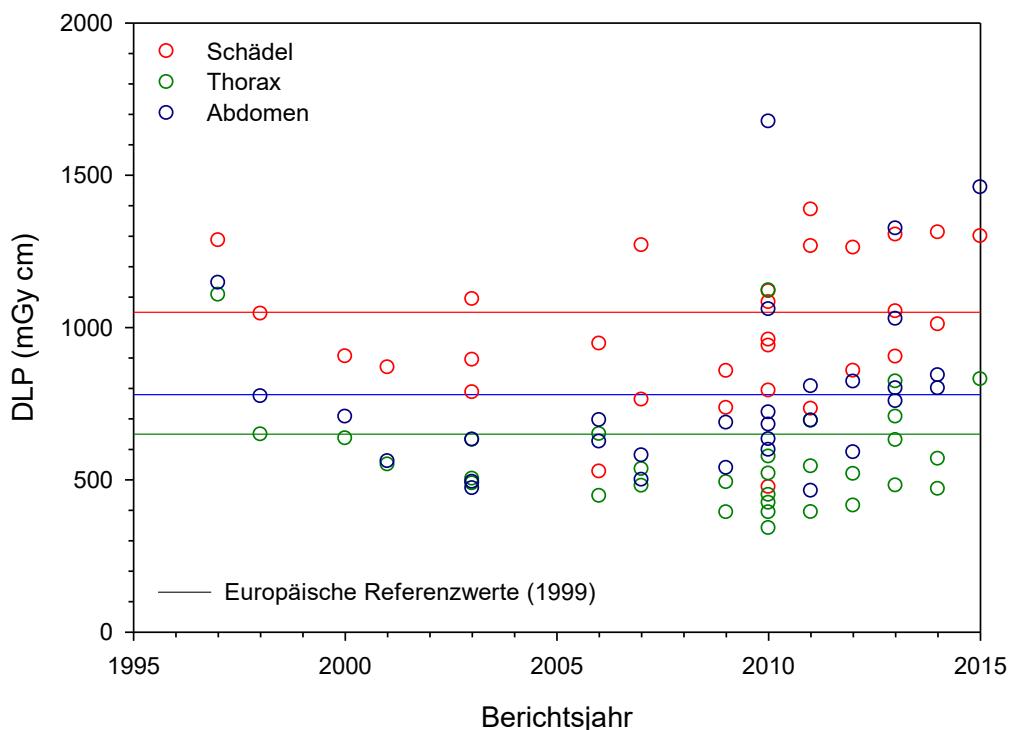


Abb. 4.1: Nationale DLP-Werte (75%-Perzentilen) in Abhängigkeit vom Publikationsjahr in Gegenüberstellung mit den Referenzwerten der Europäischen Kommission [201]. Die Daten wurden Tab. 8.1 entnommen.

4.1.2.2. Nationale und internationale Referenzwerte [94, 257, 258]

Vor dem Hintergrund des stochastischen Strahlenrisikos ist die Etablierung von Dosisreferenzwerten (dose reference levels, DRL) als Richtwerten zur Regulierung der Strahlenexposition und zur Risikokommunikation sinnvoll [161, 183, 191, 198, 202, 209, 231, 277]¹⁶. Seit einem entsprechenden Vorschlag der ICRP wurden in vielen Ländern Dosisreferenzwerte aus nationalen Übersichtsstudien abgeleitet. In Tab. 8.8 wurden nationale Referenzwerte für Erwachsene aufgeführt, wie sie in verschiedenen Ländern zu unterschiedlichen Zeitpunkten etabliert wurden. Abb. 4.3 zeigt Referenzwerte verschiedener Länder in Abhängigkeit vom Berichtsjahr in Gegenüberstellung mit den Referenzwerten der Europäischen Kommission [202]. Die Umsetzung des Konzeptes in der klinischen Praxis erweist sich jedoch noch vereinzelt als problematisch [180]. Insbesondere für die Anwendung des Referenzwert-Konzeptes in der pädiatrischen Radiologie scheint aufgrund der hohen interindividuellen Schwankungsbreite der anthropometrischen Parameter innerhalb einer Altersgruppe beispielsweise das Körpergewicht an Stelle des Lebensalters des Kindes zur Festlegung von Referenzwerten weitaus besser geeignet [964]; zumindest ist eine sich an anthropometrischen Merkmalen orientierende Altersgruppierung von Dosisreferenzwerten für die pädiatrische Radiologie anzustreben [950].

¹⁶ Allerdings ist das Konzept der Dosisreferenzwerte in seiner gegenwärtigen Form im wesentlichen auf die Strahlendosis ohne explizite Berücksichtigung der Bildqualität beschränkt und damit ein klinisch umstrittenes Konzept; nach einem neueren Vorschlag könnte an Stelle des Konzeptes der Dosisreferenzwerte das Konzept der Dosis der akzeptablen Bildqualität (acceptable quality dose, AQD) treten, welches den zur Erzielung einer vernünftigen Bildqualität erforderlichen Dosisbedarf einer Röntgenuntersuchungstechnik berücksichtigt [252, 253].

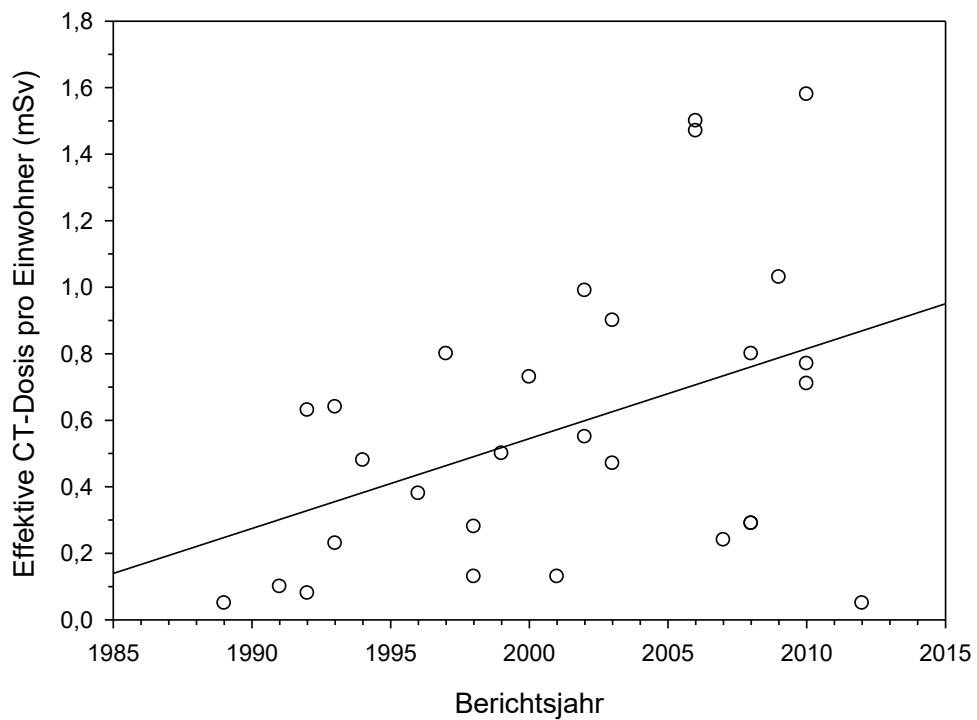


Abb. 4.2: Mittlerer Dosiseintrag durch die CT pro Einwohner. Die Daten wurden Tab. 8.3 entnommen.

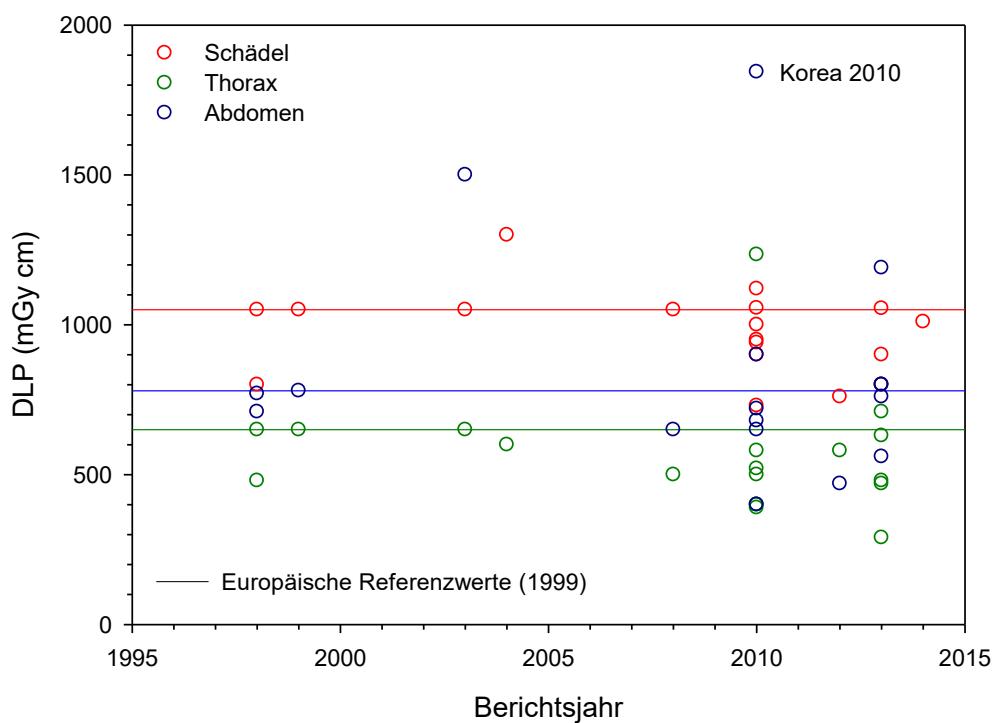


Abb. 4.3: Referenzwerte verschiedener Länder in Abhängigkeit vom Berichtsjahr in Gegenüberstellung mit den Referenzwerten der Europäischen Kommission [202]. Die Daten wurden Tab. 8.8 entnommen. Diesen Referenzwerten können im Einzelfall die 75%-Perzentilen der nationalen Studien aus Abb. 4.1 zugrunde gelegt worden sein. Die höchsten Referenzwerte stammen aus Korea [193].

4.1.3. Einfluss verschiedener Faktoren auf die Strahlenexposition des Patienten bei CT-Untersuchungen [94, 257, 258]

Die Strahlenexposition des Patienten ist von zahlreichen patientenspezifischen, gerätespezifischen und protokollspezifischen Faktoren abhängig. Diese Faktoren sollen im Folgenden weitgehend separat dargestellt werden, wenngleich sie in praxi großenteils in Wechselwirkung miteinander stehen.

4.1.3.1. Anthropometrie des Patienten [94, 257, 258]

Die Strahlenexposition des Patienten wird wesentlich von dessen anthropometrischen Merkmalen bestimmt, da bei gegebener Bildempfängererdosis der Dosisbedarf einer Röntgenuntersuchung entsprechende den strahlenphysikalischen Gegebenheiten exponentiell mit dem Durchstrahlungsdurchmesser der entsprechenden anatomischen Region steigt. Aus diesem Grunde ist der Durchstrahlungsdurchmesser [930] oder der aus dem Sagittal- und Lateraldiameter zu errechnende effektive Durchmesser [380, 415, 930] des Patienten zur Charakterisierung des Dosisbedarfs einer Röntgenuntersuchung weitaus besser geeignet als alle anderen anthropometrischen Kenngrößen [169, 170, 670, 939, 941, 942] wie Lebensalter, Körpergröße, Körpergewicht, BMI oder die als dosimetrisch relevante anthropometrische Kenngröße vorgeschlagene Circumferenz des Patientenquerschnitts [945]. Vor allem in der Kinderradiologie bildet aufgrund der besonders hohen interindividuellen Schwankungsbreite der anthropometrischen Parameter um den Median der jeweiligen Altersstufe eine möglichst individuelle Anpassung der Untersuchungsprotokolle an die Anthropometrie des Patienten eine wesentliche Grundlage der Optimierung von Strahlendosis und Bildqualität [99, 931, 933, 935, 944, 1021, 1022, 1043, 1044]. Umgekehrt ist die Berücksichtigung der anthropometrischen Parameter bei Kindern für eine valide Dosisrekonstruktion von erheblicher Bedeutung, zumal die Angabe der meist auf 16cm- und 32cm-PMMA-Phantome bezogenen Volumen-CTDI-Werte bei Kindern für eine korrekte Einschätzung der Strahlendosis aufgrund der erheblichen Abweichung der tatsächlichen Patienten-Diameter von den Standard-Diametern der PMMA-Phantome unzureichend ist; im Regelfall wird die Strahlenexposition pädiatrischer Patienten durch die auf 16 cm- bzw. 32 cm-PMMA-Phantome bezogenen Volumen-CTDIs [941, 942] bei weitem unterschätzt. Aus diesem Grunde wurde das Konzept des Size Specific Dose Estimate (SSDE) zur Hochrechnung realistischerer Körperdosen aus den Volumen-CTDIs unter Berücksichtigung der realen Patientendiameter entwickelt [929, 932, 936, 946, 948, 949, 958] (das SSDE-Konzept wird in zunehmendem Maße auch für die Erstellung von Dosisreferenzwerten in der pädiatrischen Radiologie verwendet [958]). Bei der Rekonstruktion der bei Kindern applizierten Organdosen ist darüber hinaus zu beachten, dass zwar der Dosisbedarf bei niedrigeren Lebensaltern geringer ist, jedoch der relative Dosisbeitrag mit abnehmendem Lebensalter ansteigt und daher bei Kindern deutlich höher ist als bei Erwachsenen [z. B. 1023]. Somit weist die Höhe der im Rahmen von CT-Untersuchungen applizierten Organdosen eine starke Abhängigkeit von den anthropometrischen Eigenschaften der Patienten auf [165, 166, 380, 381, 415, 450, 943, 948, 949, 963, 1043]. Aus analogen Gründen sind die Ergebnisse einer Dosisrekonstruktion ganz erheblich vom zugrundeliegenden Phantommodell abhängig [51, 86].

Bei der Beurteilung der Validität der effektiven Dosiswerte ist daher zu beachten, dass die der Dosisberechnung aus den dosimetrischen Basisdaten wie dem CTDI zugrundeliegenden Modellannahmen aufgrund der interindividuellen Variation der anthropometrischen Kenndaten der betrachteten Patientenkollektive eine inhärente Unsicherheit in der Bestimmung der effektiven Dosis in der Größenordnung von 100% bedingen [44]. Speziell in der Kinderradiologie besteht durch die Vielzahl der in Verwendung befindlichen Dosisgrößen eine erhebliche Unsicherheit in der Beurteilung der tatsächlich applizierten pädiatrischen Strahlendosen [923].

4.1.3.2. Scannerfabrikate /94, 257, 258/

Grundsätzlich kann bei vergleichbaren Untersuchungsprotokollen die erforderliche Strahlendosis erheblich zwischen den Scannerfabrikaten variieren [79, 149, 215, 239, 267, 295, 321, 324, 327, 328, 329, 330, 333, 360]. Auch kann der Dosisbedarf einer bestimmten CT-Untersuchung trotz Verwendung von CT-Scannern des gleichen Herstellers und Herstellertyps interinstitutionell einer Variation um bis zu einen Faktor 5 unterworfen sein [79, 215, 321, 322, 325, 326, 327, 360]. Hierzu trägt ganz wesentlich der Einfluss der technischen Strahlenexpositionsparameter auf die Strahlendosis bei [128, 133, 325, 326, 327, 360, 382, 539].

4.1.3.3. Scanteknik /94, 257, 258/

Spiral-CT. Die Entwicklung der Spiral-CT-Technik [119, 336] und der Mehrschicht-CT-Technik [127, 337, 340] haben bei gleichzeitiger Verbesserung der Bildqualität und der klinischen Performance zu einer Erhöhung der Strahlenexposition geführt. Beispielsweise bedingt gemäß Phantomstudien die Anwendung der Spiraltechnik bei der Schädel-CT gegenüber der sequentiellen Technik eine Verdoppelung bis Verdreifachung der Organdosen [320] bzw. eine Erhöhung der effektiven Dosis um einen Faktor 1,6 [539] (bei der Bewertung der Organdosen ist jedoch zu beachten, dass deren Höhe entscheidend von der Erfassung des Organs oder Gewebes durch das Strahlenfeld bestimmt wird und im Spiralmodus in Abhängigkeit vom Startwinkel der Gantryposition entsprechend den longitudinalen Organdiametern beim Säugling um bis zu 2% und beim Erwachsenen um bis zu 20% und variieren kann [1008]). Gemäß klinischen Vergleichsstudien kann aber die Anwendung der Spiral-CT-Technik gegenüber der konventionellen Einzelschicht-CT-Technik in Abhängigkeit vom Untersuchungsprotokoll auch mit einer Reduktion des Dosisbedarfs [310] von 36-72% einhergehen [302].

Tab. 4.1. Einfluss der Zeilenzahl auf die effektive Dosis.

Zeilenzahl	Reduktion* der effektiven Dosis um				
	Thorax	Thorax-HR	Abdomen	Ganzkörper	Cardio-CTA
4 → 8	-38% [341]				
4 → 16	2% [341]				
4 → 64	8% [338]		1% [338]	8% [338]	
8 → 16	29% [341]				
8 → 64	56% [287]	64% [287]	11% [287]	52% [287]	
16 → 32	7% [1036]				
16 → 64	10% [1033] 11% [1036] 22% [343]				
16 → 128	28% [343]				
16 → 320	33% [1036]				
32 → 64	5% [1036]				
32 → 320	28% [1036]				
64 → 128	8% [343]				-38% [471]
64 → 256					50% [462]
64 → 320	25% [1036]				7% [471] 29% [497]
128 → 320					44% [471]

* Negative Werte kennzeichnen einen Anstieg der effektiven Dosis.

Mehrschicht-CT (MSCT) und Mehr-Detektor-CT (MDCT). Die in der internationalen Literatur auffindbaren Angaben zum Einfluss der Detektorzahl auf die Strahlenexposition im Rahmen einer CT-Untersuchung sind teilweise widersprüchlicher Natur (Tab. 4.1). Möglicherweise spielen hier Overbeaming-Effekte eine Rolle, die bei einer Zeilenzahl von 4 am stärksten ausgeprägt zu sein scheinen und mit höheren Zeilenzahlen wieder abnehmen [135]. Generell bedingt die Anwendung höherer Zeilenzahlen unter sonst vergleichbaren Expositionsbedin-

gungen eine Abnahme der Strahlenexposition, wie beispielsweise anhand einer Phantomstudie zwischen verschiedenzeitigen Scannern gezeigt werden konnte [342]. Andererseits existieren Hinweise darauf, dass je nach Untersuchungsprotokoll die bei Mehrzeilen-Geräten erzielten Strahlendosen gegenüber dem Einzeilen-Verfahren um einen Faktor 2,6 höher liegen könnten [159, 293, 309]. In einer anderen Phantomstudie wurde in einer differenzierten Betrachtung gezeigt, dass die effektive Dosis einer Cardio-CTA beim Übergang von 16 auf 64 Zeilen zunächst geringfügig zu- und beim Übergang von 64 auf 256 Zeilen um einen Faktor 2 abnimmt [462]. Die Anwendung der Mehrschicht-CT in der Cardio-CTA führt im Übrigen zu einer systemimmanenten Erhöhung der Patientendosis [458].

In einer bundesdeutschen Studie wurde jedoch darauf hingewiesen, dass der Dosiseintrag durch MSCT-Verfahren nicht als alarmierend zu bezeichnen ist [335], zumal die scheinbare Erhöhung des Dosisbedarfs der MSCT-Techniken auf einen wohl noch bestehenden Optimierungsbedarf bei dieser vergleichsweise neuen Untersuchungstechnik zurückzuführen sein dürfte [331, 335]. Diese Feststellung liefert eine weitere Erklärung für die teils widersprüchlichen Befunde in der Literatur, lässt aber die möglichst überregionale Festlegung von Dosisreferenzwerten einmal mehr sinnvoll scheinen [331].

4.1.3.4. Filterung /94, 257, 258/

Die Gesamtfilterung besitzt wesentlichen Einfluss auf die Strahlenexposition des Patienten. Allerdings ist in der Computertomographie – im Gegensatz zur konventionellen Radiologie – eine Modifikation der Gesamtfilterung durch den Anwender in der Regel nicht möglich. Dabei vermag die Wahl der Filtermaterialien die Strahlenexposition des Patienten deutlich zu reduzieren; so zeigte sich in klinischen Untersuchungen etwa die Überlegenheit der Sn-Filterung gegenüber einer konventionellen Filterung durch eine Dosisreduktion um 90%, wobei gleichzeitig der Submillisievert-Bereich erreicht wird [863].

4.1.3.5. Scanlänge

Naturgemäß ist die Strahlenexposition des Patienten auch eine Funktion der Scanlänge. So kann eine Verlängerung des Scancbereiches um wenige Zentimeter in Longitudinalrichtung bereits eine Erhöhung der effektiven Dosis um bis zu 40% bewirken [163].

4.1.4. Einfluss expliziter Dosisreduktionsmaßnahmen auf die Strahlenexposition des Patienten /94, 257, 258/

4.1.4.1. Röhrenspannungs-Adaptation bzw. -Modulation /94, 257, 258/

In der Regel ist die Röhrenspannung bei CT-Scannern zwischen 80 kV und 140 kV frei wählbar [1082]. Aus strahlenphysikalischen Gründen steigt die effektive Dosis bei sonst unverändert gehaltenen Expositionsparametern – mehr noch bei Kindern als bei Erwachsenen – überproportional mit der Höhe der Röhrenspannung [z. B. 1080, 1082]. Entsprechend kann durch eine Verminderung der Röhrenspannung eine Reduktion der effektiven Dosis erreicht werden (**Tab. 4.5**); manche Autoren halten unter klinischen Bedingungen eine Dosisverminderung von bis zu 60-70% für möglich [586, 587], nach einer anderen Einschätzung seien lediglich 10-15% zu verwirklichen [588]. Dies gilt auch für die automatische Röhrenspannungsselektion [568, 576, 399, 609, 621, 628, 630, 1085]. Eine dynamische Röhrenspannungsmodulation verspricht in Verbindung mit der Röhrenstrommodulation eine Reduktion der Organdosis der Mamma um bis zu 33% [698, 699, 1106] und der effektiven Dosis um etwa 17% [595]. Allerdings gestaltet sich bei der dynamischen Röhrenspannungsmodulation die Interaktion mit der Röhrenstrommodulation nicht trivial [1078], weswegen hier offensichtlich noch Forschungsbedarf

besteht. **Abb. 4.4** zeigt die in diversen Publikationen ermittelten Dosisreduktionen beim Übergang von höheren auf niedrigere Röhrenspannungen.

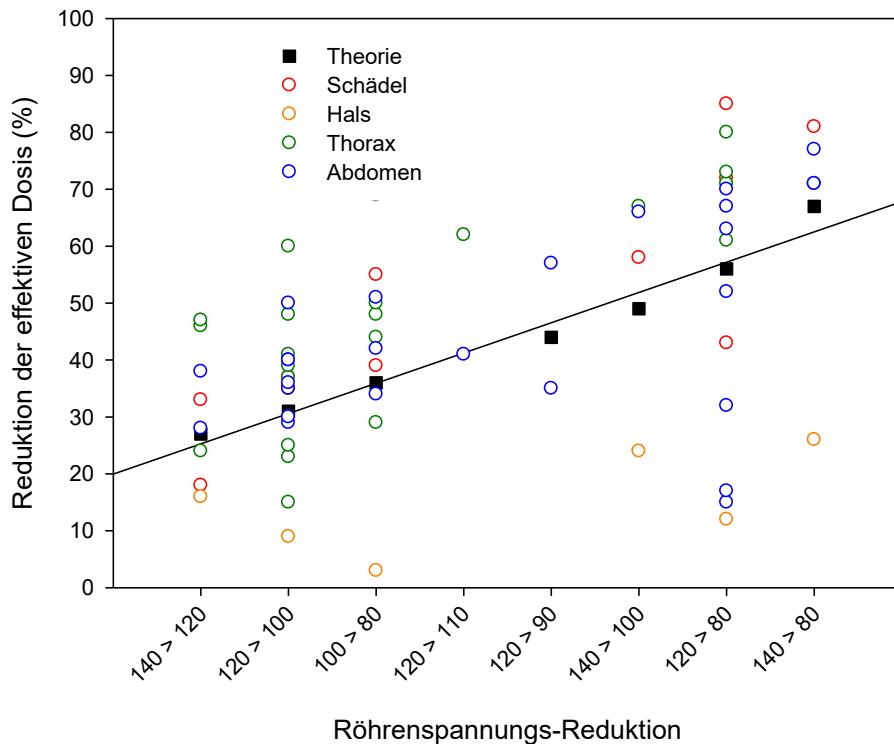


Abb. 4.4: Reduktion der effektiven Dosis durch Verminderung der Röhrenspannung bei Standard-Protokollen. Der Trend der Werte für Standard-Protokolle aus **Tab. 4.2.B** (farbige Kreise) steht in guter Übereinstimmung mit der mathematischen Theorie (schwarze Quadrate) welche eine quadratische Spannungsabhängigkeit der Strahlendosis annimmt (der lineare Fit soll lediglich zur besseren Lesbarkeit der Graphik beitragen).

Tab. 4.2.A. Dosisreduktion durch Verminderung der Röhrenspannung bei Angiographie-Protokollen.

kV-Verminderung	Reduktion der effektiven Dosis um					
	Schädel Perfusion	Carotis-CTA	Cardio-CTA	Pulmonal-CTA	Thorax-CTA	Becken-CTA
140 → 120			35% [598]	26% [684]		
120 → 100			25% [568] 32% [489] ⁽¹⁾ 39% [511] 42% [841] 47% [527] 47% [596] 47% [1093] 50% [436] 52% [617] 60% [477]	35% [568] ⁽¹⁾ 36% [578] 45% [570] 45% [612] 49% [739] 60% [483] ⁽¹⁾		30% [630] 34% [629]
120 → 80	64% [422]	70% [569]	47% [597] 62% [631] 69% [700] 70% [618] 70% [841]	33% [584] 49% [739] 71% [612]	37% [609]	47% [630]
100 → 80			15% [604] 42% [573] 55% [618]	41% [624] 48% [612] 53% [618]		
80 → 70			42% [1123]			

⁽¹⁾ Zusammenfassung mehrerer Zahlenwerte innerhalb einer Studie zu einem Mittelwert.

Tab. 4.2.B. Dosisreduktion durch Verminderung der Röhrenspannung bei Standard-Protokollen.

kV-Verminderung	Reduktion der Dosis um					
	Schädel	Hals	Thorax	Abdomen	Becken	Urographie
140 → 120	18% [346] 33% [1021]	16% [583]	24% [539] 46% [616] 47% [582]	28% [1044] 38% [539]	19% [630]	
140 → 100	58% [1021]	24% [583]	67% [582]	66% [582]		
140 → 80	81% [1021]	26% [583]		71% [603] 71% [770] 77% [582]		
120 → 110			62% [1050]	41% [1050]		
120 → 100	35% [1084] 37% [1021]	9% [583] 30% [372]	15% [1084] 23% [620] 25% [1133] 35% [568] ⁽¹⁾ 37% [582] 39% [1109] 41% [708] 48% [1081] 60% [593] 89% [572] ⁽²⁾	29% [1109] 30% [1133] 35% [577] 36% [568] ⁽¹⁾ 40% [399] 40% [811] 50% [1079]	25% [630]	32% [599] 52% [567]
120 → 90				35% [581] 57% [607]		
120 → 80	43% [1030] 72% [1021] 85% [1030]	12% [583] 71% [372]	61% [1133] 71% [601] 73% [1081] 80% [593]	15% [575] 17% [623] 32% [605] 52% [606] 63% [577] 67% [999] ⁽¹⁾ 70% [811]	38% [630]	59% [567]
100 → 80	39% [627]* 55% [1021]	3% [583]	29% [700] 44% [1128] ⁽¹⁾ 48% [1133] 50% [593] 69% [602]	34% [582] 42% [577] 51% [811]		14% [567]
100 → 70			74% [571]			
80 → 70			0% [1083]			

⁽¹⁾ Zusammenfassung mehrerer Zahlenwerte innerhalb einer Studie zu einem Mittelwert.

⁽²⁾ Unter Verwendung zusätzlicher Sn-Filterung.

Eine differenzierte Analyse der Auswirkung einer Modulation der Röhrenspannung auf Bildqualität und Dosis erfolgt in [626]; hier wird eine Reduktion der Organdosis der Mamma um 50% beim Übergang von 120 kV auf 80 kV Röhrenspannung beobachtet. Eine protokoll- und anthropometriebasierte Optimierung der Röntgenspektren soll ebenso eine Dosisreduktion bis zu 50% erbringen [592]. Diesen Tatsachen entsprechend hat sich die Selektion niedrigerer Röhrenspannungen in den letzten Jahren auch in der Kinderradiologie durchgesetzt [1021, 1022, 1050, 1077]. Als positiver klinischer Kollateraleffekt einer reduzierten Röhrenspannung wiederum ist bei Kontrastmittel-Scans ein verringelter Bedarf an jodhaltigem Kontrastmittel zu nennen [578, 611]. Als negative strahlenbiologische Begleiterscheinung geht mit einer Verminderung der Röhrenspannung der Anstieg der Relativen Biologischen Wirksamkeit der Röntgenstrahlung einher [31].

Insgesamt ist somit aufgrund der zahlreichen Interaktionen zwischen Anthropometrie, Röhrenspannung, Bildqualität, Dosis, Kontrastmittelbedarf und biologischer Wirksamkeit die Röhrenspannung für jedes Untersuchungsprotokoll mit Bedacht zu wählen [536, 589, 1086].

4.1.4.2. EKG-Triggerung [94, 257, 258]

Die CT-Cardangiographie (CTCA) zählt zu den vergleichsweise dosisintensiven CT-Untersuchungen; so können hier Mammadosen von bis zu 100 mSv [557] und Lungendosen bis zu 85 mSv [462] gefunden werden. Da die CTCA dem kardiologischen Patientenkollektiv erhebliche diagnostische Vorteile bietet, scheint trotz der Notwendigkeit einer kritischen Indikationsstellung [147] eine überkritische Indikationsstellung angesichts des vergleichsweise abstrakten Strahlenrisikos nicht angezeigt [437]. Dennoch stellt aufgrund eines errechenbaren Lebenszeit-Krebsrisikos von bis zu etwa 1:150 [444] die Optimierung der Strahlenexposition in der CTCA eine wesentliches Ziel dar [97, 444], dem sich zahlreiche Arbeitsgruppen verschrieben haben. Eine Literaturübersicht über Dosisbedarf und Dosisreduktionsmöglichkeiten findet sich in der Publikation von *Paul et Abada 2007* [467].

Zur Reduktion der Strahlendosis in der Cardio-CTA existieren verschiedene Strategien [448, 467, 470, 527] wie Abschirmung, Röhrenspannungsselektion oder organbasierte Dosismodulation sowie die Kombination dieser Verfahren. Untersuchungsspezifische Methoden stellen die EKG-Triggerung [480] und das High-Pitch-Verfahren [837] dar. Die Anwendung von High-Pitch-Verfahren gestaltet sich bei der CTCA allerdings aufgrund der Relation zwischen Bildrauschen, Dosis und Pitch-Faktor komplexer als bei der Standard-Spiral-CT; insbesondere ist hier aus bildverarbeitungstechnischen Gründen eine Modifikation des Pitch-Faktors zur Dosisreduktion nicht ohne Limitationen möglich [468].

Hingegen stellt die EKG-Steuerung des Röhrenstromes eine wirksame Methode zur Dosisreduktion dar. In der Cardio-CTA ist ganz wesentlich zwischen retrospektivem EKG-Gating und prospektivem EKG-Triggering (oftmals auch als prospektives EKG-Gating bezeichnet) zu unterscheiden [z. B. 461]. Während beim retrospektiven EKG-Gating der Röhrenstrom über den gesamten Herzzyklus hinweg eingeschaltet bleibt und die zur Bildsynthese zu verwendende Bildinformation retrospektiv ermittelt wird, erfolgt beim prospektiven EKG-Triggering eine EKG-synchrone Pulsung des Röhrenstroms zum Zeitpunkt der präzystolischen Bildakquisition. Aus diesem Grunde bewirkt prospektives EKG-Triggering in jedem Falle eine weitaus höhere Dosisreduktion als retrospektives EKG-Gating [436, 438, 482, 504, 1060]. **Abb. 4.5** und **Tab. 4.3** zeigen die durch Einsatz des retrospektiven EKG-Gating vs. Konstantstromtechnik bzw. des prospektiven EKG-Triggering vs. retrospektivem EKG-Gating jeweils erzielbare Dosisreduktion.

Besonderheiten beim EKG-Gating.

Retrospektives EKG-Gating kann nach Phantomstudien [481, 500, 506] gegenüber der konventionellen MDCT eine Reduktion der Mammadosis um bis zu 80% bewirken [435]. Bei retrospektivem EKG-Gating gestattet die Justierung des Röhrenstroms auf die thorakale Circumferenz des Patienten immerhin eine Reduktion der effektiven Dosis um 41% [503] und eine Gewichtsadaptation des Röhrenstroms eine Reduktion der effektiven Dosis um 37% [505]. Allerdings wurde bei Neugeborenen und Säuglingen durch retrospektives EKG-Gating gegenüber der konventionellen MDCT bei Verbesserung der Bildqualität eine Erhöhung der effektiven Dosis um einen Faktor 2.5 beobachtet [1058].

Besonderheiten beim EKG-Triggering.

Eine Kombination aus prospektivem EKG-Triggering und Röhrenspannungsreduktion von 120 kV auf 80 bis 100 kV ermöglicht gegenüber der konventionellen MDCT eine Reduktion der effektiven Dosis um bis zu 86-88% [480, 436], in ausgewählten Fällen sogar um das 15-fache [438]. Die simultane Ausnutzung von Röhrenspannungsniedrigung, prospektivem EKG-Triggering und High-Pitch-Verfahren erlaubt eine Reduktion der effektiven Dosis um bis zu 89% [841].

Tab. 4.3.A. Prospektives EKG-Triggering vs. retrospektives EKG-Gating vs. konventionelle MDCT.

Zeilenzahl	Röhrenspannung (kV)	Effektive Dosis EKGr : MDCT	Effektive Dosis EKGp : ECGr
4	120	45% [494]	57% [513]
16	120	40% [489] 53% [474]	
32	120	42% [508]	
64	80	58% [841]	
	100	55% [580]	28% [436]
		57% [841]	42% [512]
			74% [847]
	120	17% [493]	15% [484]
		34% [512]	15% [529]
		36% [489]	17% [488]
		48% [580]	21% [490]
		51% [524]	24% [449]
		55% [509]	24% [520]
		72% [522]	26% [517]
		95% [518]	27% [487]
			28% [525]
			29% [521]
			30% [436]
			31% [491]
			32% [440]
			33% [525]
			43% [482]
			56% [480]
			64% [498]
			65% [527]
			71% [509] (1)
			76% [847]
128	100		21% [488]
			26% [705]
			26% [850]
	120		31% [495]
256	120		37% [516]
			42% [456]
			52% [496]
320	120	69% [492]	24% [485]
			34% [492]
			24% [519]
-	-		43% [515]
			56% [719]
			31% [486]
			57% [229]
(1) Retrospektiv 64 Zeilen, prospektiv 256 Zeilen EKGr = retrospektives EKG-Gating; EKGp = prospektives EKG-Triggering			

Tab. 4.3.B. Prospektives EKG-Triggering + High-Pitch vs. retrospektives EKG-Gating.

Zeilenzahl	Röhrenspannung (kV)	Effektive Dosis EKGp+HP : EKGr
64	100	15% [847]
	120	17% [847]
128	100	10% [850]
	120	12% [841]
		11% [841]

EKGr = retrospektives EKG-Gating

EKGp = prospektives EKG-Triggering

HP = High-Pitch-Verfahren

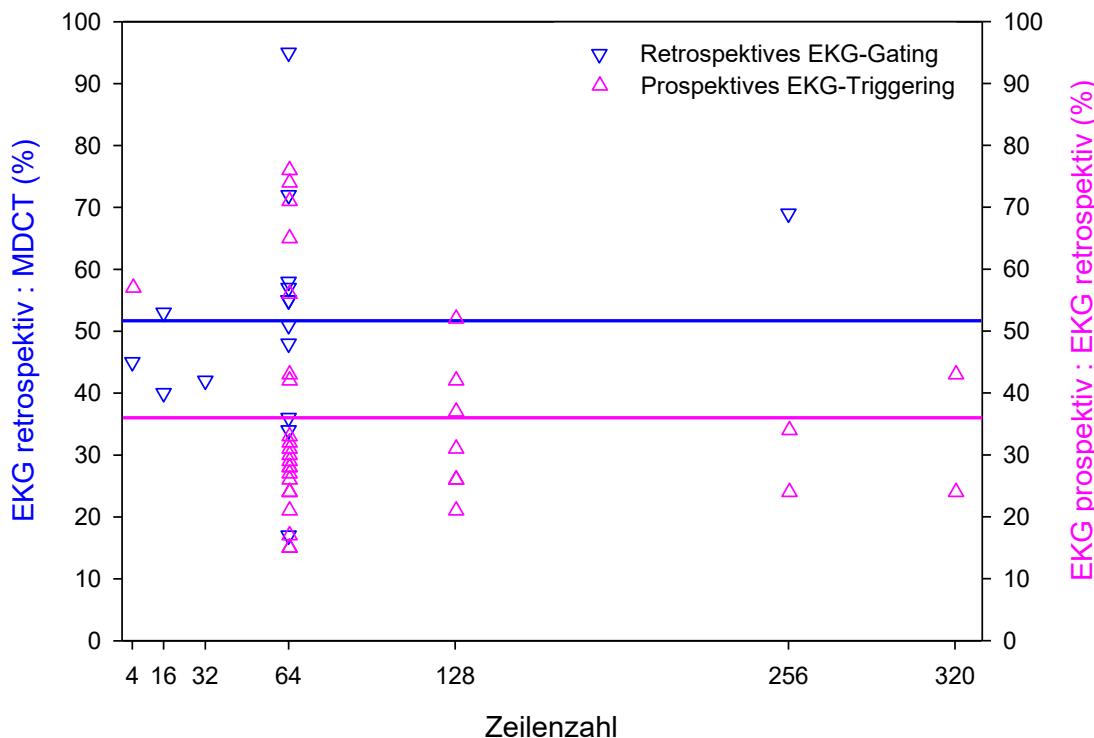


Abb. 4.5: Dosisbedarf von retrospektivem EKG-Gating vs. konventioneller MDCT (blau) bzw. prospektivem EKG-Triggering vs. retrospektivem EKG-Gating (rosa) in Abhängigkeit von der Zeilenzahl des MDCT-Scanners. Die Daten wurden **Tab. 4.3.A** entnommen. Eine signifikante Abhängigkeit der Dosisersparnis von der Zeilenzahl konnte nicht festgestellt werden. Die blaue und rosa Linie entsprechen dem jeweiligen Mittelwert.

4.1.4.3. Röhrenstrommodulation /94, 257, 258/

Bei den Verfahren der Röhrenstrommodulation sind die angulare Röhrenstrommodulation in der zweidimensionalen Transversalebene des Patienten, die axiale Röhrenstrommodulation auf der eindimensionalen Longitudinalachse des Patienten und die kombinierte angular-axiale Röhrenstrommodulation im dreidimensionalen Patientenvolumen zu unterscheiden. Angulare Röhrenstrommodulation (ADM) kann gemäß Phantommessungen eine Dosisreduktion um bis zu 51% [591] und axiale Röhrenstrommodulation eine Reduktion der effektiven Dosis um bis zu 35% [633, 657] bewirken.

Heute ist neben der angularen und der axialen Röhrenstrommodulation die kombinierte angular-axiale Röhrenstrommodulation in Gebrauch [668], welche zum Zeitpunkt der Berichterstellung (2015) von den meisten Herstellern mit Ausnahme der Fa. Philips [641, 672] unterstützt wurde. Die axiale Röhrenstrommodulation erweist sich hierbei bezüglich des Dosisreduktionspotentials als effektiver als die angulare Röhrenstrommodulation [685] und die kombinierte angular-axiale Röhrenstrommodulation wiederum effektiver als die rein angulare Röhrenstrommodulation [666, 672, 1101]; so sagten Monte-Carlo-Simulationen bei Anwendung der angular-axialen Röhrenstrommodulation in der Thorax-CT eine Reduktion der effektiven Dosis zu etwa 1/3 durch die angulare und zu etwa 2/3 durch die axiale Röhrenstrommodulation voraus [646].

In **Tab. 4.4** wurden für mehrere Standard-Protokolle die in der Literatur auffindbaren Dosisreduktionspotentiale der angular-axialen Röhrenstrommodulation in Abhängigkeit vom Lebensalter der Patienten und vom Scanprotokoll aufgeführt.

Tab. 4.4. Dosisreduktion durch Röhrenstrommodulation bei Standard-Protokollen.

Altersstufe	Schädel	Hals	Thorax	Abdomen	Becken
0 Jahre	2% [1098] 54% [1100]		5% [1098]	7% [1098]	2% [1098]
1 Jahr	3% [1098]		9% [1098] 67% [1099]	6% [1098]	5% [1098]
3 Jahre			16% [1090]*	16% [1090]*	
5 Jahre	2% [1098] 14% [1100]		5% [1098] 20% [1102] 26% [998]* 31% [997]*	4% [1098] 31% [998]* 43% [997]*	4% [1098]
7 Jahre		18% [1090]	17% [1090]*	14% [1090]*	
10 Jahre	6% [1098] 14% [1100]		9% [1098]	5% [1098]	7% [1098]
15 Jahre		13% [1090]*	19% [1090]	20% [1090]*	
Kinder o.n.A.			35% [1092] 66% [1091]	38% [1092] 55% [1091]	45% [1091]
Erwachsene	11% [1098] 11% [309] 18% [492] 24% [682] 29% [1100] 36% [682] 60% [447]	35% [299] 40% [303] 50% [308]	7% [539] 10% [646] 10% [688] 13% [377] 14% [450] 17% [666]* 17% [676] 18% [641] 21% [643] 22% [642] 27% [650] 27% [657] 27% [1101] 28% [674]* 35% [662] 47% [672]* 36% [675] 64% [1091] 68% [669]	10% [1098] 11% [641] 12% [539] 15% [642] 17% [675] 19% [676] 23% [650] 42% [674]* 29% [666]* 43% [659] 52% [1091] 65% [669]	14% [1098] 25% [642] 34% [650] 40% [657] 50% [1091]
Altersstufe	Ganzkörper	Schädel-CTA	Cardio-CTA		
0 Jahre	0% [1087] 5% [1098]		9% [1089]		
1 Jahr	6% [1098] 11% [1087]		14% [1089] 65% [1093]		
2 – 5 Jahre			16% [1089]		
5 Jahre	5% [1098] 6% [1087]*				
6 – 12 Jahre			26% [1089]		
10 Jahre	9% [1098] 14% [1087]*				
13 – 16 Jahre			16% [1089]		
Kinder o.n.A.	44% [1091]		58% [1093]		
Erwachsene	12% [1098] 31% [657] 53% [1091]	27% [1101]	38% [657] 53% [456]		

* = Zusammenfassung mehrerer Zahlenwerte innerhalb einer Studie zu einem Mittelwert.

Phantomstudien lassen eine mögliche Dosisreduktion bei vernünftiger Bildqualität um 75-80% möglich scheinen [664], in einem Einzelfall wird von einer klinisch erzielbaren Dosisreduktion um 75% berichtet [655].

Strahlenexposition mit und ohne Anwendung der Röhrenstrommodulation.

Die Abbildungen 4.6.A und 4.6.B zeigen die Reduktion der Strahlenexposition von Erwachsenen und Kindern bei den Standard-CT-Untersuchungen des Schädelns, des Thorax und des Abdomens sowie des Ganzkörpers durch Anwendung der Röhrenstrommodulation gemäß den in der Literatur auffindbaren Werten. Wie aus den Abbildungen trotz der Heterogenität der erhobenen Literaturdaten hervorgeht, bewirkt der Einsatz der Röhrenstrommodulation eine deutliche Dosisreduktion um bis zu im Median etwa 25% bei Erwachsenen und um bis zu im Median etwa 20% bei Kindern, hier aber in deutlicher Abhängigkeit vom Lebensalter des Kindes.

Möglichkeiten und Grenzen der Röhrenstrommodulation.

Durch Röhrenstrommodulation ist insbesondere auch in überlangen Scans eine Dosisreduktion um bis zu 50% in den Randbereichen möglich [651], allerdings mit Limitationen [635]. Auch wird die Strahlenexposition des Patienten trotz Anwendung der Röhrenstrommodulation nach wie vor ganz wesentlich vom Durchmesser des Patienten bestimmt [670], weswegen bei der Anwendung der Röhrenstrommodulation im Schädelbereich aufgrund der weitgehenden Zylindersymmetrie des Schädelns eine manuelle Festlegung des Röhrenstroms vorzuziehen ist. Daher ist auch die Anwendung der Röhrenstrommodulation in der pädiatrischen CT nicht unumstritten, zumal die Röhrenstrommodulation aus anthropometrischen Gründen in ihrer Wirksamkeit mit dem Lebensalter zunimmt und ihre größte Wirkung beim Erwachsenen entfaltet [1098] (siehe auch Abb. 4.6). So wurde beispielsweise bei pädiatrischen CT-Untersuchungen des Abdomens in Abhängigkeit vom Körpergewicht ein Dosisreduktionspotential der longitudinalen Röhrenstrommodulation von 11 bis 31% gefunden [1097].

Offensichtlich kann die Röhrenstrommodulation bei inadäquater Anwendung wie etwa bei der Schädelperfusion auch zu einer deutlichen Erhöhung der effektiven Dosis mit erheblichen maximalen Organdosen bis zu 3 Sv (Sievert, sic!) führen [422]. Auch bei Kindern wurde bei CT-Untersuchungen im Schädel-Hals-Bereich in strahlensensiblen Organen wie den Speicheldrüsen und der Schilddrüse eine Erhöhung der Organdosen beobachtet [1087], die durch die vergleichsweise hohe Gewebedichte bei Kindern begünstigt wird.

Unabhängig hiervon ist bei Anwendung der Röhrenstrommodulation stets die korrekte Zentrierung des Patienten von essenzieller Bedeutung [644, 645, 660, 687, 1088, 1095], zumal in Phantomstudien bei einer Exzentrizität von nur wenigen Zentimetern eine Erhöhung des Röhrenstroms um bis zu 70% festgestellt werden konnte [644, 645, 687]. Auch die unkorrekte Lagerung der Arme kann bei Verwendung der Röhrenstrommodulation zu einer Erhöhung der effektiven Dosis um bis zu 100% führen [634, 656, 661]. Daneben spielt wohl auch der Strahlengang beim Topogramm eine nicht unbedeutende Rolle [645].

Hingegen kann die simultane Verwendung von Röhrenstrommodulation und physikalischen Abschirmungsmaßnahmen zu einer kontraproduktiven Überexposition führen [1076], da die Topogramm-gesteuerte Röhrenstrommodulation am Ort der physikalischen Abschirmung eine kompensative Erhöhung des Röhrenstromes bewirkt [1076, 1088]. Auch der Kunstgriff des Anbringens der physikalischen Abschirmung nach Anfertigung eines Topogramms im Nativzustand ist kritisch zu beurteilen, da je nach Algorithmus auch während des Scans eine Transmissionsmessung mit konsekutiver dynamischer Korrektur des Röhrenstromes erfolgen kann.

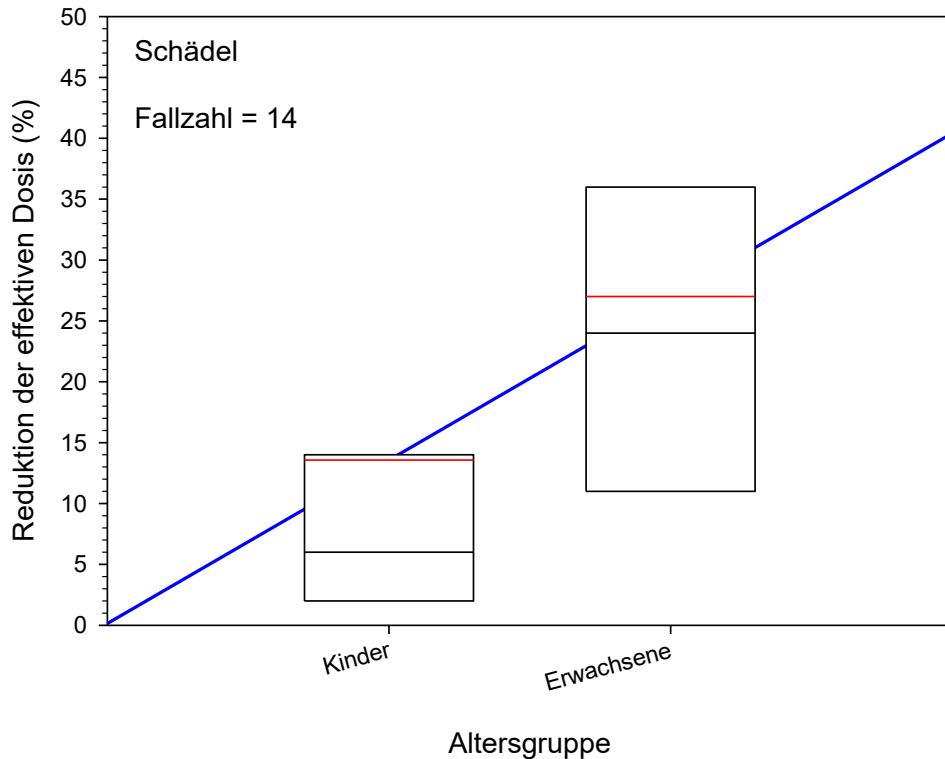


Abb. 4.6.A: Wirkung der Röhrenstrommodulation auf die Reduktion der effektiven Dosis bei CT-Untersuchungen des Schädelns von Kindern und Erwachsenen. Die Dosisreduktionswirkung ist auch hier bei Erwachsenen höher als bei Kindern. Die relativen Zahlenwerte wurden **Tab. 4.4** entnommen.

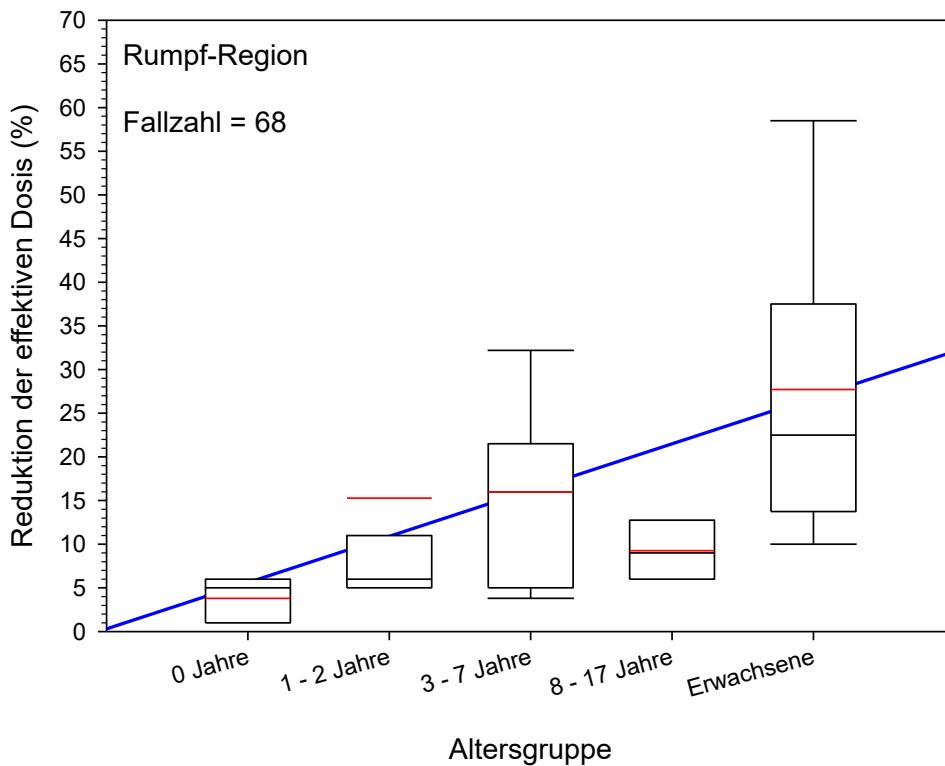


Abb. 4.6.B: Wirkung der Röhrenstrommodulation auf die Reduktion der effektiven Dosis bei CT-Untersuchungen des Körperrumpfes von Kindern aller Altersstufen und von Erwachsenen. Die Dosisreduktionswirkung steigt mit dem Lebensalter des Patienten. Die relativen Zahlenwerte wurden **Tab. 4.4** entnommen.

In Analogie hierzu sind bei Anwesenheit metallischer Implantate zur Vermeidung von Fehlexpositionen besondere Vorkehrungen erforderlich [637]. Hingegen wirkt sich die Anwesenheit von Kontrastmitteln offenbar nur in Form einer geringfügigen Erhöhung des Röhrenstroms und damit der Patientenexposition aus [681].

Kritisch zu beurteilen bleibt die Anwendung der Röhrenstrommodulation als Ersatz für andere Dosisreduktionstechniken [1098] wie die Röhrenspannungsselektion, zumal die Röhrenstrommodulations-Algorithmen vielfach eine freie Wahl der Röhrenspannung noch nicht zulassen und die Reduktion der Röhrenspannung gegenüber der Röhrenstrommodulation meist ein vergleichbares oder sogar höheres Dosisreduktionspotential aufweist [699].

4.1.4.4. Iterative Rekonstruktion /94, 257, 258/

Generelle Vor- und Nachteile der iterativen Verfahren.

In den letzten Jahren wurden von verschiedenen Herstellern diverse Verfahren zur iterativen Bildrekonstruktion entwickelt [794], wobei der Einfluß der einzelnen iterativen Verfahren auf die Befundungsqualität von der Art des verwendeten Algorithmus, von der Iterationsstufe, von der Strahlendosis [739], aber auch vom Hersteller des CT-Scanners [809] abhängig ist. Alle Verfahren weisen darüber hinaus je nach Kombination mit anderen Dosisreduktionstechniken spezifische Vor- und Nachteile auf, welche hier nicht im Einzelnen dargestellt werden sollen. Es existieren jedoch allen Verfahren mehr oder minder gemeinsame Vor- und Nachteile.

Vorteile. Die Vorteile aller iterativer Verfahren bestehen in der Reduktion des Rauschanteils und der Verminderung von Bildartefakten in Abhängigkeit von der Iterationsstufe [712, 713, 795, 834]. Meist kommt es zu keiner nennenswerten Änderung der Ortsauflösung. **Nachteile.** Die Nachteile der iterativen Techniken stellen die Rekonstruktionsdauer sowie die von der Benutzereinstellung abhängige Änderung des Bildaspektes gegenüber der FBP dar. Auch sind der Dosisreduktion bei Wahrung der klinischen Bildqualität in der Praxis Grenzen gesetzt, da die Niedrigkontrast-Detektionsrate auch bei Anwendung iterativer Verfahren eindeutig mit der Strahlendosis abnimmt [812]; dies gilt insbesondere für adipöse Patienten [813]. Auch der subjektive Bildaspekt wird - insbesondere bei höheren Iterationsstufen - von manchen Radiologinnen und Radiologen als zu manieriert empfunden [818].

Dosisreduktion durch iterative Verfahren bei verschiedenen CT-Untersuchungen.

Verfahren zur iterativen Bildrekonstruktion bewirken nicht nur im Einzelfall eine verbesserte Bildgebung [787], sondern besitzen auch das Potential zur erheblichen Reduktion der zur Bildgebung erforderlichen Strahlendosen [712, 723, 725, 764, 777, 793, 815]. Die unterschiedlichen Rekonstruktionsverfahren unterscheiden sich bezüglich ihres Rechenleistungsbedarfs, ihrer Bildqualitätsmerkmale und ihrer Dosisreduktionspotentiale [768]. Allerdings stehen definitive Studienergebnisse über die Wirksamkeit der verschiedenen Algorithmen in den diversen Einsatzbereichen zum Zeitpunkt der Berichterstellung (2015) noch aus.

Tab. 4.5.A bzw. **Tab. 4.5.B** sowie **Abb. 4.7** und **Abb. 4.8** zeigen die durch die verschiedenen Algorithmen bei verschiedenen CT-Untersuchungen jeweils bewirkte relative Dosisreduktion bei Protokollen der Erwachsenen- und der Kinderradiologie. Wie ersichtlich ist, kann eine Dosisreduktion um bis zu 95% erzielt werden, wodurch der Submillisievert-Bereich erreichbar wird. Dies gilt insbesondere bei Kombination der iterativen Verfahren mit der High-Pitch-Technik [780, 836].

Zusammenfassend lassen allerdings die noch vergleichsweise geringe Anzahl der Studien sowie die heterogenen Expositionsbedingungen eine abschließende Bewertung der einzelnen Verfahren zur iterativen Bildrekonstruktion anhand der vorliegenden Literatur noch nicht zu.

Tab. 4.5.A. Dosisreduktion durch iterative Rekonstruktion bei Erwachsenen.

IR-Algorithmus	Reduktion des DLP bzw. der effektiven Dosis um				
	Schädel	Hals	Thorax	Abdomen	Ganzkörper
FBP → IR o.n.A.	11% [93] 12% [93] 14% [821]	28% [821]	24% [821] 28% [93]	6% [93] 21% [821]	34% [821]
FBP → ADMIRE			95% [771]		
FBP → AIDR			64% [829] 83% [759]	50% [771]	58% [750]
FBP → ASIR	6% [740] 27% [806] 30% [1117] 31% [1117] 33% [807] 34% [1117] 34% [1117]	17% [822]	6-32% [1109] 10-50% [731] 25% [832] 27% [803] 28-72% [805] 34% [1113] 36% [764] 40% [773] 41% [1126] 71% [817] 72% [622] 74% [713] 79% [629]	7-32% [1109] 20% [718] 26% [804] 28% [717] 30% [744] 30-70% [818] 34% [711] 34% [744] 34% [1126] 35% [1130] 38% [700] 38% [782] 40% [707] 40% [730] 41% [779] 42% [1113] 43% [808] 50% [772]	23% [740] 90% [1129]
FBP → iDose, FBP → iDose⁴	16% [702] 25% [1124] 30% [769] 35% [702] 50% [709]				35% [414] 45% [797] 47% [701]
FBP → IMR			85% [752] 90% [754]		
FBP → IRIS	18% [758] 30% [753]		35% [799] 37% [734] 44% [745] 50% [736] 50% [775]	50% [776]	
FBP → MBIR	91% [733]		72% [622] 80% [773] 92% [831] 95% [629]	61% [783] 75% [816]	
FBP → SAFIRE	29% [706]		65% [742] 70% [801] 90% [763]	5-9% [746] 75% [743] 82% [755]	
ASIR → MBIR			80% [747]	59% [814] 81% [724]	45% [1127]
IR-Algorithmus	Schädel-Perfusion	Cardio-CTA	Aorten-CTA	Pulmonal-CTA	
FBP → AIDR	50% [786]				
FBP → ASIR		19% [1122] 37% [1122] 40-60% [765] 44% [766]	24% [714] 27% [714]		31% [739] 37% [792]
FBP → iDose		23% [784] 55% [732]			
FBP → MBIR					93% [780]
FBP → SAFIRE		50% [781]	50% [828]		
ASIR → MBIR			70% [729]		

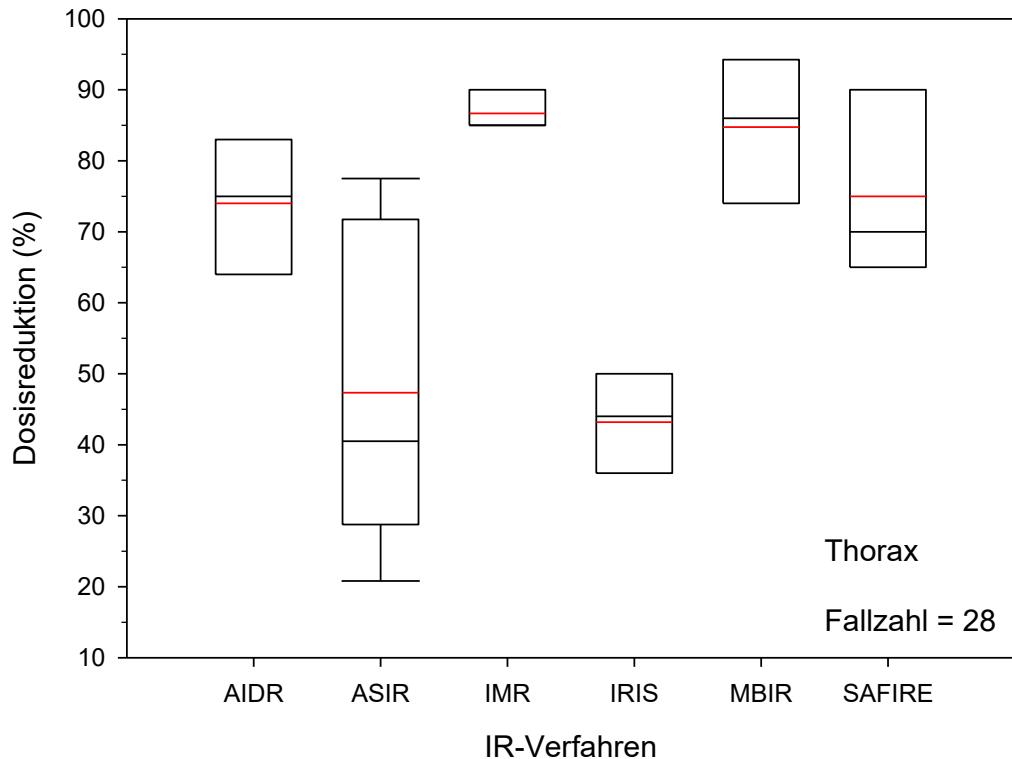


Abb. 4.7: Dosisreduktion bei der Thorax-CT durch Anwendung verschiedener iterativer Verfahren. Die Daten wurden **Tab. 4.5** entnommen. Die zu erzielende Dosisreduktion kann demnach in Abhängigkeit vom Verfahren bis zu 95% betragen. Allerdings sind die Ergebnisse aufgrund der geringen Fallzahl nicht signifikant.

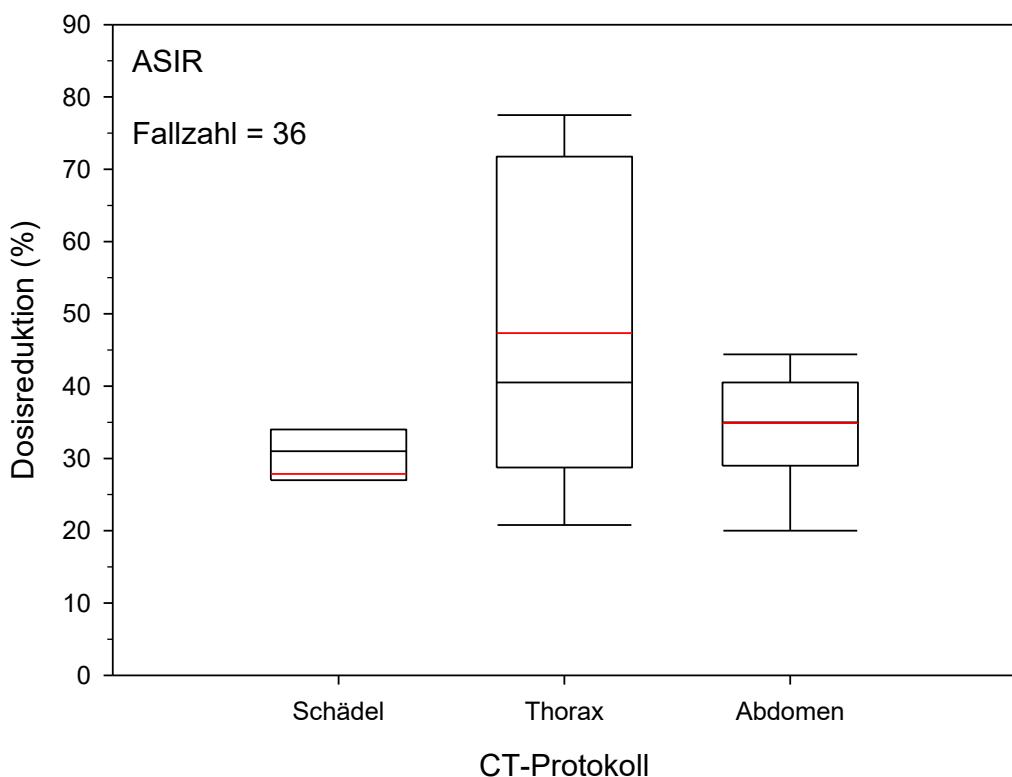


Abb. 4.8: Dosisreduktion durch Anwendung der adaptiven iterativen Rekonstruktion (ASIR) an Stelle der reinen FBP bei der Thorax- und Abdomen-CT. Die Daten wurden **Tab. 4.5** entnommen. Die zu erzielende Dosisreduktion beträgt im Mittel etwa 30 bis 35%.

Tab. 4.5.B. Dosisreduktion durch iterative Rekonstruktion bei Kindern verschiedener Altersstufen.

IR-Algorithmus	Reduktion der effektiven Dosis um				
	Schädel	Hals	Thorax	Abdomen	Ganzkörper
	1 Jahr				
FBP → ASIR	1% [1121]*		66% [995]		
FBP → MBIR			72% [995]		
	5 Jahre				
FBP → IR o.n.A.	6% [93] 11% [93]		18% [93]	25% [93]	
FBP → iDose	53% [1124]				
	8 Jahre				
FBP → ASIR	28% [1121]*				
	10 Jahre				
FBP → iDose	46% [1124]				
	15 Jahre				
FBP → ASIR	49% [1121]*				
	Kinder ohne nähere Altersangabe				
FBP → ASIR	83% [1115]		57% [1132]	46% [1107]	62-86% [1110]
FBP → SAFIRE				50% [1119]	

* Mittelwert bzw. Median einer entsprechenden Altersgruppe.

4.1.4.5. Röhrenstrommodulation und iterative Bildrekonstruktion

Vielfach werden die Verfahren der Röhrenstrommodulation und der iterativen Bildrekonstruktion in Kombination angewandt. **Abb. 4.9.A** mit **Abb. 4.9.C** zeigen in der Literatur angegebene Werte für den CTDI_{vol}, das Dosis-Längen-Produkt sowie die Effektivdosis unter jeweiliger Anwendung der Konstantstromtechnik, der Röhrenstrommodulation (DM), der Iterativen Bildrekonstruktion (IR) sowie der Kombination aus Röhrenstrommodulation und Iterativer Bildrekonstruktion (DM + IR) für die CT-Untersuchungen des Schädelns, des Thorax und des Abdomens. Die Werte wurden den **Tabellen 8.11 bis 8.13** in **Abschnitt 8** entnommen und widerstreichen das internationale Expositionsniveau bei diesen Untersuchungen über einen Zeitraum von mehreren Jahren.

Demnach unterscheiden sich im Rahmen dieser Literaturstudie CTDI_{vol}, und DLP und Effektivdosis zwischen CT-Untersuchungen mit Konstantstromtechnik und Röhrenstrommodulation nicht signifikant. Auch kann im Rahmen dieser Literaturstudie bei den CT-Untersuchungen des Schädelns aufgrund der vergleichsweise geringen Anzahl aufgefunder Literaturstellen kein statistisch signifikanter Unterschied ohne und mit Anwendung iterativer Bildrekonstruktionsverfahren festgestellt werden. Hingegen bestehen bei CT-Untersuchungen des Thorax und des Abdomens signifikante Unterschiede zwischen Verfahren ohne und mit Anwendung iterativer Bildrekonstruktionsverfahren. Auch konnte für die Effektivdosis bei CT-Untersuchungen ohne und mit Anwendung iterativer Verfahren kein statistisch signifikanter Unterschied nachgewiesen werden.

Der mittlere CTDI_{vol} ohne bzw. mit Anwendung iterativer Verfahren beträgt bei einer CT-Untersuchung des Schädelns rund 53 mGy bzw. rund 38 mGy, bei der CT-Untersuchung des Thorax rund 10 mGy bzw. rund 4 mGy und bei der CT-Untersuchung des Abdomens rund 14 mGy bzw. rund 7 mGy. Das mittlere DLP ohne bzw. mit Anwendung iterativer Verfahren beträgt bei einer CT-Untersuchung des Schädelns 877 mGy cm bzw. 646 mGy cm, bei einer CT-Untersuchung des Thorax 374 mGy cm bzw. 176 mGy cm und bei einer CT-Untersuchung des Abdomens 559 mGy cm bzw. 244 mGy cm. Die mittlere Effektivdosis ohne bzw. mit Anwendung iterativer Verfahren beträgt bei einer CT-Untersuchung des Schädelns 1,8 mSv bzw. 1,1 mSv, bei einer CT-Untersuchung des Thorax 8,2 mSv bzw. 2,9 mSv und bei einer CT-Untersuchung des Abdomens 10,7 mSv bzw. 4,4 mSv.

Insgesamt unterschritten die meisten berichteten CT-Untersuchungen die europäischen Referenzwerte aus dem Jahre 1999 [202].

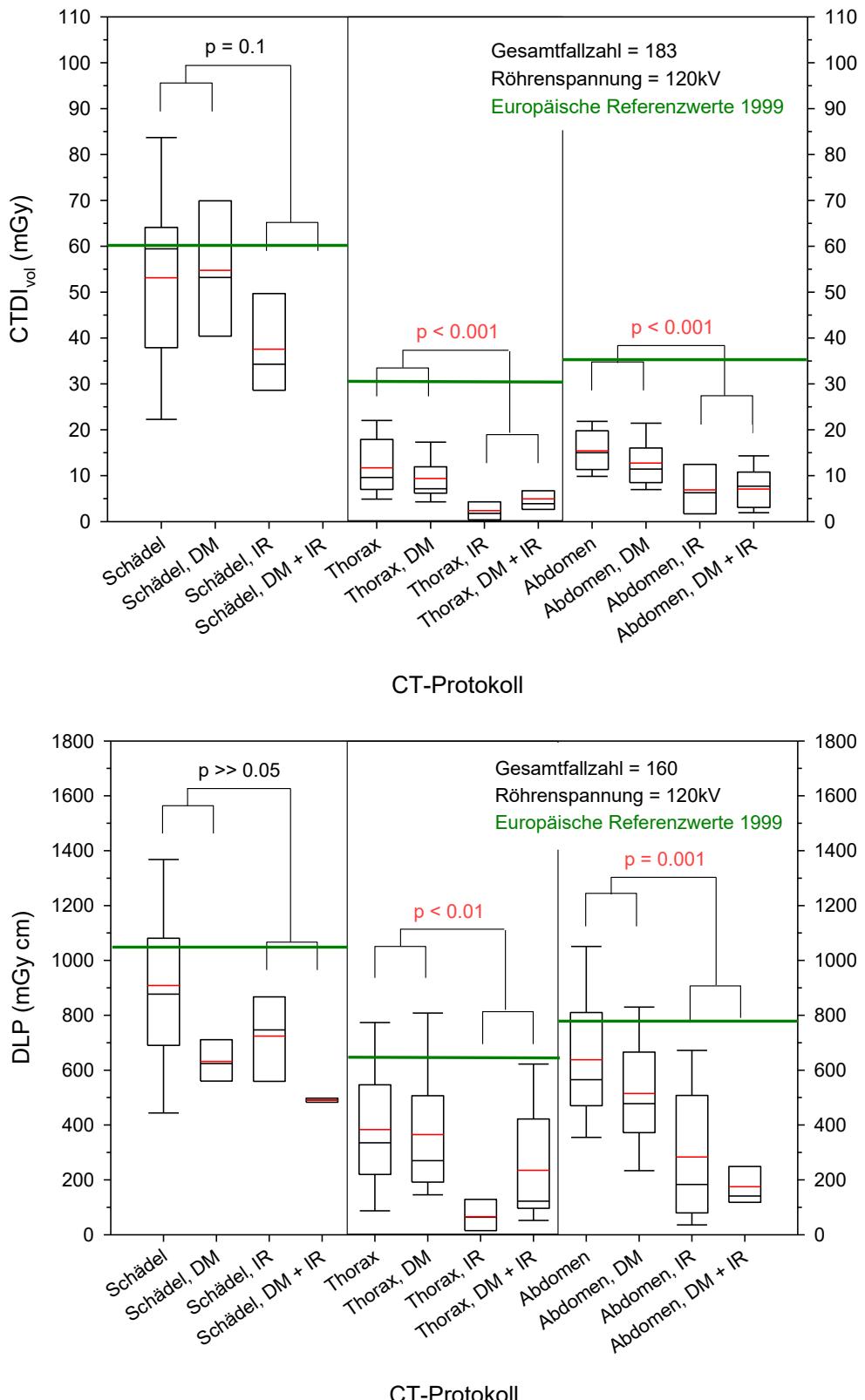


Abb. 4.9.a, b. CTDI_{vol}-Werte (oben) bzw. DLP-Werte (unten) bei CT-Untersuchungen des Schädel, des Thorax und des Abdomens jeweils (1) ohne Dosisreduktionstechnik, (2) unter Anwendung eines Verfahrens zur Röhrenstrommodulation (DM) bzw. (3) zur iterativen Bildrekonstruktion (IR) bzw. (4) unter kombinierter Anwendung dieser Verfahren (DM + IR) gemäß der internationalen Literatur der letzten Jahre (Tab. 8.11 bzw. Tab. 8.12). Bei den Thorax- und Abdomen-Protokollen besteht ein sehr bis hoch signifikanter Unterschied ($p < 0.01$ bis $p < 0.001$) zwischen CT-Untersuchungen mit und ohne iterativen Bildrekonstruktionsverfahren.

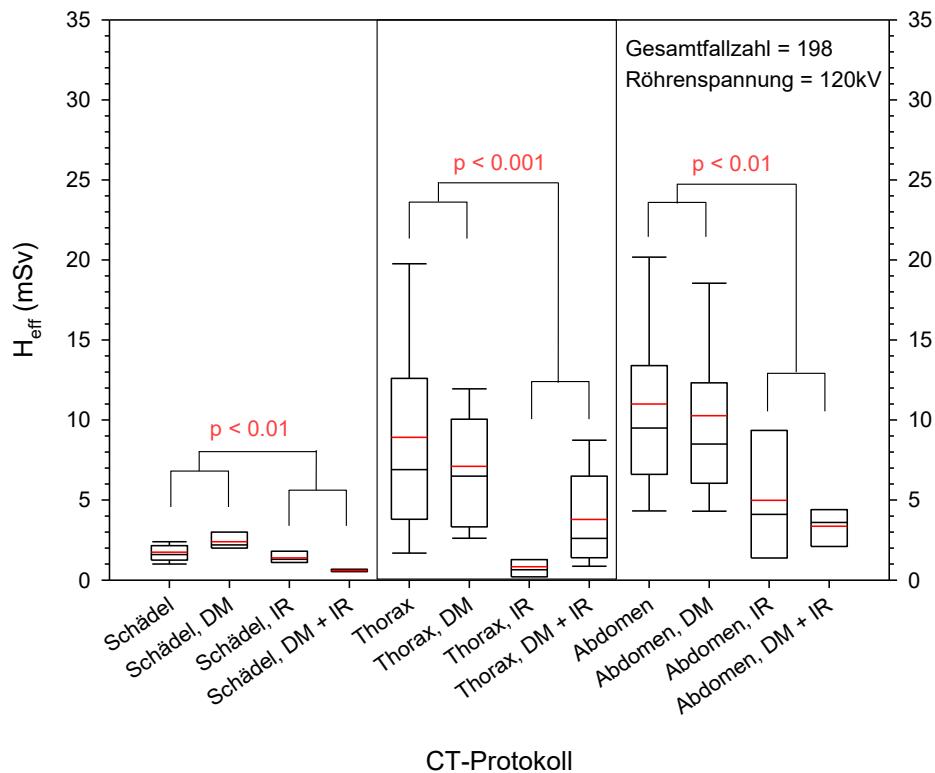


Abb. 4.9.c. Effektivdosis-Werte bei CT-Untersuchungen des Schädelns, des Thorax und des Abdomens jeweils (1) ohne Dosisreduktionstechnik, (2) unter Anwendung eines Verfahrens zur Röhrenstrommodulation (DM) bzw. (3) zur iterativen Bildrekonstruktion (IR) bzw. (4) unter kombinierter Anwendung dieser Verfahren (DM + IR) gemäß der internationalen Literatur der letzten Jahre (**Tab. 8.11** bzw. **Tab. 8.12**). Bei allen Protokollen besteht ein sehr bis hoch signifikanter Unterschied ($p < 0,01$ bis $p < 0,001$) zwischen CT-Untersuchungen mit und ohne iterativen Bildrekonstruktionsverfahren.

4.1.4.6. High-Pitch-Verfahren /94, 257, 258/

Strahlendosis und objektive Bildqualität bei einer CT-Untersuchung sind eine direkte Funktion des Pitch-Faktors; bei sonst unveränderten Expositionsparametern steigen Dosis [843, 845, 848] und Bildqualität [853, 1134] mit sinkendem Pitch und vice versa. Das High-Pitch-Verfahren nun erlaubt durch verbesserte Bildverarbeitungsalgorithmen eine dramatische Vergrößerung des Pitch-Faktors und damit in Abhängigkeit vom Untersuchungsprotokoll eine Dosisreduktion um bis zu über 60% (**Tab. 4.6**).

Tab. 4.6. Dosisreduktion durch High-Pitch-Verfahren bei verschiedenen CT-Protokollen.

CT-Protokoll	Dosisreduktion
Hals	55% [838]
Thorax	59% [852]
Abdomen	36% [842] 45% [837]
Cardio-CTA	41% [705] 48% [835] 86% [851]
CTA der thoracoabdominalen Aorta	20% [846] 60% [839]

Allerdings ist die Wahl des Pitch-Faktors bei der Spiral-CT bzw. des Tischinkrements bei der Hochauflösenden Einzelschicht-CT aus bildverarbeitungstechnischen Gründen Limitationen

unterworfen. So begrenzt bei der CT-Cardangiographie das geringe Scanvolumen die Wahl des Pitch-Faktors [468]. Bei der Thorax-CT zur Diagnostik von Lungenstrukturerkrankungen wird die mit einer Erhöhung des Pitch-Faktors einhergehende Verminderung der Anzahl der Schnittbilder wegen der hierdurch einhergehenden Verminderung der Bildqualität als nicht sinnvoll erachtet [1034], zumal hierdurch die quantitative Lungendiagnostik erschwert wird [1035].

4.1.4.8. Physikalische Abschirmungsmaßnahmen /94, 257, 258/

Die Abschirmung strahlenempfindlicher Organe wie der Augenlinse, der Schilddrüse oder der Mamma durch Auflage von Wismut- oder Bleischilden wurde im Jahre 1997 eingeführt [555] und bewirkt bei korrekter Anwendung in den Organen eine Reduktion der Organdosis um etwa 20-80% (**Tab. 4.7**). **Erwachsenenradiologie.** In der Erwachsenenradiologie entfaltet die Röhrenstrommodulation hinsichtlich der zu erzielenden Dosisreduktion ihre größte Wirkung und vermag dort insbesondere die durch Anwendung von Wismut-Mamma-Abschirmungen zu erzielenden Dosisreduktionen zu übertreffen [546, 686]; die organbasierte Dosismodulation bewirkt hier einen der Wismut-Abschirmung vergleichbaren Effekt [688, 696, 697]. Somit sind in der Erwachsenenradiologie Röhrenstrommodulation und organbasierte Dosismodulation als wirksame Alternativen zu den aus bildverarbeitungstechnischen Gründen zweifelhaften Abschirmungsmaßnahmen anzusprechen. **Kinderradiologie.** Nicht nur in der pädiatrischen Radiologie wird der Einsatz von Abschirmungsmaßnahmen höchst kontrovers diskutiert [560, 1071]. Grundsätzlich steht der Kinderradiologie die Röhrenstrommodulation aufgrund ihrer anthropometriebedingt deutlich herabgesetzten Effizienz bei Kindern nicht als ernsthafte Alternative zu anderen Dosisreduktionsmaßnahmen zur Verfügung [1087, 1098]; so bewirkt beispielsweise gemäß Phantommessungen die Röhrenstrommodulation keine höhere Dosisreduktion als die alleinige Verwendung von Mamma-Schutzschilden [1103]. Aus diesem Grunde wird hier die Anwendung organspezifischer Abschirmungsmaßnahmen empfohlen [1070], zumal die Schonung oberflächennah lokalisierter Organe und Gewebe allein durch Abschirmungsmaßnahmen wirksam zu erzielen ist [1072]. Insbesondere ist bei pädiatrischen CT-Untersuchungen des Schädel der Schutz der Augenlinse von ganz erheblicher Bedeutung, da Kinder nicht nur am Beginn ihrer Strahlenexpositionsgeschichte stehen, sondern auch bei entsprechenden Indikationen wiederholten Schädel-CT-Untersuchungen unterzogen werden und hierbei kumulative Linsendosen von bis zu 256 mSv erhalten können [1028]; allerdings ist bei der Verwendung von Augenschilden deren korrekte Positionierung zur Minimierung von Bildartefakten bzw. Erfahrung in der Interpretation von Bildartefakten von Wichtigkeit [1075]. Noch effektiver kann eine Reduktion der Augenlinsendosis durch eine Entfernung der Augenlinse aus dem Nutzstrahlenbündel mittels Kippung der Gantry erreicht werden [697]. Vom Standpunkt der Bildverarbeitung jedoch wird von der Anwendung von Abschirmungsmaßnahmen dringend abgeraten [1071], da die erwünschte deutliche Verringerung der Strahlenexposition oberflächennah lokalisierter Organe und Gewebe vor allem bei Kindern aus strahlengeometrischen Gründen gleichzeitig mit einer ebensolchen der bildgebenden Dosis und damit der Bildqualität einhergeht [1071]. Dies ist vor allem bei simultaner Verwendung der Röhrenstrommodulation [1103] der Fall, bei der besonderes Augenmerk auf die Anfertigung eines nativen Topogramms vor Anbringung der physikalischen Abschirmung zu richten ist [1088].

Sehr wahrscheinlich ist die Wirkung von Abschirmungsmaßnahmen und Röhrenstrommodulationstechniken auf Bildqualität und Strahlendosis als Synergieeffekt aufzufassen und entsprechend zu behandeln [1072]. Vielversprechend scheint in diesem Zusammenhang insbesondere die Kombination aus organbasierter Dosismodulation (OBDM) und lokalen Abschirmungsmaßnahmen.

Tab. 4.7. Dosisreduktion durch Wismut- und Bleiabschirmungen bei Standard-Protokollen.

Organ	Dosisreduktion um					
	Schädel	Hals	Thorax	Abdomen	Becken	Cardio-CTA / Pulmonal-CTA
Augen-linse	11% [550] 11% [685] 16% [561] 25% [697]* 27% [549] 33% [1074]* 34% [680]* 35% [1073]* 38% [557] 40% [551] 44% [562] 45% [1070]* 50% [559] 53% [556]	12% [683] 50% [649]				
Schild-drüse	13% [545]* 13% [1070]* 15% [561] 23% [552] 33% [563] 45% [543] 51% [562]	15% [685] 26% [549] 28% [683]* 31% [568] 33% [686]* 36% [554] 50% [649]	2% [1102]	24% [563]		
Mam-ma	57% [544] 76% [543] 92% [563]		13% [545]* 20% [561] 20% [1103] 23% [685] 26% [1102] 28% [568] 29% [1069] 30% [546] 30% [549] 33% [548] 34% [554] 37% [679] 47% [688]	53% [563]		26% [547]* 33% [548] 37% [566] 42% [631]* 46% [481] 49% [557]
Lunge	53% [563]		7% [1069] 9% [1102] 15% [549]	9% [563]		16% [631]
Testes			72% [558] 83% [563]	82% [563] 87% [553] 95% [552] 96% [550]	93% [564]	
RKM	36% [563]	15% [686]*	5% [563]	7% [563]		

* = Zusammenfassung mehrerer Zahlenwerte innerhalb einer Studie zu einem Mittelwert.

Tab. 4.8. Vor- und Nachteile physikalischer Abschirmungsmaßnahmen [1076].

Vorteile.
▪ Gute Steuerbarkeit von Dosis und Bildqualität
▪ Einfache Handhabung
▪ Subjektive Wahrnehmung von Sicherheit durch den Patienten
Nachteile.
▪ Überexposition bei fehlerhafter Platzierung
▪ Verfälschung der Hounsfield-Einheiten
▪ Komplexe Interaktion mit einer ggf. zugeschalteten Röhrenstrommodulation

Die Vor- und Nachteile physikalischer Abschirmungsmaßnahmen wurden in **Tab. 4.8** zusammengefasst [1076].

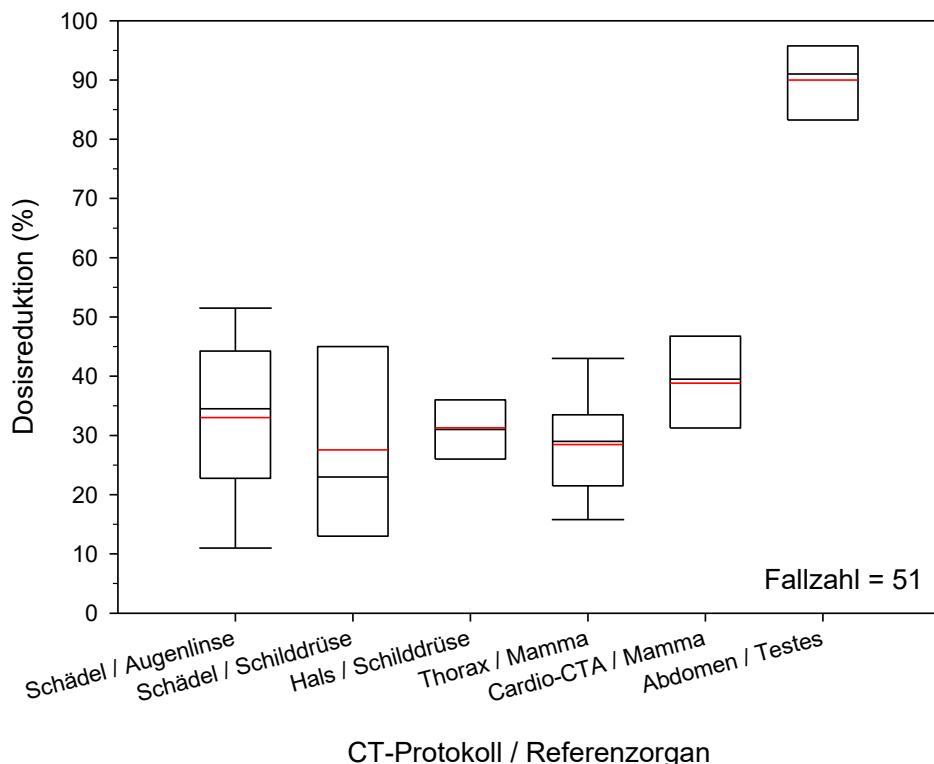


Abb. 4.10: Dosisreduktion bei verschiedenen CT-Protokollen durch Anwendung physikalischer Abschirmungen bei verschiedenen Referenzorganen. Die Daten wurden **Tab. 4.7** entnommen. Die zu erzielende Dosisreduktion beträgt demnach weitgehend unabhängig vom CT-Protokoll und vom Referenzorgan im Median etwa 30%, bei Abdomenprotokollen für die Testes im Median etwa 95%.

4.1.4.9. Organbasierte Röhrenstrommodulation (organbasierte Dosismodulation) [94, 257, 258]

Die organ-basierte Röhrenstrommodulation (organ-based tube current modulation, OBTCM) bzw. organ-basierte Dosismodulation (OBDM) erlaubt durch die sektorielle Variation des Röhrenstromes in der Transversalebene des Patienten vor allem die Verminderung der Strahlenexposition oberflächlich lokalisierter Organe wie der Augenlinse, der Schilddrüse und der Mamma (**Tab. 4.9**); hierbei ist eine Reduktion der Organdosis um bis zu 47% [680, 688, 697] bzw. eine Reduktion der effektiven Dosis um bis zu 16% möglich [689, 691, 692, 693]. Wenn auch bei bestimmten Untersuchungsprotokollen ein Einfluss auf die effektive Dosis nicht nachweisbar ist, bewirkt die OBDM dennoch eine Reduktion der lokalen Organdosen ohne Beeinträchtigung der Bildqualität [694]. Die OBDM kann daher als sinnvolle Alternative eingesetzt werden, um eine Abschirmung der Augenlinsen bei der Schädel-CT weitgehend [680, 697] und der Mammae bei der Thorax-CT fast vollständig zu ersetzen [679, 688, 696]. Die OBDM stellt insbesondere eine sinnvolle Alternative zu der bei pädiatrischen Untersuchungsprotokollen aufgrund des eher kreisförmigen Körperquerschnittes von Kindern weniger wirksamen angularen Röhrenstrommodulation dar [1105] und kann bei pädiatrischen Protokollen ohne nennenswerten Verlust an Bildqualität angewandt werden [1104]. Allerdings kann die Schonung einzelner strahlenempfindlicher Organe und Gewebe durch die OBDM aufgrund der kompensativen Erhöhung des mittleren Röhrenstromes mit einer Erhöhung der effektiven Dosis einhergehen [690].

Tab. 4.9. Dosisreduktion durch OBDM.

Organ	Dosisreduktion um
Augenlinse	19% [690]
Gehirn	11% [690]
Mamma	31% [690]
Lunge	21% [690]
Herz	24% [690]
Wirbelsäule	6% [690]

4.1.5. CTDI_{vol}, Dosis-Längen-Produkte und Effektivdosen bei diversen Scanprotokollen
 Einen Überblick über die gemäß Literaturstudie zum Berichtszeitpunkt bei den CT-Untersuchungen des Schädelns, des Thorax und des Abdomens sowie bei der Pulmonalis-CTA applizierten CTDI_{vol}, Dosis-Längen-Produkte und Effektivdosen zeigen die Abb. 4.11.

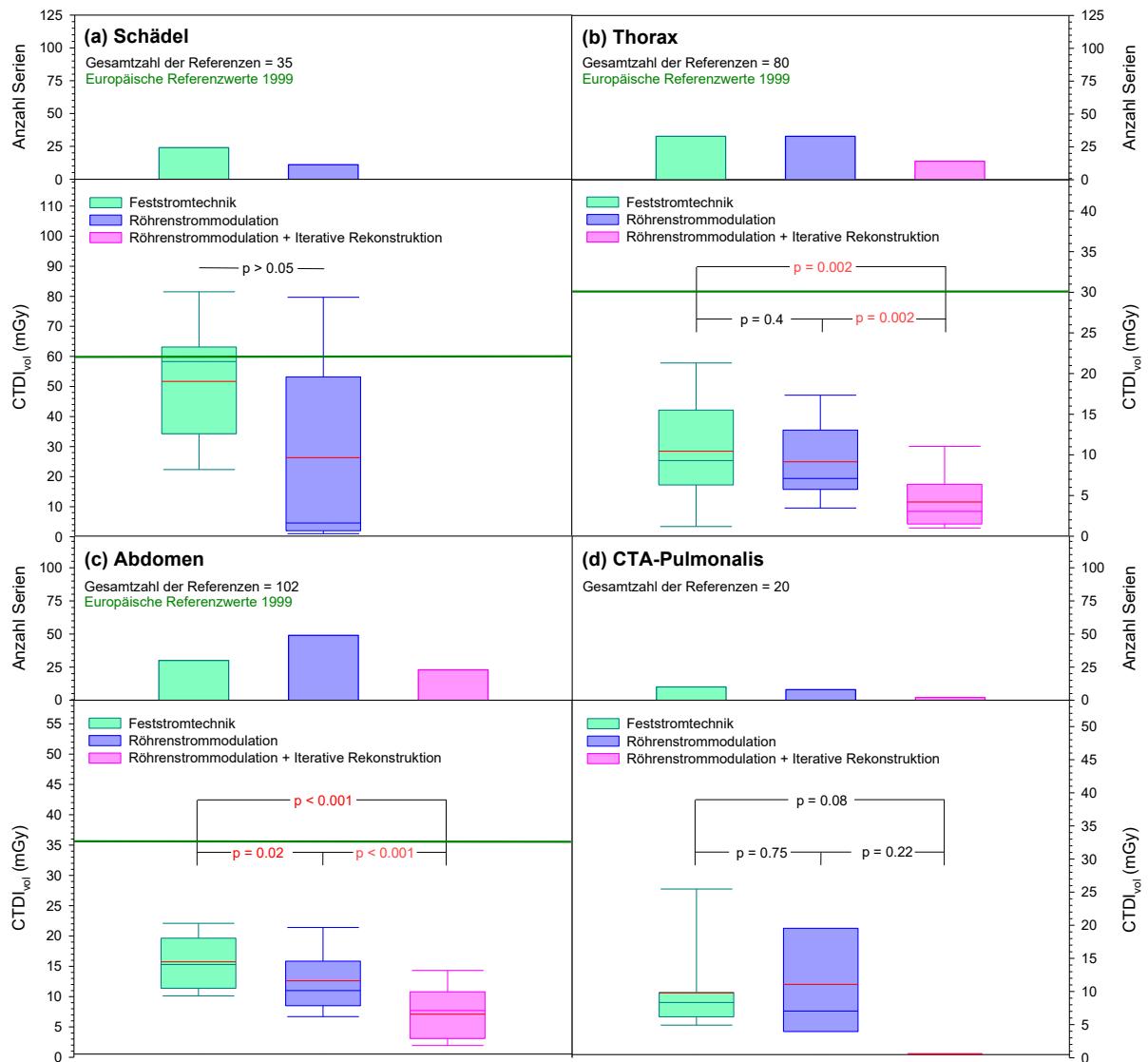


Abb. 4.11.a: CTDI_{vol} des Patienten in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Im Gegensatz zu Abb. 4.9.a wurden sämtliche Röhrenspannungsstufen subsumiert. In naturgemäßer Übereinstimmung zu Abb. 4.9.a zeigt sich bei den CT-Untersuchungen des Thorax und des Abdomens eine statistisch signifikante Verminderung der effektiven Dosis bei kombinierter Verwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion (rot gekennzeichneter p-Wert). Die geringe Zahl der Referenzen für die CT-Untersuchung des Schädelns und die Pulmonalis-CTA lässt keine signifikanten Aussagen zu.

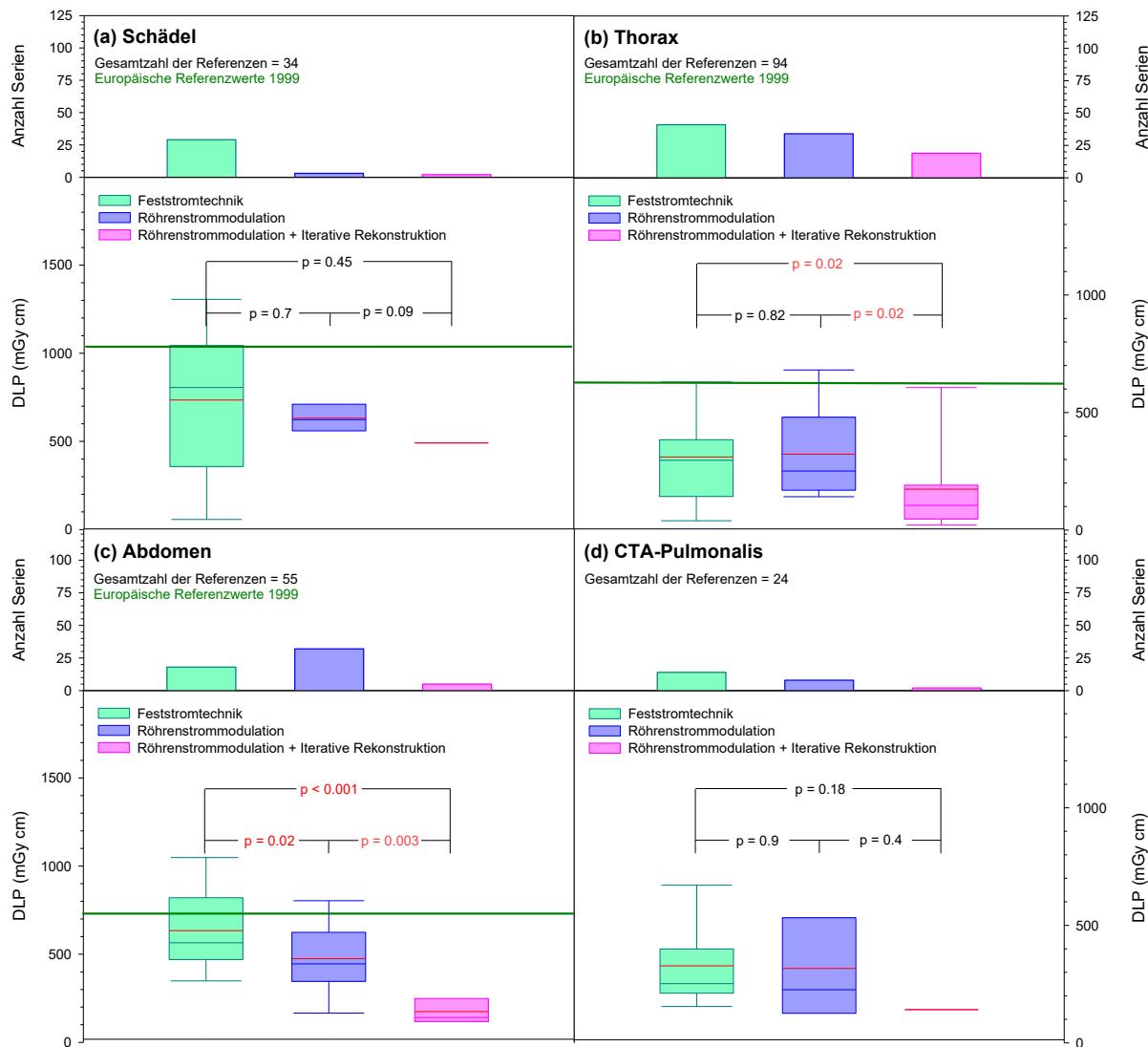


Abb. 4.11.b: Dosis-Längen-Produkt des Patienten in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Im Gegensatz zu Abb. 4.9.b wurden sämtliche Röhrenspannungsstufen subsumiert. In naturgemäßer Übereinstimmung zu Abb. 4.9.b zeigt sich bei den CT-Untersuchungen des Thorax und des Abdomens eine statistisch signifikante Verminderung der effektiven Dosis bei kombinierter Verwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion (rot gekennzeichneter p-Wert). Die geringe Zahl der Referenzen für die CT-Untersuchung des Schädel und die Pulmonalis-CTA lässt keine signifikanten Aussagen zu.

In Abb. 4.11.a, Abb. 4.11.b bzw. Abb. 4.11.c wurden im Gegensatz zu den sehr ähnlichen Abb. 4.9.a, Abb. 4.9.b bzw. Abb. 4.9.c – einer besseren Vergleichbarkeit mit Abb. 4.24 bzw. Abb. 4.27 wegen – die CT-Pulmonalis-Angiographie in die Abbildung mit aufgenommen, Fälle mit ausschließlicher Verwendung iterativer Verfahren ohne gleichzeitige Röhrenstrommodulation ausgeschlossen und beliebige Röhrenspannungen subsumiert. Tab. 4.10.a, Tab. 4.10.b und Tab. 4.10.c zeigen die statistische Verteilung der Werte für den CTDI_{vol}, das DLP und die effektive Dosis bei den einzelnen CT-Techniken; in Tab. 4.11.a, Tab. 4.11.b und Tab. 4.11.c wurden die durch die einzelnen CT-Techniken gegenüber der Konstantstromtechnik bewirkte Reduktion des medianen CTDI_{vol}, des medianen DLP und der medianen effektiven Dosis aufgeführt, wobei statistisch signifikante Werte kursiv und fett hervorgehoben wurden.

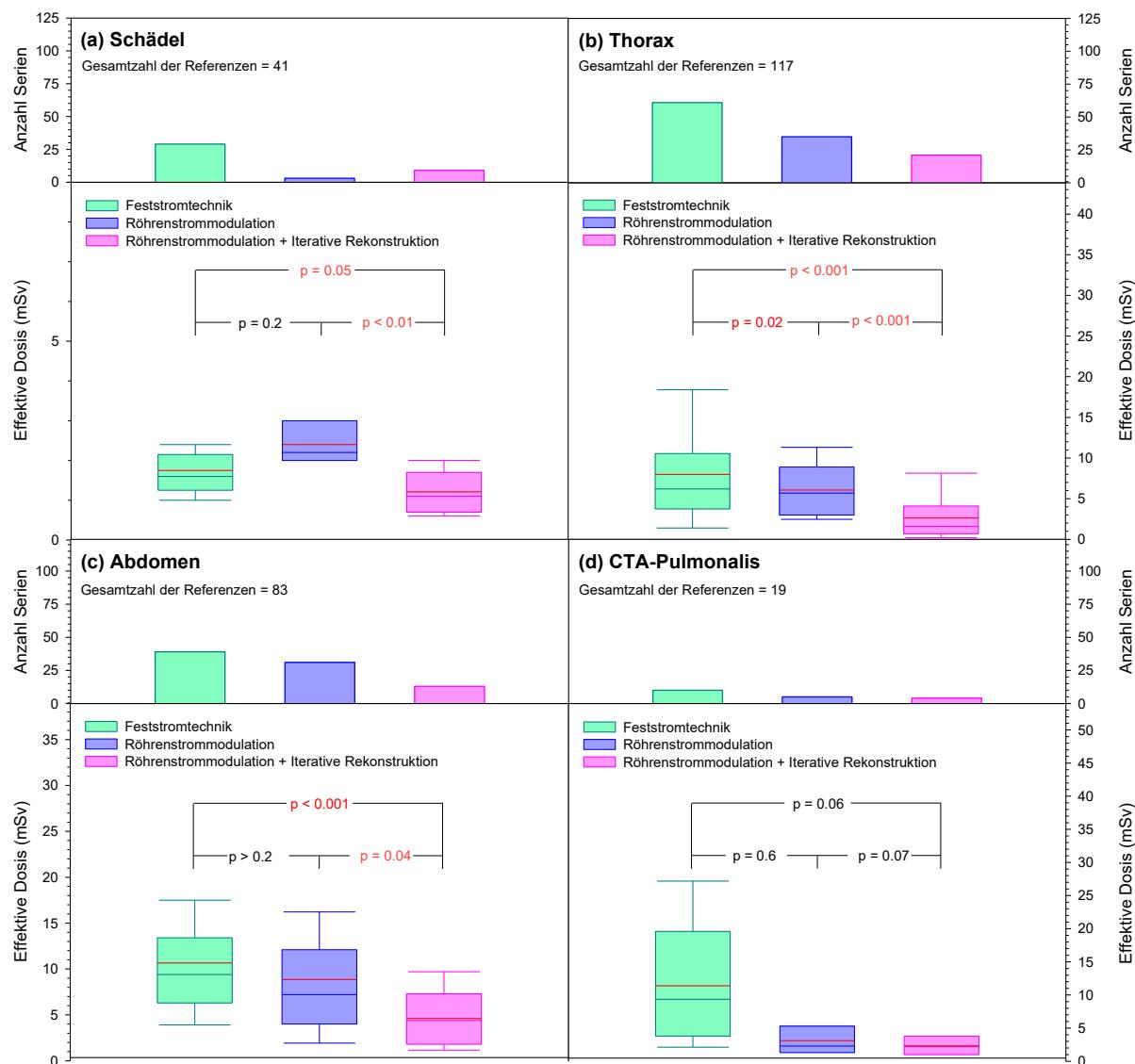


Abb. 4.11.c: Effektive Dosis des Patienten in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Im Gegensatz zu Abb. 4.9.c wurden sämtliche Röhrenspannungsstufen subsumiert. In naturgemäßer Übereinstimmung zu Abb. 4.9.c zeigt sich bei den CT-Untersuchungen des Thorax und des Abdomens eine statistisch signifikante Verminderung der effektiven Dosis bei kombinierter Verwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion (rot gekennzeichneter p-Wert). Die geringe Zahl der Referenzen für die Pulmonalis-CTA lässt keine signifikanten Aussagen zu.

Wie erkennbar ist, bewirkt demnach die kombinierte Anwendung der Röhrenstrommodulation und iterativer Bildrekonstruktionsverfahren eine signifikante Reduktion des Dosisbedarfs von CT-Untersuchungen des Schädel, des Thorax und des Abdomens; bei der CT-Pulmonalis-Angiographie konnte aufgrund der vergleichsweise geringen Anzahl von Literaturstellen kein signifikanter Zusammenhang zwischen CT-Technik und Dosisbedarf gefunden werden. Die Röhrenstrommodulation alleine scheint demgegenüber bei den meisten Protokollen keine signifikante Dosisreduktion zu bewirken. Es sei an dieser Stelle bereits bemerkt, dass dieses Ergebnis somit in Gegensatz zu den Ergebnissen der retrospektiven Querschnittsstudie steht, gemäß welcher im Wesentlichen die Röhrenstrommodulation zu einer signifikanten Dosisreduktion beitrug (Abschnitt 4.2.6.3).

4.1.6. Zusammenfassung [94, 257, 258]

Die Strahlenexposition des Patienten in der Computertomographie setzt sich aus dem Dosisbedarf einer CT-Untersuchung und der Exposition des Patienten zusammen. Eine Reduktion des Dosisbedarfs ist durch eine untersuchungs- und patientenadaptierte Herabsetzung der Röhrenspannung sowie durch eine Minimierung des effektiven Röhrenstromes durch Röhrenstrommodulation bzw. Anwendung iterativer Bildverarbeitungsalgorithmen möglich.

Tab. 4.10.a: Mittelwert und Perzentilenwerte des CTDI_{vol} in Abhängigkeit von der CT-Untersuchung und von der CT-Technik. Mittelwerte und Mediane stehen bei den einzelnen Untersuchungsprotokollen und Dosisreduktionstechniken in guter Übereinstimmung miteinander. Die Dosisreduktionstechniken der Röhrenstrommodulation bzw. iterativen Bildrekonstruktion bewirken bei allen Untersuchungsprotokollen eine deutliche Reduktion des Volumen-CTDI.

Protokoll	Dosisreduktionstechnik	Anzahl der Serien	CTDI _{vol} (mGy)						
			Minimum	Mittelwert	Maximum	Perzentilen (%)			
			10	25	50	75	90		
Schädel	Konstantstromtechnik	24	14	52	92	22	35	58	63
	Röhrenstrommodulation	11	1	27	86	0,9	2	5	53
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	0	-	-	-	-	-	-	-
Thorax	Konstantstromtechnik	33	1	10	26	1	6	9	16
	Röhrenstrommodulation	33	1	9	21	3	6	7	13
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	14	1	4	11	1	2	3	6
Abdomen	Konstantstromtechnik	30	10	16	27	10	12	15	20
	Röhrenstrommodulation	49	6	12	37	7	9	11	16
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	23	1	7	16	2	3	8	11
CTA-Pulmonalis	Konstantstromtechnik	10	5	9	27	5	6	8	10
	Röhrenstrommodulation	8	3	11	32	3	4	7	19
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	2	1	1	1	1	1	1	1

Tab. 4.11.a: Reduktion des medianen CTDI_{vol} durch verschiedene CT-Techniken vs. Konstantstromtechnik. Angegeben sind auf die Konstantstromtechnik bezogene prozentuale Reduktionsfaktoren. Ein Faktor = 0 bedeutet keinen Reduktionseffekt. Fett und kursiv gedruckte Werte sind von statistischer Signifikanz.

CT-Technik	Reduktionsfaktor (%)			
	Schädel	Thorax	Abdomen	CTA-Pulmonalis
Konstantstromtechnik	0	0	0	0
Röhrenstrommodulation	90	25	28	13
Röhrenstrommodulation + Iterative Rekonstruktion	-	68	50	93

Eine Verminderung der Strahlenexposition strahlenempfindlicher Organe und Gewebe kann bei gegebenem Dosisbedarf einer CT-Untersuchung patientenseitig durch physikalische Abschirmungsmaßnahmen bzw. organbasierte Röhrenstrommodulation erfolgen. In praxi erfolgt der Strahlenschutz des Patienten durch eine Kombination dieser Maßnahmen.

Tab. 4.10.b: Mittelwert und Perzentilenwerte des Dosis-Längen-Produktes in Abhängigkeit von der CT-Untersuchung und von der CT-Technik. Mittelwerte und Mediane stehen bei den einzelnen Untersuchungsprotokollen und Dosisreduktionstechniken in guter Übereinstimmung miteinander. Die Dosisreduktionstechniken der Röhrenstrommodulation bzw. iterativen Bildrekonstruktion bewirken bei allen Untersuchungsprotokollen eine deutliche Reduktion des Dosis-Längen-Produktes.

Protokoll	Dosisreduktionstechnik	Anzahl der Serien	Dosis-Längen-Produkt (mGy cm)						
			Minimum	Mittelwert	Maximum	Perzentilen (%)			
			10	25	50	75	90		
Schädel	Konstantstromtechnik	29	22	735	1526	51	356	806	1050
	Röhrenstrommodulation	3	560	632	711	-	559	624	715
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	2	491	491	491	-	-	-	-
Thorax	Konstantstromtechnik	41	8	311	894	42	144	296	386
	Röhrenstrommodulation	34	16	322	856	144	166	251	480
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	19	8	174	633	22	44	105	190
Abdomen	Konstantstromtechnik	18	350	634	1054	350	471	565	820
	Röhrenstrommodulation	32	126	475	845	170	348	447	627
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	5	100	175	254	-	119	142	250
CTA-Pulmonalis	Konstantstromtechnik	14	170	328	737	154	211	252	400
	Röhrenstrommodulation	8	81	317	839	-	127	228	534
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	2	21	142	262	-	-	-	-

Tab. 4.11.b: Reduktion des medianen Dosis-Längen-Produktes durch verschiedene CT-Techniken vs. Konstantstromtechnik. Angegeben sind auf die Konstantstromtechnik bezogene prozentuale Reduktionsfaktoren. Ein Faktor = 0 bedeutet keinen Reduktionseffekt. Fett und kursiv gedruckte Werte sind von statistischer Signifikanz.

CT-Technik	Reduktionsfaktor (%)			
	Schädel	Thorax	Abdomen	CTA-Pulmonalis
Konstantstromtechnik	0	0	0	0
Röhrenstrommodulation	23	15	21	10
Röhrenstrommodulation + Iterative Rekonstruktion	33*	65	75	57*

*) Aufgrund der zu geringen Fallzahl wurden hier statt der Mediane Mittelwerte zugrunde gelegt.

Wie anhand der Literaturstudie gezeigt werden konnte, vermögen die Einzelmaßnahmen jeweils eine nicht unbeträchtliche Dosisreduktion zu bewirken. **Tab. 4.12** zeigt einen Überblick über das im Rahmen dieser Literaturstudie gefundene Dosisreduktionspotential der verschiedenen Dosisreduktionsverfahren; die Werte stehen in sehr guter Übereinstimmung mit der der Literatur entnommenen **Tab. 2.3**.

Tab. 4.10.c: Mittelwert und Perzentilenwerte der effektiven Dosis in Abhängigkeit von der CT-Untersuchung und von der CT-Technik. Mittelwerte und Mediane stehen bei den einzelnen Untersuchungsprotokollen und Dosisreduktionstechniken in guter Übereinstimmung miteinander. Die Dosisreduktionstechniken der Röhrenstrommodulation bzw. iterativen Bildrekonstruktion bewirken bei allen Untersuchungsprotokollen eine deutliche Reduktion der effektiven Dosis.

Protokoll	Dosisreduktionstechnik	Anzahl der Serien	Effektive Dosis (mSv)							
			Minimum	Mittelwert	Maximum	Perzentilen (%)				
						10	25	50	75	
Schädel	Konstantstromtechnik	29	0,6	1,8	4,7	1,0	1,2	1,6	2,1	2,4
	Röhrenstrommodulation	3	2,0	2,4	3,0	-	2,0	2,2	3,0	-
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	9	0,6	1,2	2,0	0,6	0,7	1,1	1,7	2,0
Thorax	Konstantstromtechnik	61	0,1	8,0	28,0	1,4	3,7	6,2	10,6	18,5
	Röhrenstrommodulation	35	0,3	6,1	12,0	2,4	3,0	5,7	9,0	11,3
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	21	0,5	2,6	8,9	0,2	0,7	1,6	4,1	8,1
Abdomen	Konstantstromtechnik	39	2,6	10,7	26,0	4,0	6,3	9,4	13,4	17,5
	Röhrenstrommodulation	31	1,5	8,9	34,7	2,0	4,0	7,2	12,2	16,2
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	13	1,5	4,6	10,1	1,1	1,8	4,4	7,3	9,7
CTA-Pulmonalis	Konstantstromtechnik	10	2,0	11,4	28,0	2,2	3,8	9,4	19,6	27,1
	Röhrenstrommodulation	5	1,2	3,1	6,4	-	1,4	2,3	5,4	-
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	4	0,6	2,3	4,3	-	1,0	2,2	3,8	-

Tab. 4.11.c: Reduktion der medianen effektiven Dosis durch verschiedene CT-Techniken vs. Konstantstromtechnik. Angegeben sind auf die Konstantstromtechnik bezogene prozentuale Reduktionsfaktoren. Ein Faktor = 0 bedeutet keinen Reduktionseffekt. Fett und kursiv gedruckte Werte sind von statistischer Signifikanz.

CT-Technik	Reduktionsfaktor (%)			
	Schädel	Thorax	Abdomen	CTA-Pulmonalis
Konstantstromtechnik	0	0	0	0
Röhrenstrommodulation	-	8	23	76
Röhrenstrommodulation + Iterative Rekonstruktion	31	74	53	77

Allerdings geht jede einzelne dieser Maßnahmen bei sonst unveränderten Expositionsbedingungen mit einer Beeinflussung der Bildqualität einher. Aus diesem Grunde können die einzelnen Dosisreduktionsmaßnahmen nur dann klinisch sinnvoll eingesetzt werden, wenn eine hierdurch ggf. bedingte Verschlechterung der primären Bildqualität durch entsprechende Bildverarbeitungsalgorithmen kompensiert werden oder im Sinne der klinischen Fragestellung in Kauf genommen werden kann.

Bei der Kombination der Einzelmaßnahmen jedoch zeigen sich neben erwünschten Synergieeffekten auch kontraproduktive Auswirkungen entweder auf die Strahlenexposition des Patienten oder auf die Bildqualität.

So ist eine Reduktion der Röhrenspannung nur dann sinnvoll, wenn der Diameter des Patienten dies zulässt, da sonst ausreichende Bildqualität bei moderater Strahlendosis nicht erzielt werden kann. Während die Röhrenstrommodulation vor allem auf isozentrumnah lokalisierte Organe und Gewebe protektiv wirkt, kann eine effiziente Dosisreduktion in oberflächennah lokalisierten Organen und Geweben meist nur durch zusätzliche physikalische Abschirmungsmaßnahmen oder durch zusätzlichen Einsatz der organbasierten Röhrenstrommodulation erreicht werden. Allerdings setzt der Einsatz der Röhrenstrommodulation eine sehr sorgfältige Positionierung des Patienten voraus, da bereits bei geringfügig exzentrischer Lagerung des Patienten dosisrelevante Fehlsteuerungen auftreten können. Aufgrund ihrer vergleichsweise geringen Effizienz bei Kindern wird in der pädiatrischen Radiologie oftmals von einer Anwendung der Röhrenstrommodulation abgeraten und stattdessen eine besonders umsichtige manuelle Verringerung des Röhrenstromes empfohlen. Ebenso bleibt in der pädiatrischen Radiologie der Einsatz der Abschirmungsmaßnahmen aufgrund der bildverarbeitungstechnischen Auswirkungen umstritten.

Iterative Bildrekonstruktionsverfahren stellen hingegen aus dosimetrischer Sicht eine vielversprechende Ergänzung zu den anderen Dosisreduktionsverfahren dar. Die geringen Nachteile der iterativen Algorithmen scheinen eher technologischer Natur und könnten im Laufe der nächsten Jahre überwunden werden.

Insgesamt stellt die simultane Abstimmung der Dosisreduktionstechniken aufeinander einen multimodalen und somit hochkomplexen Prozess dar [z. B. 541]. Erschwerend wirkt sich hierbei die noch mangelhafte Translationalität zwischen mathematischer Grundlagenforschung und der klinischen Anwendung aus [7].

Tab. 4.12. Wirkung der einzelnen Dosisreduktionsmaßnahmen.

Verfahren	Protokoll	Dosisreduktionspotential	
		Intervall	Mittelwert
Abschirmungsmaßnahmen *	Standard	10 – 50%	30%
Herabsetzung der Röhrenspannung um 20 kV	Standard	10 – 70%	30%
Herabsetzung der Röhrenspannung um 20 kV	CT-Cardangiographie	25 – 60%	40%
Herabsetzung der Röhrenspannung um 40 kV	Standard	15 – 85%	50%
EKG-Steuerung retrospektiv vs. ohne	CT-Cardangiographie	15 – 95%	50%
EKG-Steuerung prospektiv vs. retrospektiv	CT-Cardangiographie	15 – 75%	35%
Röhrenstrommodulation	Standard	10 – 60%	25%
Iterative Rekonstruktion	Standard	5 – 65%	35%
High-Pitch-Verfahren	Standard	20 – 35%	40%

* Das Dosisreduktionspotential der Abschirmungsmaßnahmen bezieht sich auf die Organdosen in oberflächennah lokalisierten Organen und Geweben.

4.2. Retrospektive Querschnittsstudie [257, 258]

4.2.1. Grundlegende Eigenschaften des Datenbestandes [257, 258]

4.2.1.1. Ausgewogenheit der teilnehmenden Einrichtungen [257, 258]

An der Querschnittsstudie nahmen insgesamt 41 radiologische Einrichtungen mit insgesamt 280 Röntgenuntersuchungsdatensätzen teil (Tab. 4.13). Aufgrund der nicht rein willkürlich erfolgten Vorauswahl der potenziellen Teilnehmer bezüglich der Organisationsstruktur bzw. dem zu erwartenden Patientendurchsatz und der technischen Standards der radiologischen Institutionen konnte eine weitgehende Ausgewogenheit zwischen radiologischen Praxen und klinikassoziierten radiologischen Zentren erzielt werden. Wie Tab. 4.13 zeigt, waren rund 50% der teilnehmenden radiologischen Einrichtungen Universitätskliniken sowie Krankenhäuser (Kreiskrankenhäuser und kommunale Krankenhäuser) und rund 50% Praxisverbünde, Gemeinschaftspraxen und Einzelpraxen.

Tab. 4.13: Teilnehmende radiologische Einrichtungen.

Radiologische Einrichtung	Anzahl der Einrichtungen		Anzahl der CT-Untersuchungen	
	absolut	relativ (%)	absolut	relativ (%)
Universitätskliniken	4	10	33	12
Krankenhäuser	16	39	98	35
Praxisverbünde	4	10	59	21
Praxen	17	41	90	32
Summe	41	100	280	100

4.2.1.2. Verfügbarkeit der in der Studie zu berücksichtigenden CT-Techniken [257, 258]

Wie im Laufe der Datenakquisition festgestellt werden konnte, war die Verfügbarkeit vieler der a priori gemäß Tab. 3.2 zu betrachtenden Untersuchungsprotokolle und CT-Techniken de facto eingeschränkt.

So wurden pädiatrische CT-Untersuchungen offensichtlich fast ausschließlich in radiologischen Zentren in Kliniken und Universitätskliniken, kaum aber in radiologischen Praxen durchgeführt, welch letztere im Übrigen nur in Ausnahmefällen über ausgebildete Kinderradiologen verfügten. Aus diesem Grunde konnte lediglich eine geringe Anzahl von 20 Bildatensätzen zu pädiatrischen CT-Untersuchungen des Thorax erhoben werden, welche daher nicht in die Studie einbezogen wurden. Zudem wurden weitere 5 Datensätze zu Becken-Bein-CT-Angiographien verworfen. Auch wurde aufgrund ihrer offensichtlich zum Zeitpunkt der Studie noch vergleichsweise geringen Verbreitung die Technik der Dual-Energy-CT in der Studie nicht berücksichtigt.

In die Studie wurden somit CT-Untersuchungen des Schädelns, des Thorax, des Abdomens sowie CT-Angiographien der A. pulmonalis und der Aorta aufgenommen, wie sie unter Konstantstromtechnik, unter Röhrenstrommodulation sowie unter Röhrenstrommodulation in Kombination mit iterativen Bildrekonstruktionsverfahren durchgeführt wurden.

4.2.1.3. Abstimmung der Geräteeinstellungen auf die CT-Protokolle [257, 258]

Ein wesentliches Problem stellte bei der Akquisition die Erfassung der von den Geräteherstellern vor Ort vorgenommenen Geräteeinstellungen bzw. deren Dokumentation durch den Gerätehersteller in den RIS-PACS-Systemen dar. So konnte in Einzelfällen selbst vor Ort bei Existenz mehrerer CT-Scanner anhand der Dokumentation der CT-Untersuchungen in den RIS-PACS-Systemen nicht eindeutig geklärt werden, wann Dosismodulationstechniken oder iterative Verfahren bei einzelnen CT-Untersuchungen zur Anwendung gelangten. In einem Einzelfall führte die Datenakquisition zur Aufdeckung einer von der Applikationsassistenz der Herstellerfirma vorgenommenen fehlerhaften Einstellung der Röhrenstrommodulation im Rah-

men einer zeitlich kurz vorher erfolgten Neuinstallation eines CT-Scanners. Wie im übrigen eine Analyse der DICOM-Daten zeigte, wird der hochstandardisierte DICOM-Standard von den Geräteherstellern offensichtlich nicht ausgeschöpft und die gegebenen Möglichkeiten zu einer eindeutigen Dokumentation der Expositionsmodalitäten nicht oder nicht in standardisierter Weise genutzt.

4.2.1.4. Standorte der teilnehmenden radiologischen Einrichtungen /257, 258/

Den Teilnehmern der Studie wurde größtmögliche Diskretion zugesichert. Aus diesem Grunde werden im Folgenden die Standorte der radiologischen Einrichtungen lediglich durch die zugehörigen Landkreise repräsentiert (Abb. 4.12, Tab. 4.14). Zur Wahrung größtmöglicher Neutralität wurden Daten der die Studie durchführenden Institution, des vormaligen Institutes für klinische Radiologie¹⁷, Klinikum der Universität München, nicht in die Studie einbezogen.

Tab. 4.14. Standorte der teilnehmenden radiologischen Einrichtungen nach Landkreisen. Von den insgesamt 305 akquirierten Bilddatensätzen mussten 25 Bilddatensätze aus verschiedenen Gründen verworfen werden (siehe Text).

Ort / Landkreis	Anzahl der			
	Einrichtungen	Abteilungen und Praxen	CT-Untersuchungs-Datensätze	Bildserien
Amberg	1	1	8	12
Augsburg	2	4	16	21
Bad Kissingen	1	1	7	10
Berchtesgadener Land	1	1	4	6
Cham	1	1	5	8
Ebersberg	1	1	10	14
Erding	1	1	4	1
Freising	1	1	4	7
Fürstenfeldbruck	3	3	21	22
Garmisch-Partenkirchen	1	1	5	9
Hamburg	8	13	51	104
Kempten	1	1	3	3
Mannheim	1	1	17	27
München	9	13	66	123
Nürnberg	1	1	5	6
Regensburg	3	5	26	48
Starnberg	2	2	11	8
Traunstein	1	1	8	13
Tübingen	1	1	5	18
Weilheim-Schongau	1	1	4	5
Summe	41	54	280	465
Verworfene Datensätze	-	-	25	-
Gesamtsumme	41	54	305	-

¹⁷ Ehemals: Institut für klinische Radiologie, Direktor: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Maximilian Reiser; nunmehr: Klinik und Poliklinik für Radiologie, Direktor: Prof. Dr. med. Jens Ricke.

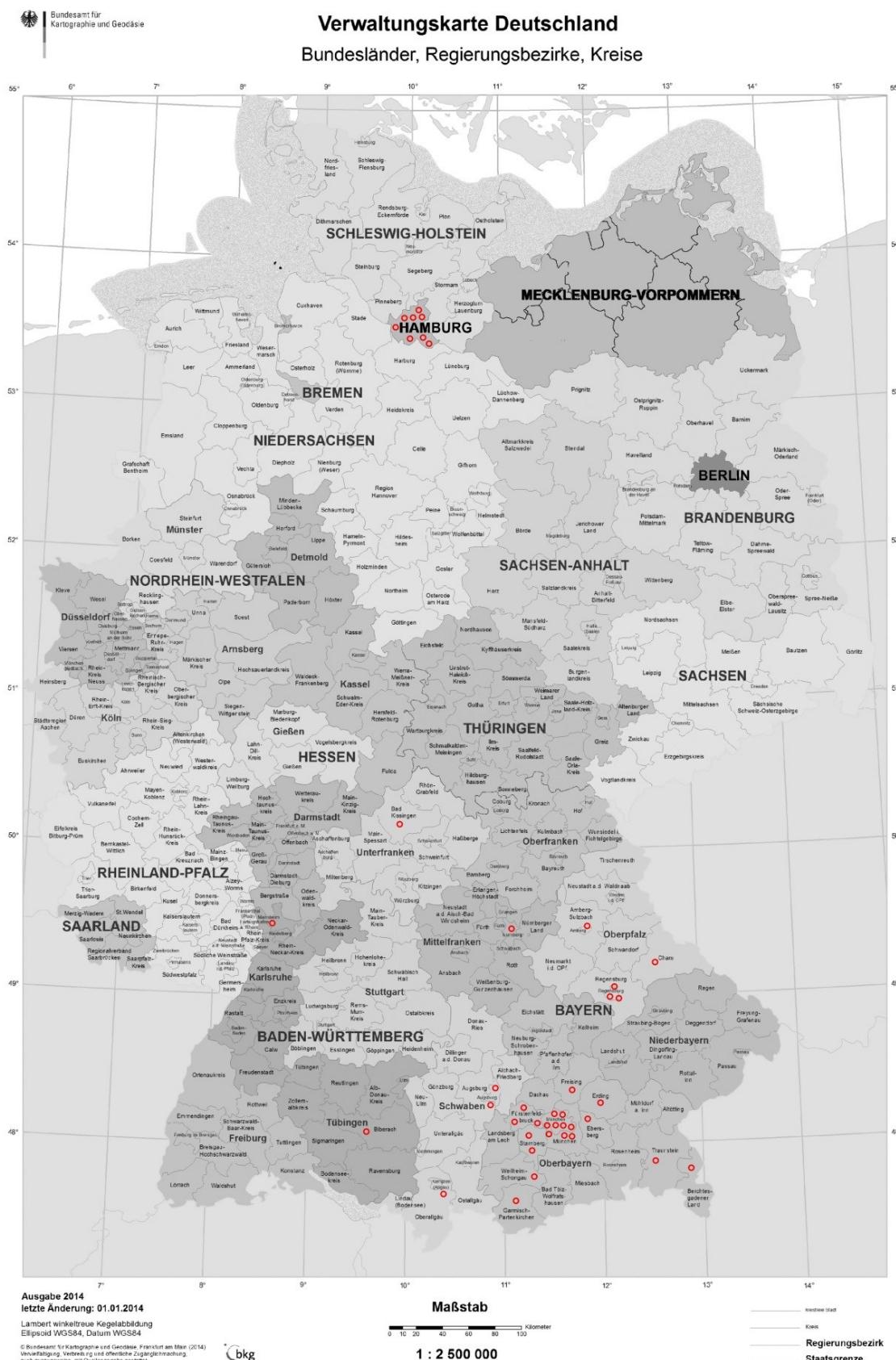


Abb. 4.12: Ungefähr Standorte der teilnehmenden radiologischen Einrichtungen (Karte: Verwaltungskarte der Bundesrepublik Deutschland, Bundesamt für Kartographie und Geodäsie). Die Schwerpunkte der Studie lagen in Bayern und Hamburg.

4.2.2. Scanner-Fabrikate [257, 258]

In der überwiegenden Anzahl der Fälle kamen CT-Scanner der Firmen General Electric, Philips, Siemens und Toshiba zum Einsatz. Erwartungsgemäß verfügten klinikassoziierte radiologische Einrichtungen tendenziell über modernere CT-Geräte als radiologische Praxen. Eine Übersicht über die eingesetzten CT-Scanner-Typen bietet **Tab. 4.15**. Wie aus **Tab. 4.15**, **Abb. 4.13** und **Abb. 4.14** ersichtlich ist, wurden in den meisten radiologischen Einrichtungen 16-Zeilen-Geräte und 64-Zeilen-Geräte verwendet; moderne 256-Zeilen-Geräte wurden in den teilnehmenden radiologischen Einzelpraxen nicht betrieben. Entsprechend zeigt eine Be- trachtung der Mittelwerte der Zeilenzahl der in den Einrichtungen vorgefundenen CT-Scanner eine Zunahme der Zeilenzahl von der Praxis (28 Zeilen) über den Praxisverbund (64 Zeilen) und das Krankenhaus (74 Zeilen) bis zur Universitätsklinik (174 Zeilen) wohl aufgrund der in dieser Reihenfolge zunehmend gehobeneren Geräteausstattung (**Abb. 4.13**).

Tab. 4.15. In den teilnehmenden radiologischen Einrichtungen eingesetzte Scannerfabrikate.

Scannerfabrikat		Z ⁽¹⁾	Art der Einrichtung				Häufigkeit	
			Praxis	Praxis-verbund	Kranken-haus	Universitäts-klinik	absolut	relativ (%)
GE ⁽²⁾	Brightspeed	16			1		4	6
	Lightspeed plus	4			1			
	Optima CT 660	16	1		1			
Philips	Brilliance 16	16	2				9	14
	Brilliance 40	40			1			
	Brilliance 64	64	1		2			
	iCT 256	256				1		
	Ingenuity CT	128			2			
PNMS ⁽³⁾	MX 16	16	1		1		2	3
Siemens	Emotion Duo	2	1					
	Emotion 6	6	1				41	65
	Emotion 16	16	7	2		1		
	Sensation 16	16	2	1	2			
	Sensation 64	64	1		2			
	Sensation Open	40			2			
	Somatom							
	Definition AS, Definition AS+	64	3	4	4			
	Somatom							
	Definition Flash	256		1	3	2		
Toshiba	Somatom Force	256				1	7	12
	Volume Zoom	4				1		
	Activion 16	16	1					
	Alexion	16	2					
	Aquilion	16			2			
	Aquilion Prime	80	1					
	Asteion	4		1			63	100
	Summe	-	24	9	24	6		

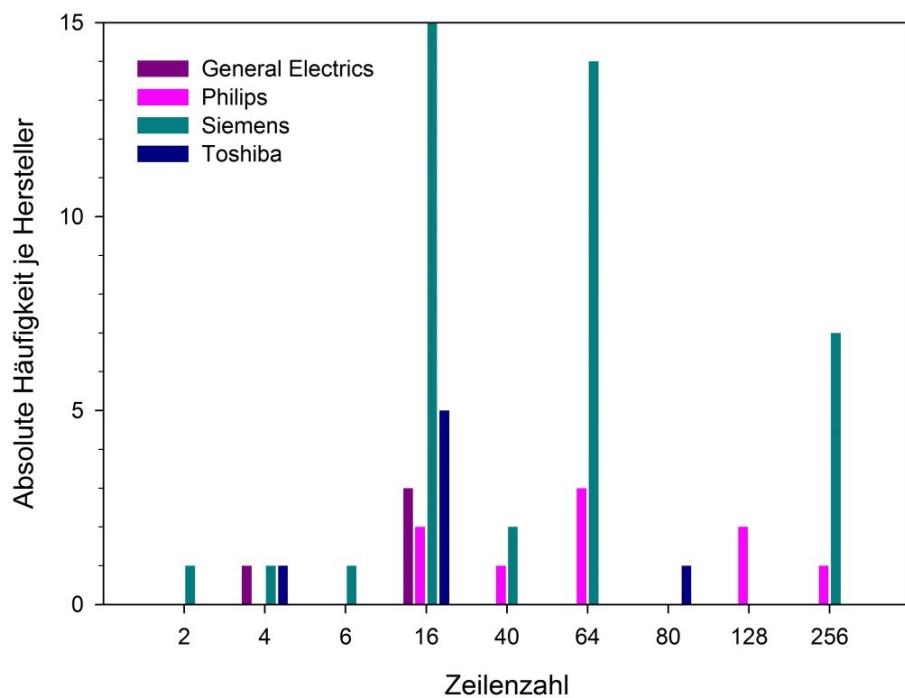


Abb. 4.13: Absolute Häufigkeitsverteilung der CT-Geräte der vier häufigsten Hersteller nach der Zeilenzahl. Vorwiegend wurden 16- und 64-Zeilen-Geräte betrieben.

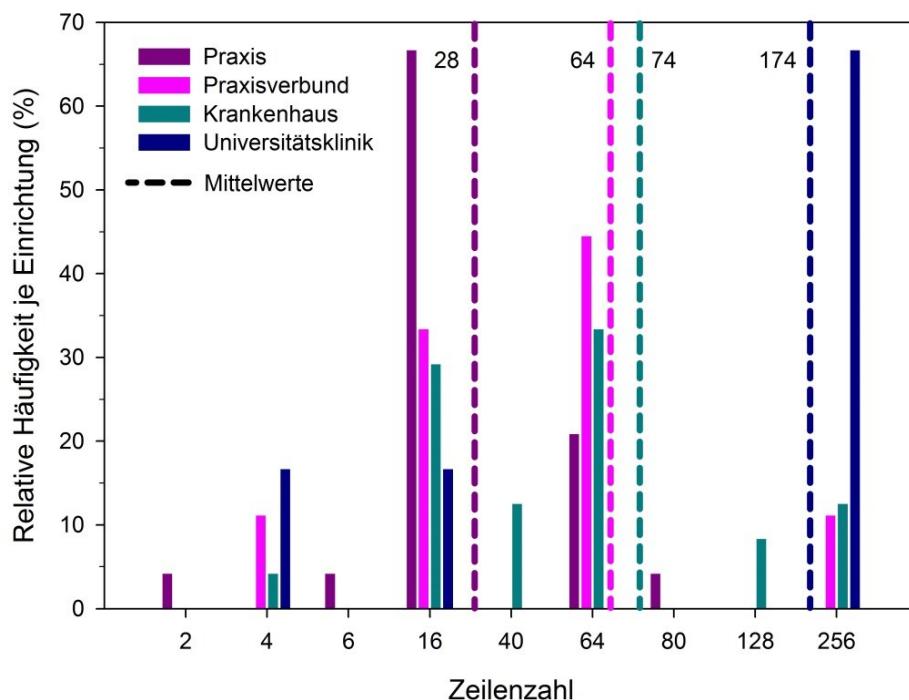


Abb. 4.14: Relative Häufigkeitsverteilung der CT-Geräte in den teilnehmenden radiologischen Einrichtungen nach der Zeilenzahl. 16- und 64-Zeilen-Geräte wurden vorwiegend in radiologischen Einzelpraxen, Praxisverbünden und Krankenhäusern betrieben; moderne 256-Zeilen-Geräte wurden in radiologischen Einzelpraxen nicht vorgefunden. Der Mittelwert der Zeilenzahl der Geräte nimmt von der Praxis (28 Zeilen) über den Praxisverbund (64 Zeilen) und das Krankenhaus (74 Zeilen) bis zur Universitätsklinik (174 Zeilen) zu.

4.2.3. CT-Protokolle und CT-Techniken [257, 258]

Wie aus **Abb. 4.15** hervorgeht, weist der erhobene Datenbestand eine weitgehende Ausgewogenheit bezüglich der relativen Anzahl von CT-Untersuchungen des Schädels, des Thorax, des Abdomens sowie der subsumierten CT-Angiographie-Techniken auf.

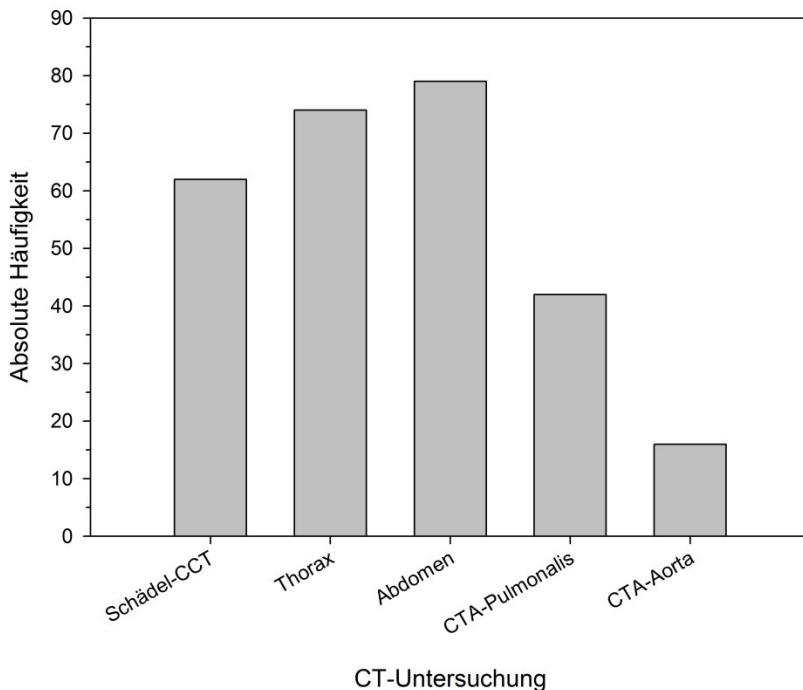


Abb. 4.15: Absolute Häufigkeitsverteilung der in den teilnehmenden radiologischen Einrichtungen akquirierten CT-Untersuchungen. Bei Subsumierung der CT-Angiographie-Techniken liegt in guter Näherung eine Gleichverteilung der CT-Untersuchungen vor.

Abb. 4.16 in Verbindung mit **Tab. 4.16** bzw. **Abb. 4.17** in Verbindung mit **Tab. 4.17** stellen in Form einer Matrix bzw. Balkengraphik die absoluten und relativen Häufigkeitsverteilungen der unterschiedlichen CT-Untersuchungstechniken in Abhängigkeit vom CT-Protokoll bzw. in Abhängigkeit von der Art der radiologischen Einrichtung dar, **Tab. 4.17** mit **Tab. 4.21** differenzieren nochmals nach der Art der Untersuchungsprotokolls.

Demnach wurde die Konstantstromtechnik vornehmlich bei der CT-Untersuchung des Schädels und die Röhrenstrommodulation hauptsächlich bei Untersuchungen des Körperstamms eingesetzt, während die Röhrenstrommodulation in Kombination mit iterativen Bildrekonstruktionsverfahren vorwiegend bei den Abdomentechniken angewandt wurde (**Abb. 4.16, Tab. 4.17**). Hierbei wurde die Konstantstromtechnik in 22%, die Röhrenstrommodulation in 49%, die Konstantstromtechnik in Kombination mit iterativen Bildrekonstruktionsverfahren in 3% und die Röhrenstrommodulation in Kombination mit iterativen Bildrekonstruktionsverfahren in 26% der radiologischen Einrichtungen angewandt (**Tab. 4.17**). Die annähernde Gleichverteilung der angewandten Untersuchungsprotokolle in den radiologischen Einrichtungen ließ eine nähere Betrachtung der relativen Anwendungshäufigkeit der verschiedenen CT-Techniken in den radiologischen Einrichtungen zu: Während die Technik der Röhrenstrommodulation weitgehend unabhängig von der Art der radiologischen Einrichtung flächendeckende Anwendung fand, wurde die Konstantstromtechnik vergleichsweise häufig in radiologischen Praxen und die Kombination aus Röhrenstrommodulation und iterativer Rekonstruktion vergleichsweise häufig an Krankenhäusern angewandt; an den Universitätskliniken hingegen war keine Präferenz einer der drei CT-Techniken feststellbar (**Abb. 4.17** und **Tab. 4.17**).

Tab. 4.16: Verteilung der CT-Untersuchungstechniken nach CT-Protokollen.

CT-Protokoll	Konstant-strom-technik	Röhrenstrom modulation	Iterative Rekonstruktion	Röhrenstrom-modulation + Iterative Rekonstruktion	Summe
Schädel-CCT	39 (14%)	11 (4%)	9 (3%)	8 (3%)	67 (24%)
Thorax	8 (3%)	45 (16%)	1 (0%)	18 (6,5%)	72 (25,5%)
Abdomen	6 (2%)	50 (18%)	0 (0%)	27 (10%)	83 (30%)
CTA-Pulmonalis und CTA-Aorta	9 (3%)	31 (11 %)	0 (0%)	18 (6,5%)	58 (20,5%)
Summe	62 (22%)	137 (49%)	10 (3%)	71 (26%)	280 (100%)

Tab. 4.17: Verteilung der CT-Untersuchungstechniken nach radiologischen Einrichtungen.

Radiologische Einrichtung	Konstant-strom-technik	Röhrenstrom modulation	Iterative Rekonstruktion	Röhrenstrom-modulation + Iterative Rekonstruktion	Summe
Universitätskliniken	10 (4%)	14 (5%)	1 (0%)	8 (3%)	33 (12%)
Kliniken	18 (6%)	37 (13%)	6 (2%)	37 (13%)	98 (34%)
Praxisverbünde	9 (3%)	39 (14%)	1 (0%)	10 (4%)	59 (21%)
Praxen	25 (9%)	47 (17%)	2 (1%)	16 (6%)	90 (33%)
Summe	62 (22%)	137 (49%)	10 (3%)	71 (26%)	280 (100%)

Die Tabellen **Tab. 4.18** mit **Tab. 4.21** geben die absoluten und relativen Verteilungen der CT-Untersuchungen des Schädels, des Thorax und des Abdomens sowie der Pulmonalis-Angiographie hinsichtlich der angewandten CT-Techniken und der durchführenden klinisch-radiologischen Einrichtungen wieder.

Tab. 4.18: Verteilung der CT-Untersuchung des Schädels nach CT-Untersuchungstechniken und radiologischen Einrichtungen.

Radiologische Einrichtung	Konstant-strom-technik	Röhrenstrom modulation	Iterative Rekonstruktion	Röhrenstrom-modulation + Iterative Rekonstruktion	Summe
Universitätskliniken	4 (6%)	1 (1%)	1 (1%)	0 (0%)	6 (9%)
Kliniken	11 (16%)	2 (3%)	5 (7%)	4 (6%)	22 (33%)
Praxisverbünde	8 (12%)	6 (9%)	1 (2%)	3 (5%)	18 (27%)
Praxen	16 (24%)	2 (3%)	2 (3%)	1 (2%)	21 (31%)
Summe	39 (58%)	11 (16%)	9 (13%)	8 (13%)	67 (100%)

Tab. 4.19: Verteilung der CT-Untersuchung des Thorax nach CT-Untersuchungstechniken und radiologischen Einrichtungen.

Radiologische Einrichtung	Konstant-strom-technik	Röhrenstrom modulation	Iterative Rekonstruktion	Röhrenstrom-modulation + Iterative Rekonstruktion	Summe
Universitätskliniken	2 (3%)	4 (6%)	0 (0%)	2 (3%)	8 (12%)
Kliniken	3 (4%)	12 (17%)	1 (1%)	8 (11%)	24 (33%)
Praxisverbünde	0 (0%)	14 (19%)	0 (0%)	3 (4%)	17 (23%)
Praxen	3 (4%)	15 (21%)	0 (0%)	5 (7%)	23 (32%)
Summe	8 (11%)	45 (63%)	1 (1%)	18 (25%)	72 (100%)

Tab. 4.20: Verteilung der CT-Untersuchung des Abdomens nach CT-Untersuchungstechniken und radiologischen Einrichtungen.

Radiologische Einrichtung	Konstantstromtechnik	Röhrenstrom modulation	Iterative Rekonstruktion	Röhrenstrommodulation + Iterative Rekonstruktion	Summe
Universitätskliniken	1 (1%)	5 (6%)	0 (0%)	4 (5%)	10 (12%)
Kliniken	2 (2%)	14 (17%)	0 (0%)	13 (16%)	29 (35%)
Praxisverbünde	0 (0%)	16 (19%)	0 (0%)	3 (4%)	19 (23%)
Praxen	3 (4%)	15 (18%)	0 (0%)	7 (8%)	25 (30%)
Summe	6 (7%)	50 (60%)	0 (0%)	27 (33%)	83 (100%)

Tab. 4.21: Verteilung der CT-Angiographien der Vv. pulmonales und der Aorta nach CT-Untersuchungstechniken und radiologischen Einrichtungen.

Radiologische Einrichtung	Konstantstromtechnik	Röhrenstrom modulation	Iterative Rekonstruktion	Röhrenstrommodulation + Iterative Rekonstruktion	Summe
Universitätskliniken	3 (6%)	4 (7%)	0 (0%)	2 (4%)	9 (17%)
Kliniken	2 (4%)	9 (7%)	0 (0%)	12 (23%)	23 (34%)
Praxisverbünde	1 (2%)	2 (6%)	0 (0%)	1 (1%)	4 (9%)
Praxen	3 (6%)	16 (28%)	0 (0%)	3 (6%)	22 (40%)
Summe	9 (18%)	31 (48%)	0 (0%)	18 (34%)	58 (100%)

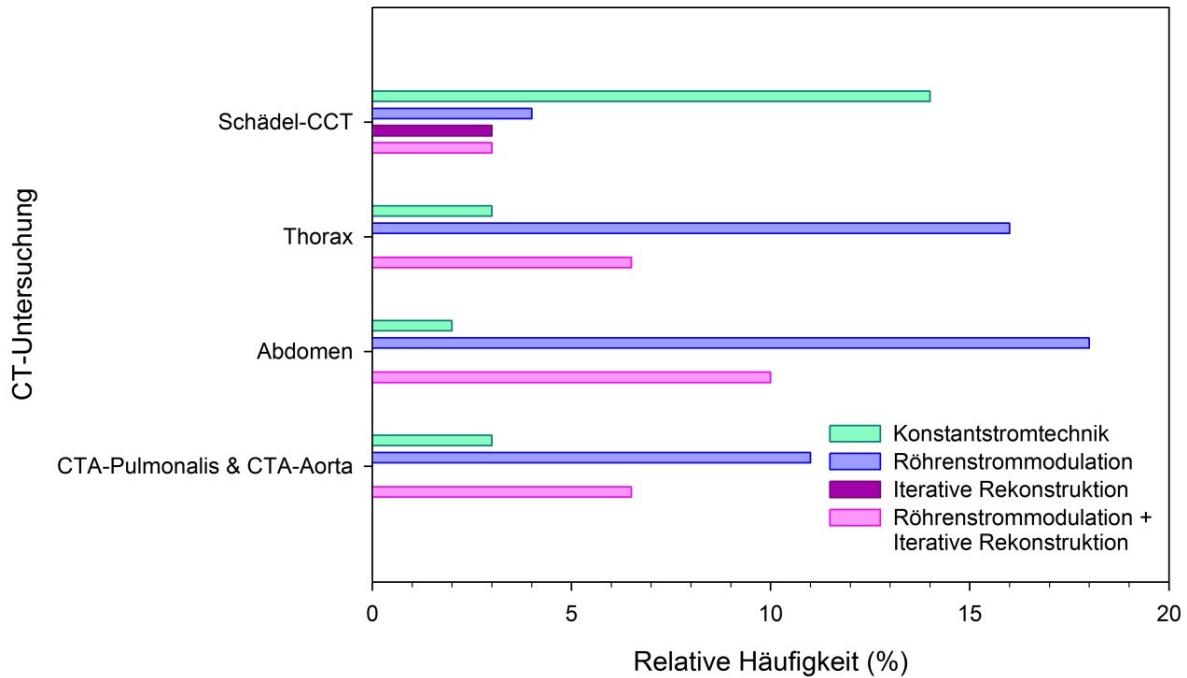


Abb. 4.16: Relative Häufigkeitsverteilung der CT-Techniken in den teilnehmenden radiologischen Einrichtungen nach Art der CT-Untersuchung. Naturgemäß wird die Röhrenstrommodulation vorwiegend bei CT-Untersuchungen des Körperrumpfes verwendet, während die Konstantstromtechnik hauptsächlich bei der CT-Untersuchung des Schädels eingesetzt wird (Tab.4.16).

Die Technik der Iterativen Bildrekonstruktion fand mit einem Anteil von insgesamt 29% an allen CT-Techniken vergleichsweise selten Anwendung; als Begründung hierfür wurde von

einzelnen Anwendern zum einen der von der konventionellen Bildrekonstruktionstechnik deutlich abweichende Bildaspekt und zum anderen die Kostenintensivität des Verfahrens genannt.

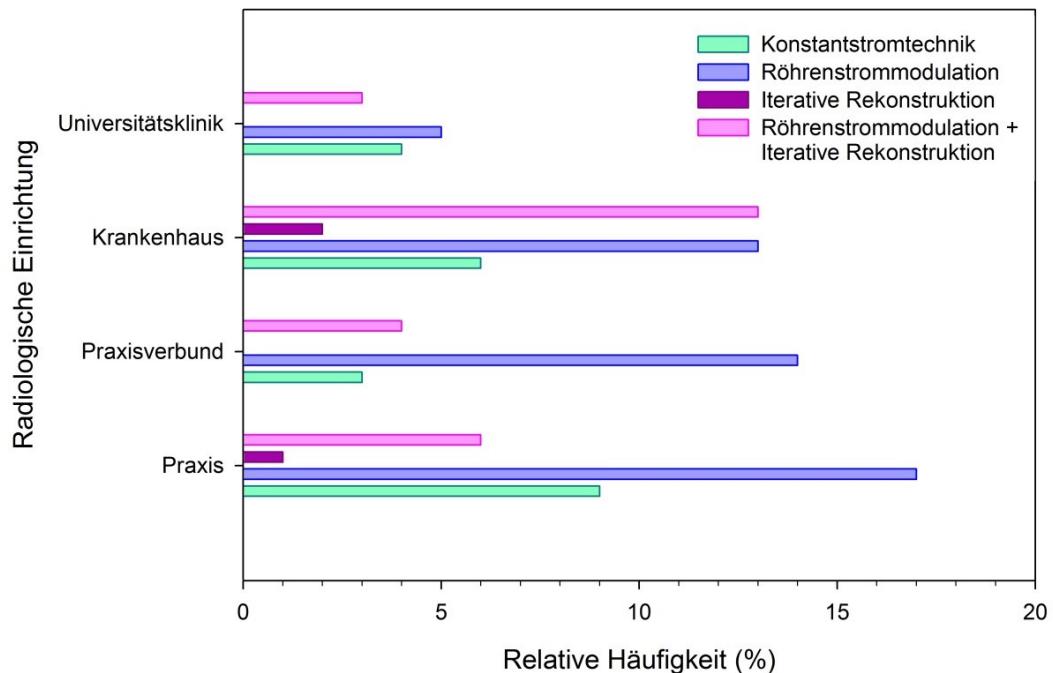


Abb. 4.17: Relative Häufigkeitsverteilung der CT-Techniken in den teilnehmenden radiologischen Einrichtungen nach Art der radiologischen Einrichtung. Die Röhrenstrommodulation zählt inzwischen zu den überall etablierten CT-Techniken. Die Iterative Rekonstruktion wird demgegenüber noch keineswegs flächendeckend eingesetzt (Tab. 4.17).

4.2.4. Effektiver Diameter der Patienten /257, 258/

Naturgemäß besteht ein enger Zusammenhang zwischen dem Durchstrahlungsdurchmesser des Patienten, den Expositionsparametern wie Röhrenspannung und Röhrenstrom und der Strahlendosis sowie der Bildqualität, wie er in der für CT-Untersuchungen ohne Anwendung iterativer Bildrekonstruktionsverfahren gültigen Formel von Brooks (**Formel 2.20**) quantifiziert wird.

Aus diesem Grunde wurde der effektive Diameter (nach **Formel 2.22**) des untersuchten Patientenkollektivs für jede Art der CT-Untersuchung durch Ausmessung des sagittalen und des lateralen Durchmessers auf Höhe der in **Tab. 3.5** genannten anatomischen Strukturen ermittelt. **Abb. 4.18** zeigt die effektiven Diameter der Patienten in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Entgegen der Erwartung waren die medianen effektiven Diameter bei den einzelnen Untersuchungstechniken tendenziell nicht gleich verteilt; die höchsten medianen effektiven Diameter wiesen Patienten auf, die unter Konstantstromtechnik untersucht wurden, die niedrigsten medianen effektiven Diameter Patienten, deren Untersuchung unter Röhrenstrommodulation mit iterativer Rekonstruktion erfolgte. Allerdings wurde lediglich bei der CT-Untersuchung des Abdomens eine signifikante Abhängigkeit des effektiven Durchmessers von der CT-Technik festgestellt. Da für eine derartige Abhängigkeit keine Evidenz bestehen dürfte bzw. keine nachvollziehbaren Gründe für eine Bevorzugung der Konstantstromtechnik bei adipösen Patienten vorliegen dürften, handelt es sich wohl um eine zufällige Korrelation, welche aufgrund des exponentiellen Zusammenhangs zwischen Durchstrahlungsdurchmesser, Strahlendosis und Bildrauschen bei der Interpretation der Ergebnisse dennoch berücksichtigt werden muss. Im Übrigen wichen die effektiven Diameter bei der CT-

Untersuchung des Schädels bzw. des Körperrumpfes nur geringfügig von den Diametern der CTDI-Phantome für den Schädel (16 cm) und den Körperrumpf (32 cm) ab.

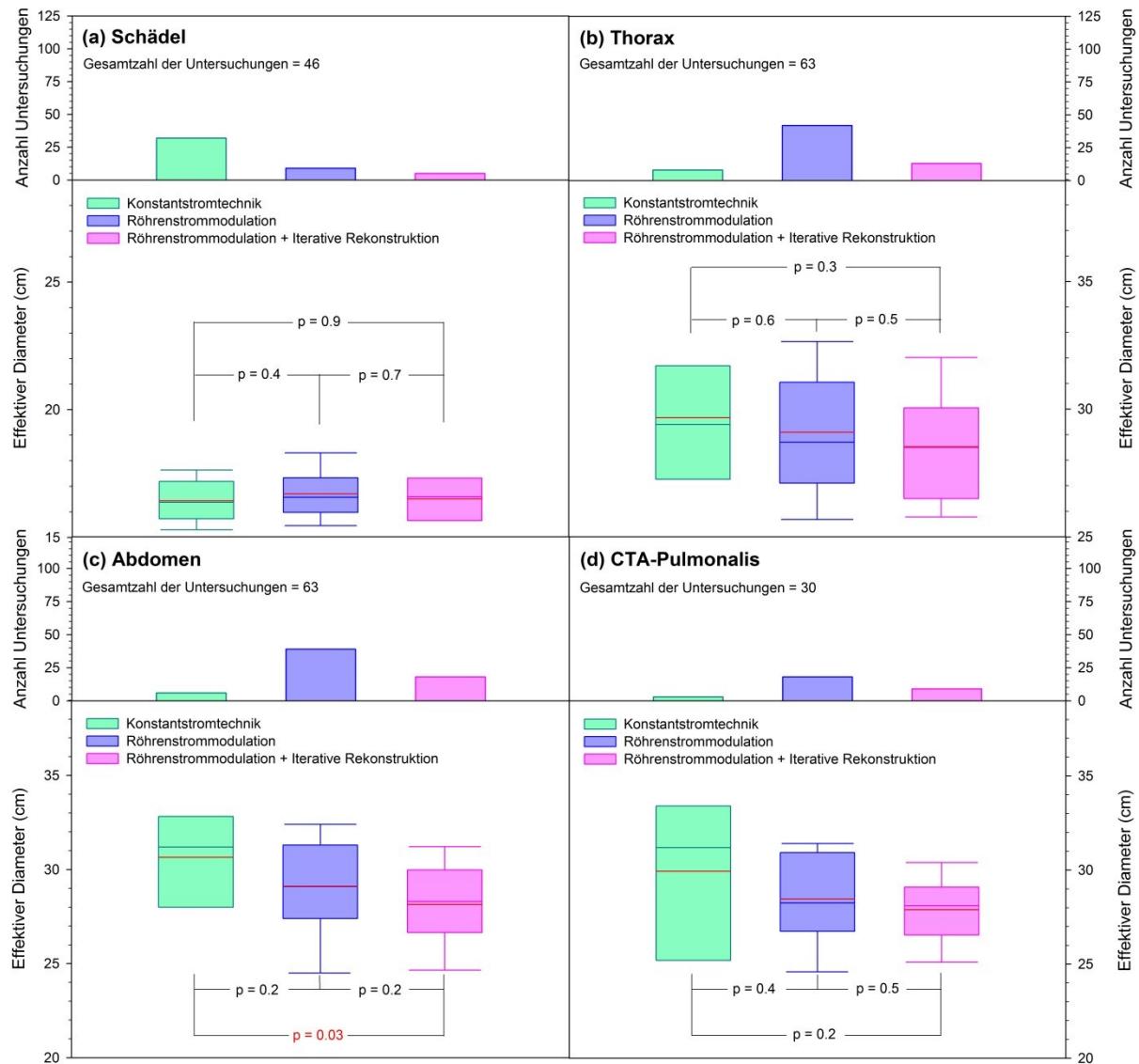


Abb. 4.18: Effektive Diameter der Patienten in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Die effektiven Diameter bei der CT-Untersuchung des Schädels bzw. des Körperrumpfes weichen nur geringfügig von den Diametern der CTDI-Phantome für den Schädel (16 cm) und den Körperrumpf (32 cm) ab. Die höchsten medianen effektiven Diameter wiesen Patienten auf, die unter Konstantstromtechnik untersucht wurden, die niedrigsten medianen effektiven Diameter Patienten, deren Untersuchung unter Röhrenstrommodulation mit iterativer Rekonstruktion erfolgten. Die Unterschiede zwischen den CT-Techniken sind hierbei jedoch lediglich bei der CT-Untersuchung des Abdomens statistisch signifikant.

4.2.5. Expositionspараметры /257, 258/

Die beim Gesamtscan applizierte mittlere Strahlendosis wird im Wesentlichen durch die Vorschubgeschwindigkeit des Tisches bzw. durch den Pitch-Faktor, durch die Rotationsgeschwindigkeit bzw. die Rotationsdauer der Röntgenröhre, durch den mittleren Röhrenstrom sowie durch die Röhrenspannung bestimmt. Im Folgenden soll die Abhängigkeit des Pitch-Faktors, des mittleren effektiven mAs-Produktes und der Röhrenspannung von der gewählten CT-Technik dargestellt werden.

4.2.5.1. Pitch-Faktor [257, 258]

Bei gegebener Schichtdicke und gegebenem Dosisbedarf einer CT-Untersuchung wird eine Erhöhung des Pitch-Faktors entweder eine Erhöhung des mittleren Röhrenstromes erfordern oder mit einer Erhöhung des Bildrauschens einhergehen. Aus letzterem Grunde würden iterative Verfahren prinzipiell die Erhöhung des Pitch-Faktors und damit die Durchführung schnellerer CT-Untersuchungen ermöglichen. Indessen wurde von dieser Möglichkeit offensichtlich kein Gebrauch gemacht, wie auch Abb. 4.19 nahelegt; im Gegenteil scheint sogar speziell in Verbindung mit iterativen Verfahren ein geringerer Pitch-Faktor angewandt worden zu sein als etwa bei der CT-Untersuchung unter Konstantstromtechnik¹⁸.

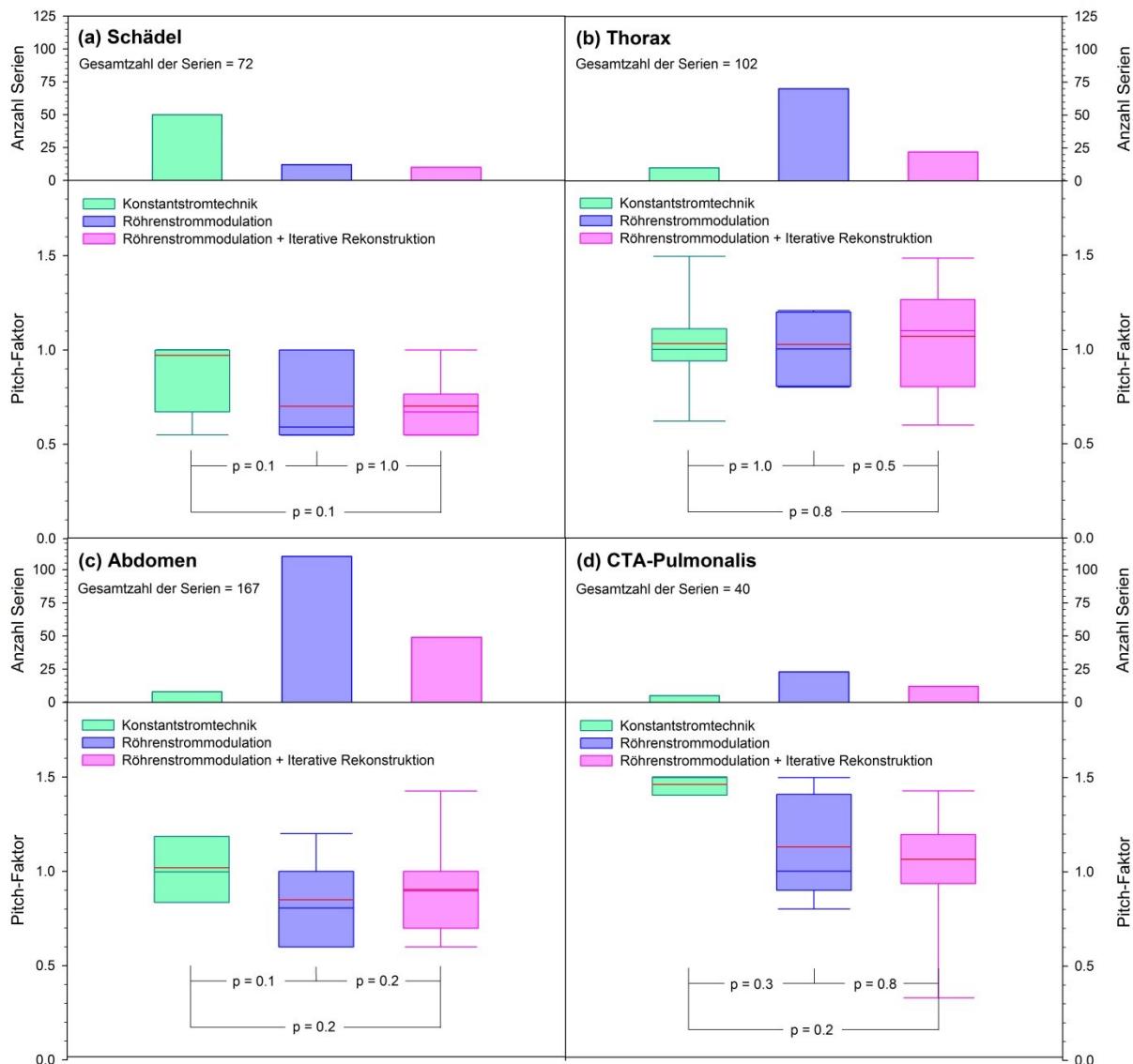


Abb. 4.19: Pitch-Faktor in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. In Verbindung mit Röhrenstrommodulation und iterativer Rekonstruktion unterbleibt in der Regel die Verwendung höherer Pitch-Faktoren, tendenziell – wenn auch statistisch nicht signifikant – erfolgt sogar eine Verringerung der Pitch-Faktoren.

¹⁸ Bei manchen Geräteherstellern bedingt eine Erhöhung des Pitch-Faktors gleichzeitig eine Erhöhung des mittleren Röhrenstromes und vice versa.

4.2.5.2. Mittleres effektives mAs-Produkt /257, 258/

Als mittleres effektives mAs-Produkt wird bei einer CT-Untersuchung das mittlere Pitch-gewichtete Röhrenstrom-Zeit-Produkt bezeichnet, welches bei gegebener Röhrenspannung als Maß für die beim Gesamtscan applizierte Strahlendosis betrachtet werden kann. Da neben dem mittleren Röhrenstrom sowohl die Rotationsgeschwindigkeit der Röntgenröhre als auch die Vorschubgeschwindigkeit des Tisches in das effektive mAs-Produkt mit eingehen, stellt der mittlere Röhrenstrom alleine kein adäquates Maß für die Strahlendosis dar.

Das in **Abb. 4.20** in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und von der hierbei verwendeten CT-Technik dargestellte mittlere effektive mAs-Produkt wurde anhand des mittleren Röhrenstromes, der Rotationsdauer der Röntgenröhre und des Pitch-Faktors bestimmt; der mittlere Röhrenstrom wurde hierbei anhand des in den DICOM-Datensätzen dokumentierten Röhrenstromprofils ermittelt.

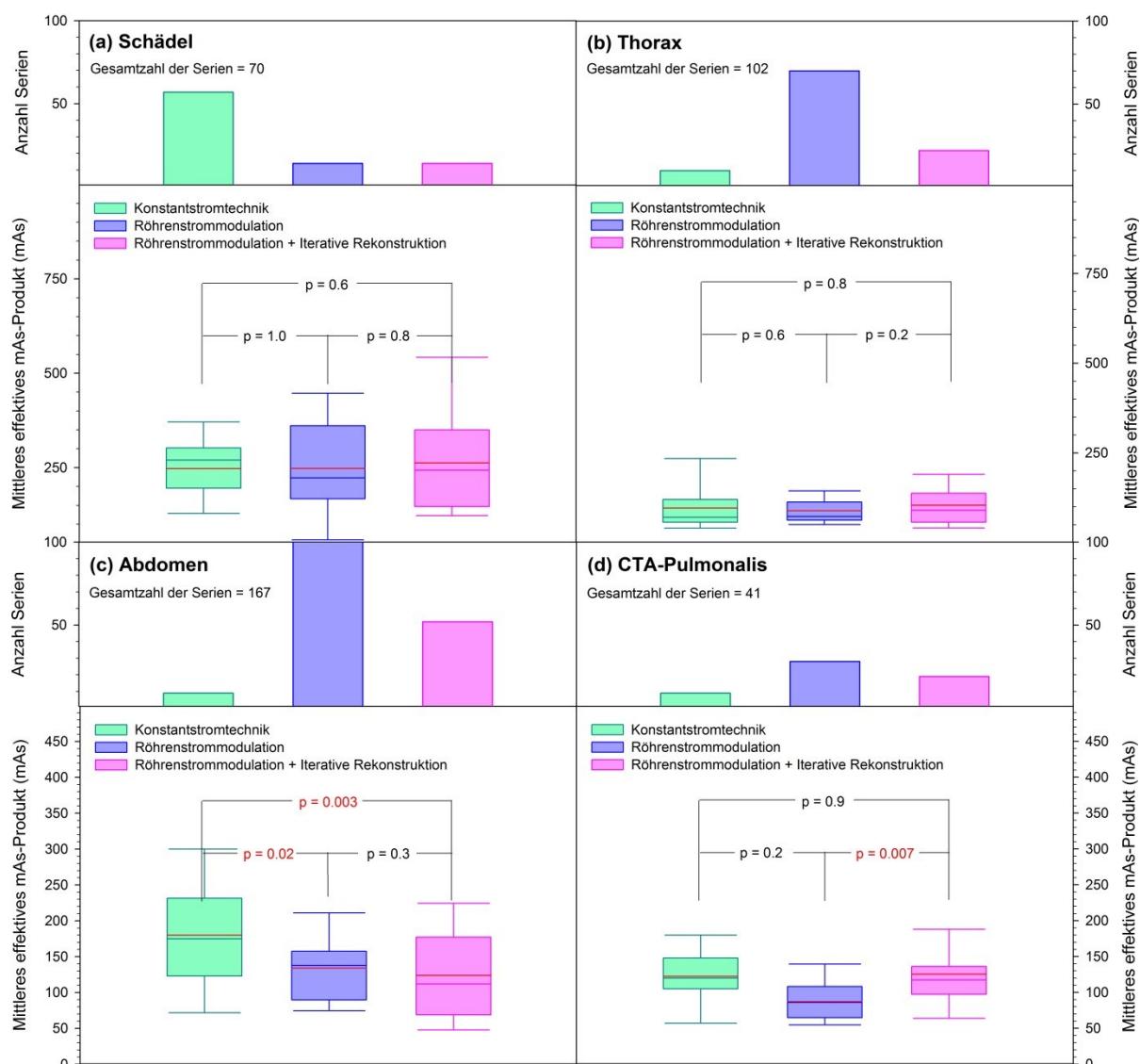


Abb. 4.20: Mittleres effektives mAs-Produkt in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Nur bei der CT-Untersuchung des Abdomens erfolgte bei Anwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion gegenüber zur Konstantstromtechnik eine statistisch signifikante Abnahme des mittleren effektiven mAs-Produktes (rot gekennzeichnete p-Werte).

Wie ersichtlich ist, wies die Höhe des mittleren effektiven mAs-Produktes bei allen CT-Untersuchungen mit Ausnahme der CT-Untersuchung des Abdomens sowie der Pulmonalis-Angiographie keine signifikante Abhängigkeit von der CT-Technik auf. So erfolgte in Verbindung mit Röhrenstrommodulation und iterativer Rekonstruktion nur bei der CT-Untersuchung des Abdomens eine signifikante Verwendung niedrigerer mittlerer Röhrenströme (**Abb. 4.19**).

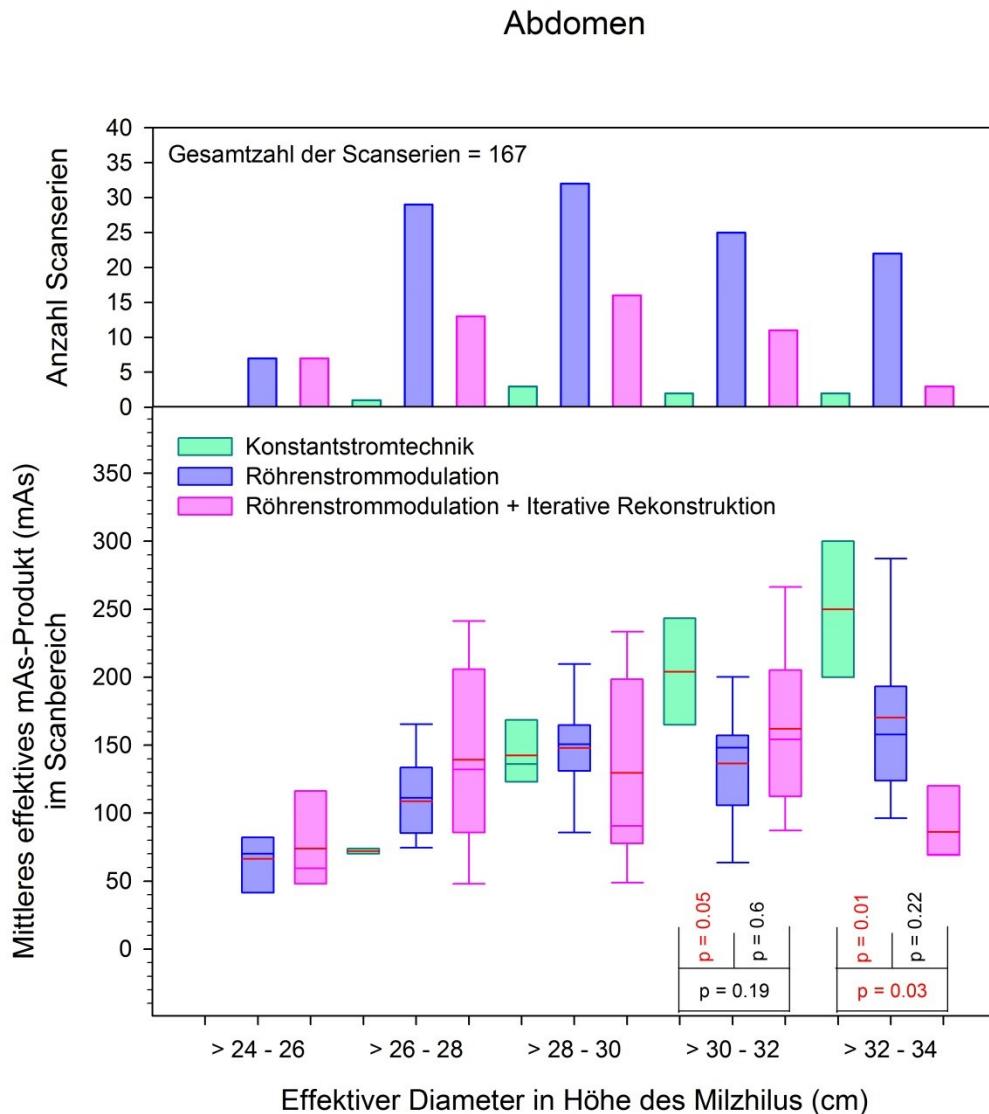


Abb. 4.21: Mittleres effektives mAs-Produkt bei der CT-Untersuchung des Abdomens in Abhängigkeit von der verwendeten CT-Technik und dem effektiven Diameter des Patienten. Naturgemäß wird das mittlere effektive mAs-Produkt mit zunehmendem Durchstrahlungsdurchmesser höher gewählt. Bei Anwendung der Konstantstromtechnik ist die Abhängigkeit des mittleren effektiven mAs-Produktes vom Durchstrahlungsdurchmesser am stärksten, bei der Anwendung der Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Verfahren am schwächsten ausgeprägt. Offensichtlich zeigt sich die Leistungsfähigkeit der iterativen Rekonstruktion vornehmlich bei adipösen Patienten mit effektiven Diametern über 30 cm. Eine statistische Signifikanz dieses Zusammenhangs konnte ab einem effektiven Abdomendiameter von über 30 cm festgestellt werden (rot gekennzeichnete p-Werte).

Wie eine nähere Betrachtung der Höhe des mittleren effektiven mAs-Produktes bei der CT-Untersuchung des Abdomens in **Abb. 4.21** in Abhängigkeit vom effektiven Diameter des Patienten zeigt, erfolgte aber durchaus eine Adaptation des mittleren Röhrenstrom-Zeit-Produktes

an den effektiven Diameter des Patienten in Abhängigkeit von der CT-Technik. Da naturgemäß mit dem effektiven Durchmesser des Patienten der Dosisbedarf einer CT-Untersuchung zunimmt, wird in der Regel das mittlere effektive mAs-Produkt mit zunehmendem Durchstrahlungsdurchmesser höher gewählt werden. Bei Anwendung der Konstantstromtechnik war die Abhängigkeit des mittleren effektiven mAs-Produktes vom Durchstrahlungsdurchmesser am stärksten, bei der Anwendung der Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Verfahren am schwächsten ausgeprägt. Eine statistische Signifikanz dieses Zusammenhangs konnte für die Röhrenstrom-Zeit-Produkte ab einem effektiven Abdomendiameter von 30 cm festgestellt werden. Möglicherweise zeigt sich die Leistungsfähigkeit der iterativen Rekonstruktion vornehmlich bei den Abdomentechniken und hier vor allem bei adipösen Patienten mit effektiven Diametern über 30 cm.

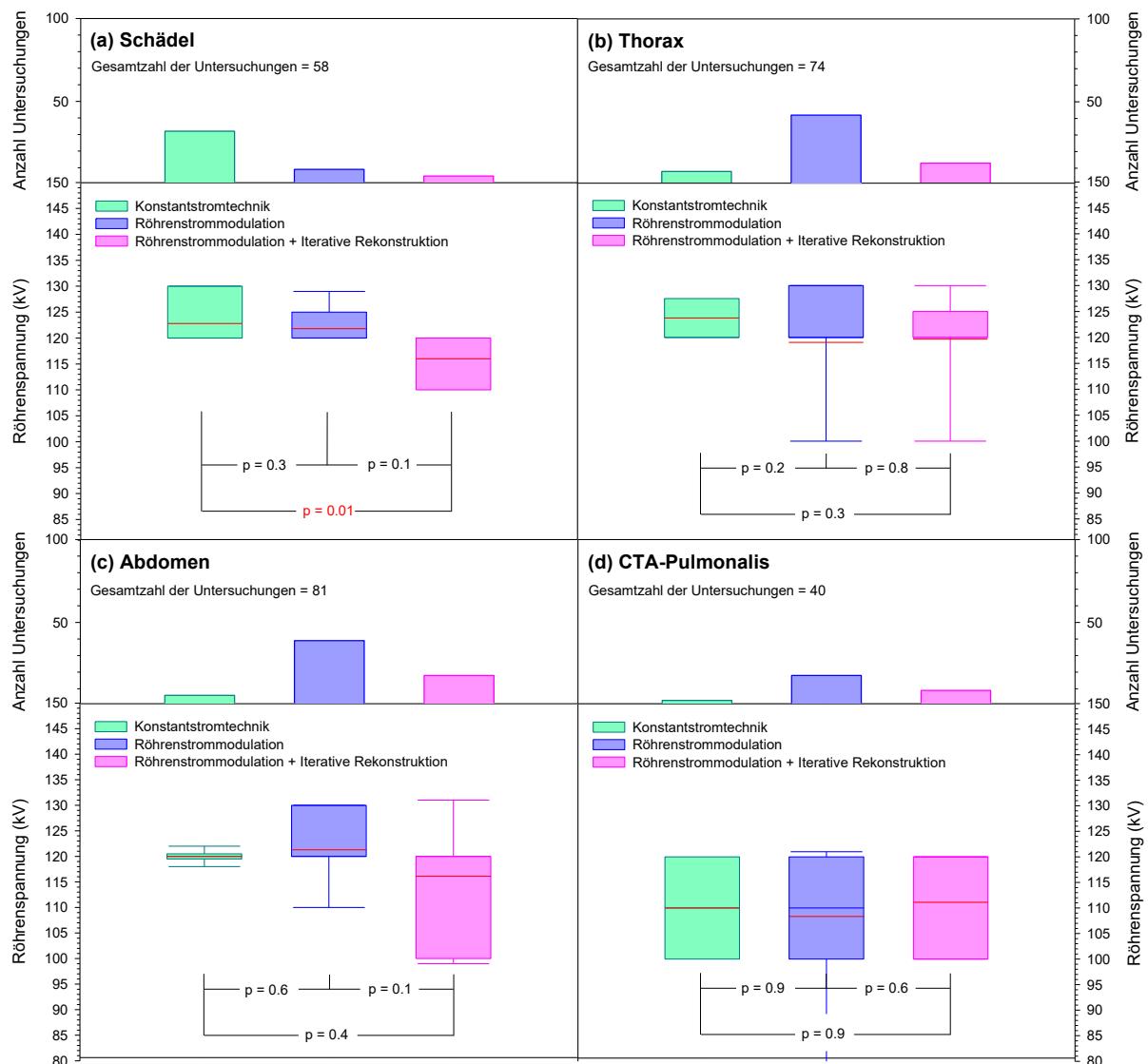


Abb. 4.22: Röhrenspannung in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Bei Einsatz der iterativen Rekonstruktion wurde in der Regel eine niedrigere Röhrenspannung gewählt als bei den anderen CT-Techniken. Statistisch signifikant ist lediglich der bei der CT-Untersuchung des Schädels bestehende Unterschied zwischen der unter Feststromtechnik und der unter iterativer Rekonstruktion gewählten Röhrenspannung (rot gekennzeichneter p-Wert).

4.2.5.3. Röhrenspannung /257, 258/

Die Wahl des mittleren Röhrenspannung erfolgte tendenziell in Abhängigkeit von der CT-Technik. Wie **Abb. 4.22** nahelegt, wurde bei Einsatz der iterativen Rekonstruktion die Röhrenspannung in der Regel niedriger gewählt, wodurch eine Dosisreduktion mit dem Quadrat der Röhrenspannungsverminderung zu erzielen ist. Allerdings konnte lediglich bei der CT-Untersuchung des Schädelns eine signifikante Abhängigkeit der Röhrenspannung von der CT-Technik festgestellt werden. Wie eine detaillierte Betrachtung der Röhrenspannung in Abhängigkeit vom effektiven Diameter der Patienten bei der CT-Untersuchung des Thorax bzw. des Abdomens in **Abb. 4.23** zeigt, ermöglicht die Verwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion eine Konstanthaltung bzw. Verminderung der Röhrenspannung bei zunehmendem effektivem Diameter des Patienten. Statistische Signifikanz war indessen nur bei der CT-Untersuchung des Thorax für die Röhrenspannungswerte bei einem effektiven Diameter von 32 bis 34 cm feststellbar (**Abb. 4.23**).

4.2.6. Einfluss der CT-Technik auf Strahlendosis und Bildqualität /257, 258/

Strahlendosis und Bildpixelrauschen stehen, wie die für konventionelle computertomographische Untersuchungen ohne Anwendung iterativer Verfahren gültigen Brooks-Formel (**Formel 2.20**) quantitativ nahelegt, in indirekt proportionaler Beziehung zueinander; so bewirkt eine Erhöhung der Strahlendosis in der Regel eine Verminderung des Bildpixelrauschens und vice versa. Somit sollte eine Beurteilung des Dosisreduktionspotenzials der CT-Techniken der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion sinnvollerweise simultan mit einer Bewertung der gleichzeitig mit diesen Verfahren jeweils erzielten Bildqualität erfolgen. Da allerdings die Brooks-Formel zumindest a priori nicht auf iterative Bildrekonstruktionsverfahren anzuwenden ist, erfolgt in diesem Abschnitt zunächst eine nicht simultane, sondern separate Betrachtung von Strahlendosis und objektiver wie subjektiver Bildqualität. Am Ende des Abschnittes wird der Versuch einer Gegenüberstellung von Strahlendosis und Bildqualität unternommen.

4.2.6.1. Einfluss der CT-Technik auf den Volumen-CTDI /257, 258/

Eine Betrachtung des Einflusses der CT-Technik auf den CTDI_{vol} erfolgt in **Abb. 4.24**; hier zeigt sich bei den CT-Untersuchungen des Schädelns und des Abdomens signifikant und bei der CT-Untersuchung des Thorax sowie bei der Pulmonalis-Angiographie tendenziell die Überlegenheit der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion gegenüber der Konstantstromtechnik; der Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2010 wurde bei den meisten CT-Untersuchungen mit Ausnahme der CT-Untersuchung des Thorax unterschritten. **Tab. 4.22** zeigt die durch die einzelnen CT-Techniken gegenüber der Konstantstromtechnik bewirkte Reduktion des medianen CTDI_{vol}.

So bewirkt die Röhrenstrommodulation bei den CT-Untersuchungen des Schädelns bzw. des Abdomens eine Reduktion des medianen CTDI_{vol} um über 50% bzw. 20% und bei der Pulmonalis-Angiographie um rund 20%; dieser Zusammenhang ist bei der CT-Untersuchung des Schädelns statistisch hochsignifikant ausgeprägt. Der Einsatz der Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Rekonstruktionsverfahren gestattet bei den CT-Untersuchungen des Schädelns bzw. des Abdomens eine Reduktion des medianen CTDI_{vol} um etwa 40% und bei der Pulmonalis-Angiographie um rund 30%; dieser Zusammenhang ist bei der CT-Untersuchung des Schädelns statistisch sehr signifikant und bei der CT-Untersuchung des Abdomens statistisch hochsignifikant ausgeprägt. Hingegen wirken sich die genannten Techniken bei der CT-Untersuchung des Thorax nur geringfügig auf die Reduktion des CTDI_{vol} aus. Die bei den einzelnen CT-Untersuchungen unter den einzelnen CT-Techniken erzielten Perzentilen- und Mittelwerte des CTDI_{vol} sind in **Tab. 4.23** aufgeführt.

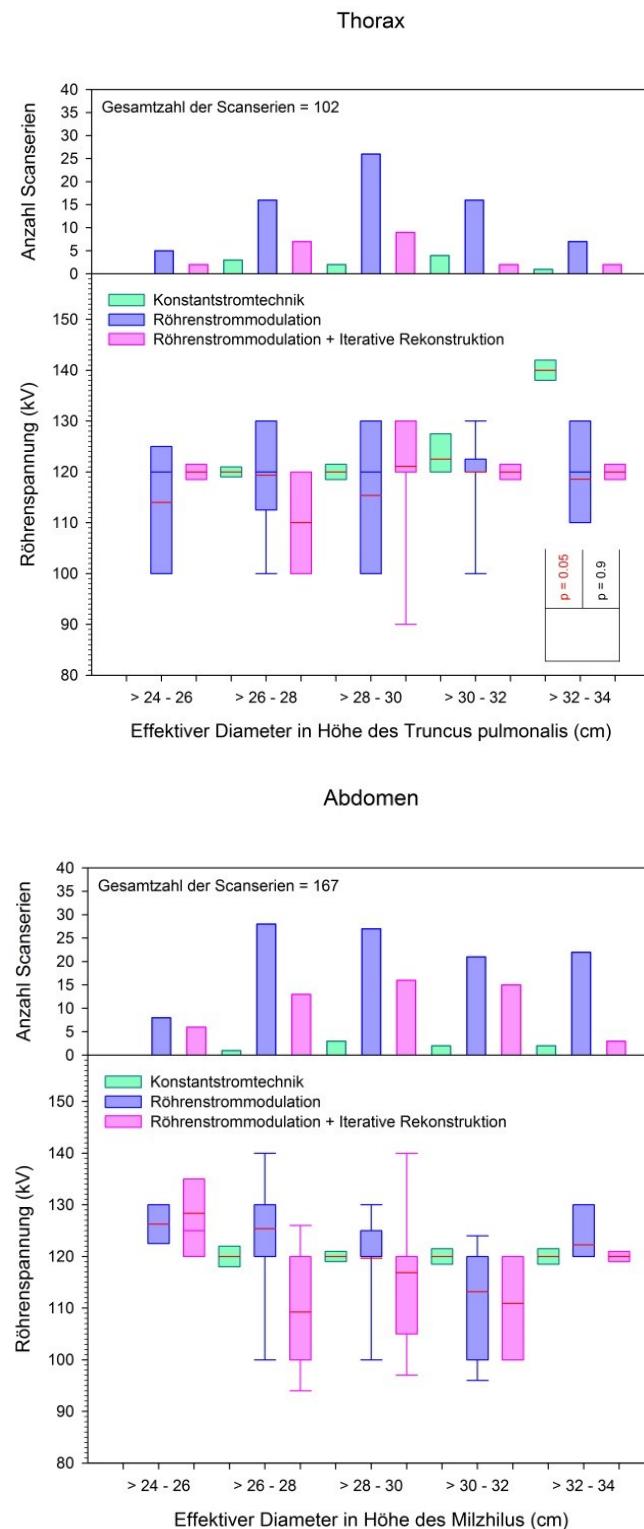


Abb. 4.23: Röhrenspannung bei der CT-Untersuchung des Thorax bzw. des Abdomens in Abhängigkeit von der verwendeten CT-Technik und dem effektiven Diameter des Patienten. Während bei der CT-Untersuchung des Thorax bzw. des Abdomens unter Verwendung der Konstantstromtechnik die Röhrenspannung mit zunehmendem effektiven Durchmesser des Patienten zunehmend höher gewählt bzw. konstant gehalten wurde, erlaubte die Verwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion eine weitestgehende Konstanthaltung bzw. Reduktion der Röhrenspannung und damit eine Dosisreduktion unter der Voraussetzung einer nicht erfolgten Anpassung des Röhrenstromes. Statistisch signifikant ist dieser Zusammenhang allerdings lediglich bei der CT-Untersuchung des Thorax für die Röhrenspannungswerte bei einem effektiven Thoraxdiameter von 32 bis 34 cm (rot gekennzeichneter p-Wert).

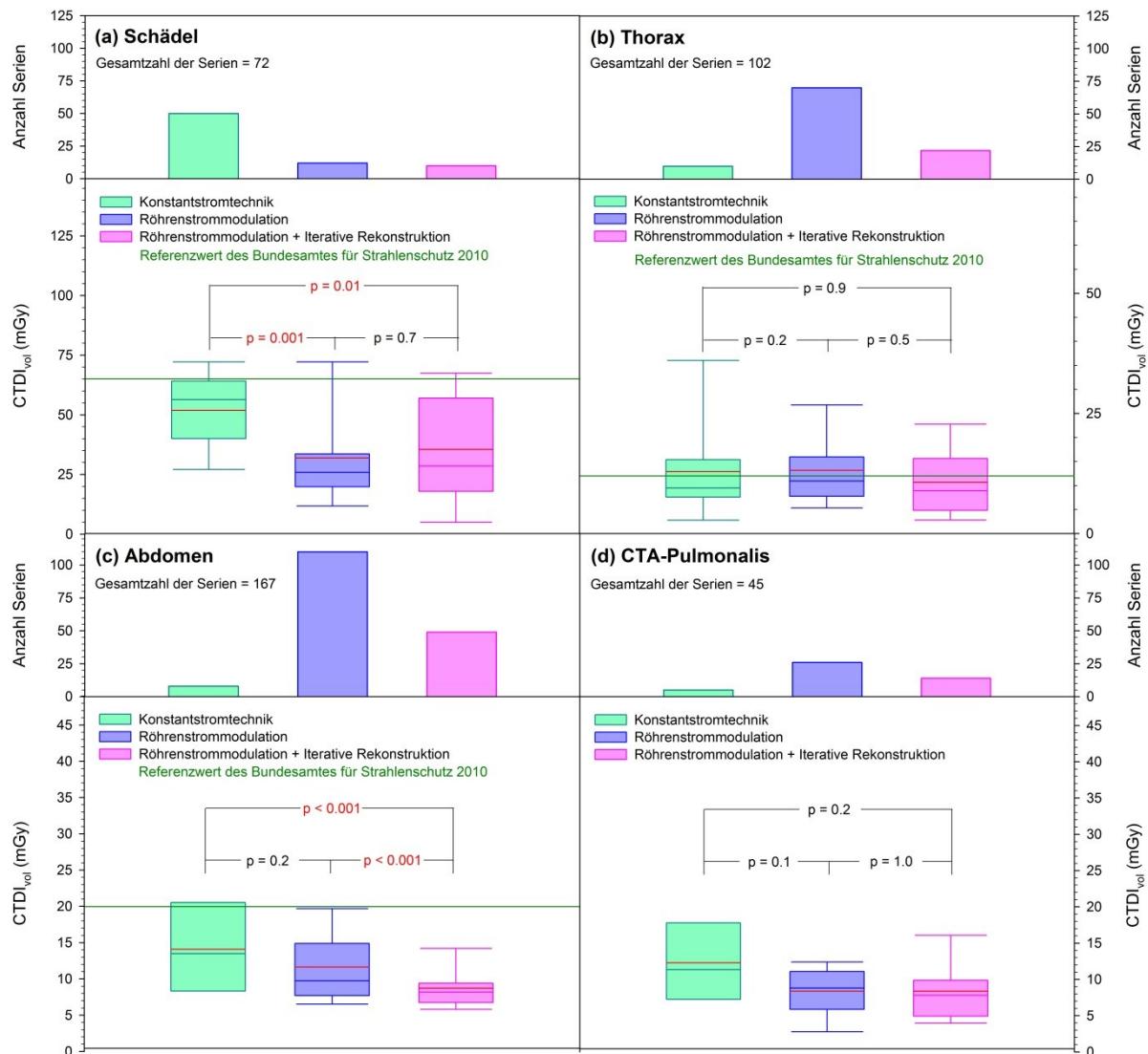


Abb. 4.24: CTDI_{vol} in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Während sich bei der CT-Untersuchung des Thorax bzw. bei der Pulmonalis-Angiographie die CT-Technik nicht bzw. kaum auf den CTDI_{vol} auswirkt, zeigt sich bei den anderen CT-Untersuchungen eine teilweise statistisch signifikante Verminderung des CTDI_{vol} bei Verwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion (rot gekennzeichnete p-Werte). Der als dunkelgrüne Linie eingezeichnete Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2010 für den CTDI_{vol} wurde vornehmlich bei Anwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion unterschritten.

Die Leistungsfähigkeit der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion zeigt sich stark bei der Kompensation des Durchstrahlungsdiameters des Patienten, wie **Abb. 4.25** anhand der Abhängigkeit des CTDI_{vol} von der CT-Technik und vom effektiven Diameter des Patienten bei der CT-Untersuchung des Abdomens nahelegt; demnach ist bei Anwendung der Konstantstromtechnik die Abhängigkeit des CTDI_{vol} vom Durchstrahlungsdurchmesser am stärksten und bei der Anwendung der Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Bildrekonstruktionsverfahren am schwächsten ausgeprägt.

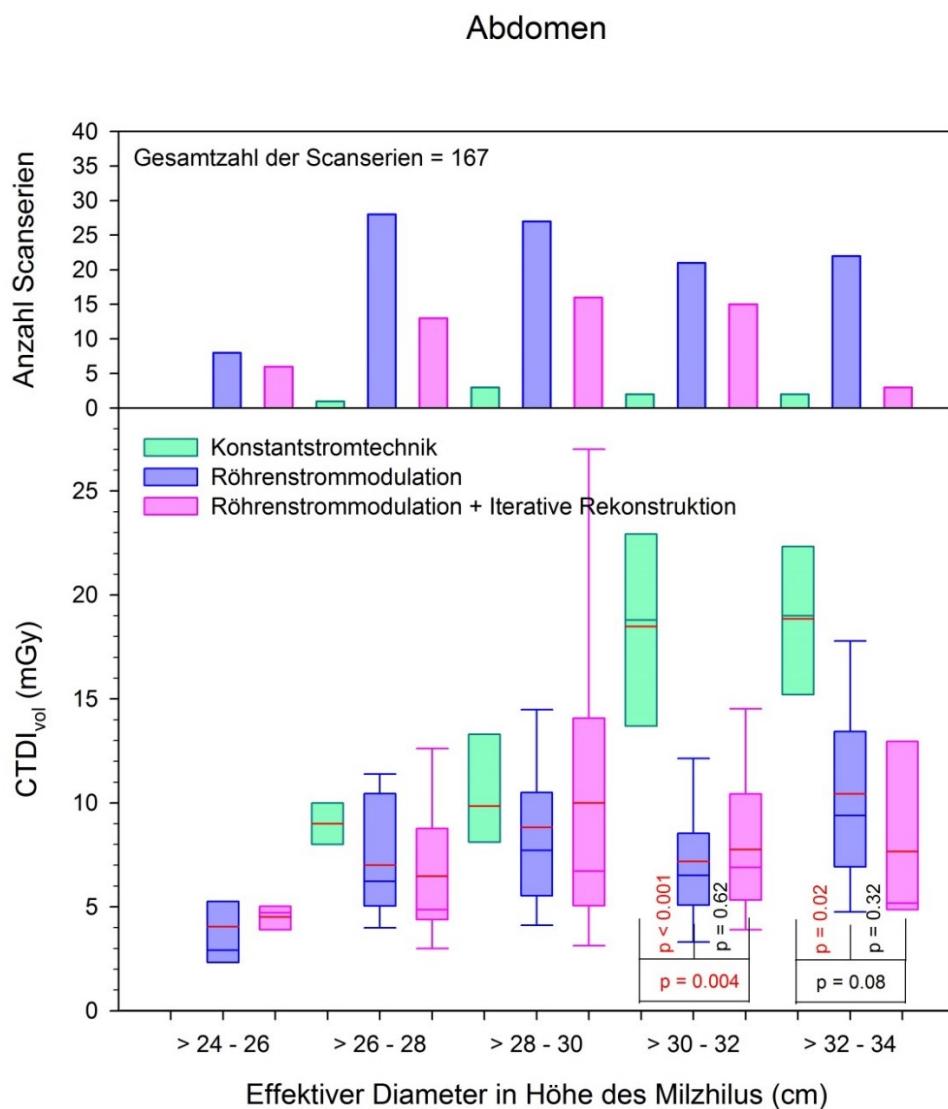


Abb. 4.25: Volumen-CTDI (CTDI_{vol}) bei der CT-Untersuchung des Abdomens in Abhängigkeit von der angewandten CT-Technik und dem effektiven Diameter des Patienten. Bei Anwendung der Konstantstromtechnik ist die Abhängigkeit des CTDI_{vol} vom Durchstrahlungsdurchmesser am stärksten, bei der Anwendung der Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Verfahren am schwächsten ausgeprägt. Eine statistische Signifikanz dieses Zusammenhangs konnte für die Werte des CTDI_{vol} bei einem effektiven Abdomendiameter von über 30 cm festgestellt werden (rot gekennzeichnete p-Werte). Aufgrund des linearen Zusammenhangs zwischen mittlerem effektivem mAs-Produkt und CTDI_{vol} entspricht die Abbildung nahezu der **Abb. 4.20**.

Tab. 4.22: Reduktion des medianen CTDI_{vol} durch verschiedene CT-Techniken vs. Konstantstromtechnik. Angegeben sind auf die Konstantstromtechnik bezogene prozentuale Reduktionsfaktoren. Ein Faktor = 0 bedeutet keinen Reduktionseffekt. Fett und kursiv gedruckte Werte sind von statistischer Signifikanz.

CT-Technik	Reduktionsfaktor (%)			
	Schädel	Thorax	Abdomen	CTA-Pulmonalis
Konstantstromtechnik	0	0	0	0
Röhrenstrommodulation	56	-	23	18
Röhrenstrommodulation + Iterative Rekonstruktion	44	0	38	27

Tab. 4.23: Mittelwert und Perzentilenwerte des CTDI_{vol} in Abhängigkeit von der CT-Untersuchung und von der CT-Technik. Mittelwerte und Mediane stehen bei den einzelnen Untersuchungsprotokollen und Dosisreduktionstechniken in guter Übereinstimmung miteinander. Die Dosisreduktionstechniken der Röhrenstrommodulation bzw. iterativen Bildrekonstruktion bewirken bei allen Untersuchungsprotokollen mit Ausnahme der Thoraxuntersuchung eine deutliche Reduktion des Volumen-CTDI.

Protokoll	Dosisreduktionstechnik	Anzahl der Serien	CTDI _{vol} (mGy)						
			Minimum	Mittelwert	Maximum	Perzentilen (%)			
						10	25	50	75
Schädel	Konstantstromtechnik	50	12	50	82	27	46	52	64
	Röhrenstrommodulation	12	9	28	72	10	20	23	33
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	10	4	36	68	5	18	29	57
Thorax	Konstantstromtechnik	10	2	13	37	3	8	9	15
	Röhrenstrommodulation	70	3	13	42	5	8	11	16
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	22	3	11	27	3	4	9	16
Abdomen	Konstantstromtechnik	8	8	14	23	-	8	13	21
	Röhrenstrommodulation	110	4	12	37	7	8	10	15
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	49	5	9	18	6	7	8	9
CTA-Pulmonalis	Konstantstromtechnik	5	5	12	24	-	7	11	18
	Röhrenstrommodulation	26	3	9	15	4	6	9	11
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	14	3	8	19	4	5	8	10

4.2.6.2. Einfluss der CT-Technik auf den Size Specific Dose Estimate (SSDE) [257, 258]

Die in **Abb. 4.24** dargestellte Beziehung zwischen CTDI_{vol} und effektivem Diameter legt zumindest a priori die Vermutung nahe, der sich auf ein PMMA-Phantom mit definiertem konstanten Diameter beziehende CTDI_{vol} möge den in der Brooks-Formel beschriebenen exponentiellen Einfluss des effektiven Diameters des Patienten auf die Dosisverteilung im Patienten nicht hinreichend berücksichtigen.

Aus diesem Grunde wurde in **Abb. 4.26** der sich aus dem Volumen-CTDI CTDI_{vol} gemäß [929] errechnenden Size Spezifische Dose Estimate SSDE in Abhängigkeit von der eingesetzten CT-Technik dargestellt. Der Size Specific Dose Estimate berücksichtigt im Gegensatz zum Volumen-CTDI die Abhängigkeit der Dosisverteilung vom effektiven Diameter des Patienten; indessen weist **Abb. 4.26** keine signifikanten Unterschiede zu **Abb. 4.24** auf. Offensichtlich wird also das sich in vorliegender Studie aus Erwachsenen zusammensetzende Patientenkollektiv durch den Volumen-CTDI hinreichend gut charakterisiert, zumal gemäß **Abb. 4.18** die medianen effektiven Diameter für Schädel bzw. Körperrumpf im Patientenkollektiv nur geringfügig von den der Definition des Volumen-CTDI zugrundeliegenden Diametern der entsprechenden CTDI-Messphantome von 16 cm bzw. 32 cm abweichen.

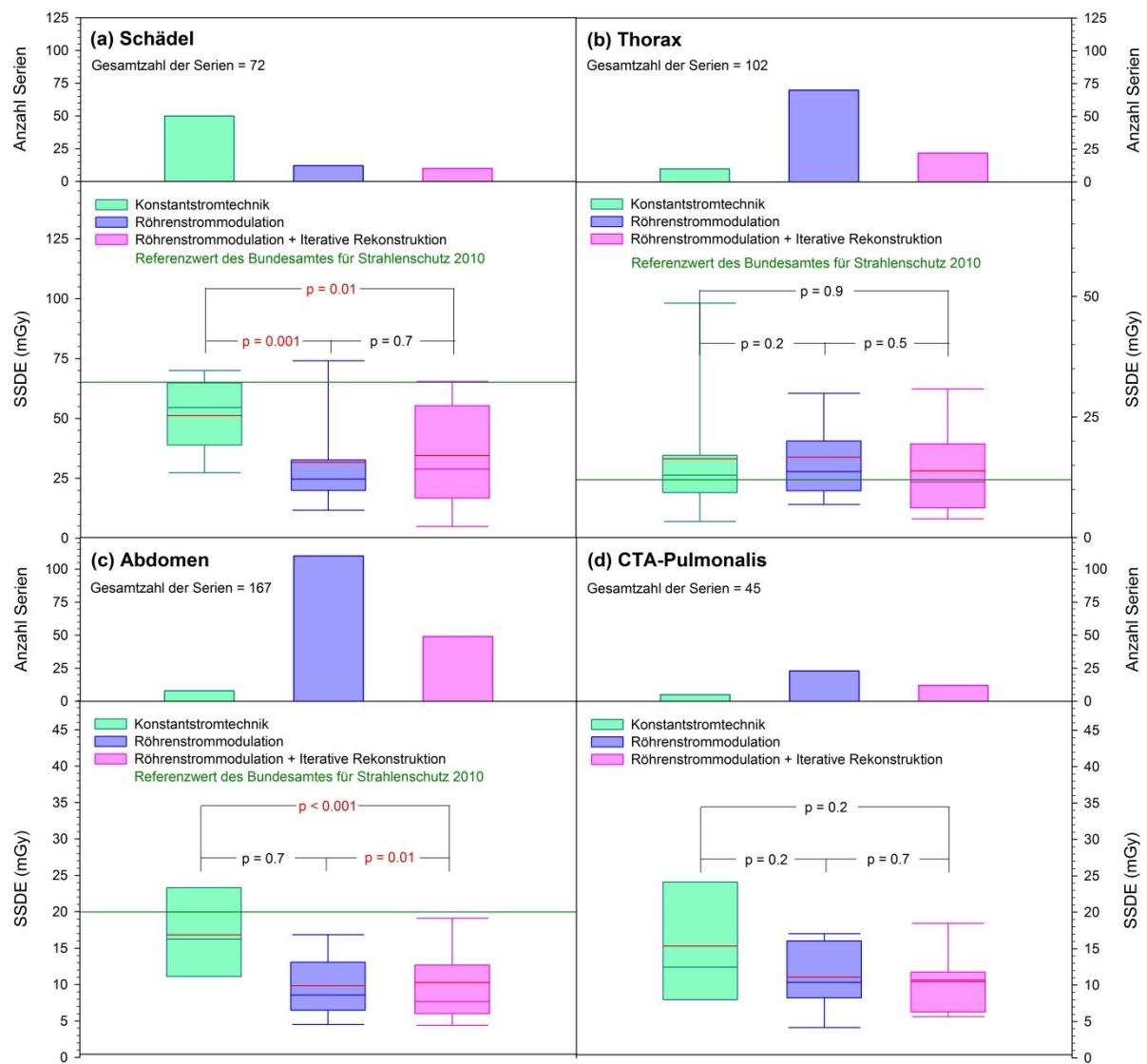


Abb. 4.26: SSDE in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Es ergeben sich trotz der Berücksichtigung der individuellen effektiven Diameter keine wesentlich anderen Beziehungen zwischen CT-Technik und SSDE als die in **Abb. 4.23** dargestellten Beziehungen zwischen CT-Technik und CTDI_{vol}.

4.2.6.3. Einfluss der CT-Technik auf das Dosis-Längen-Produkt /257, 258/

Eine ergänzende Betrachtung des Einflusses der CT-Technik auf das Dosis-Längen-Produkt zeigt **Abb. 4.27**. In dieser Darstellung zeigt sich bei allen CT-Untersuchungen eine geringe oder deutliche Überlegenheit der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion gegenüber der Konstantstromtechnik; im Übrigen entspricht die Darstellung des Dosis-Längen-Produktes in ihrem Verlauf jener der effektiven Dosis in **Abb. 4.28**. Die bei den einzelnen CT-Untersuchungen unter den einzelnen CT-Techniken erzielten Perzentilen- und Mittelwerte des Dosis-Längen-Produktes sind in **Tab. 4.25** aufgeführt. **Tab. 4.24** gibt die durch die einzelnen CT-Techniken bewirkte prozentuale Reduktion des medianen Dosis-Längen-Produktes gegenüber der Konstantstromtechnik wieder.

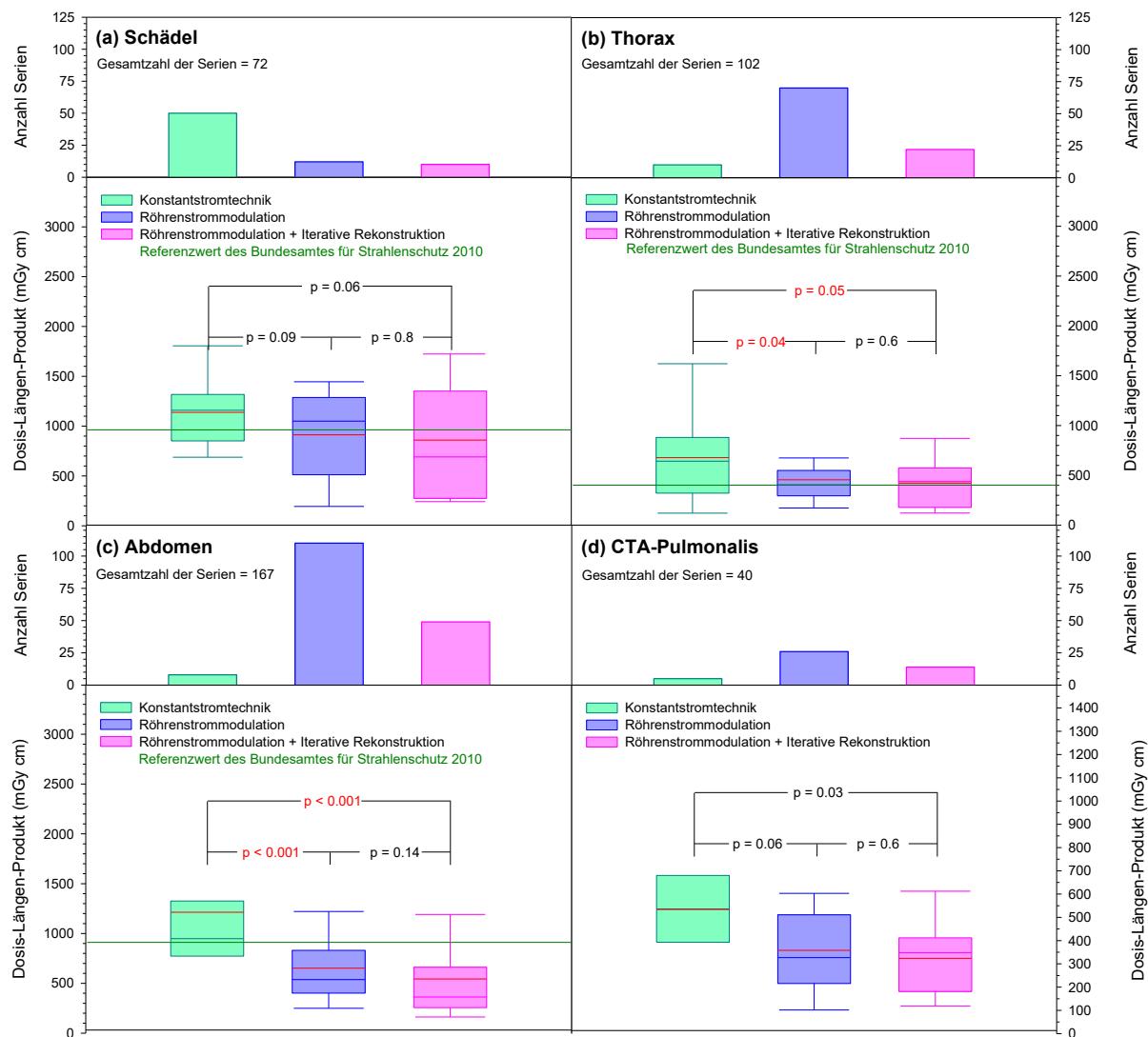


Abb. 4.27: Dosis-Längen-Produkt in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Bei allen CT-Untersuchungen zeigt sich eine geringe bis deutliche Verminderung des DLP bei Verwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion. Der als dunkelgrüne Linie eingezeichnete Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2010 für das DLP wurde vornehmlich bei Anwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion unterschritten.

Tab. 4.24: Reduktion des medianen Dosis-Längen-Produktes durch verschiedene CT-Techniken vs. Konstantstromtechnik. Angegeben sind auf die Konstantstromtechnik bezogene prozentuale Reduktionsfaktoren. Ein Faktor = 0 bedeutet keinen Reduktionseffekt. Fett und kursiv gedruckte Werte sind von statistischer Signifikanz.

CT-Technik	Reduktionsfaktor (%)			
	Schädel	Thorax	Abdomen	CTA-Pulmonalis
Konstantstromtechnik	0	0	0	0
Röhrenstrommodulation	9	37	43	39
Röhrenstrommodulation + Iterative Rekonstruktion	41	34	61	34

Tab. 4.25: Mittelwert und Perzentilenwerte des Dosis-Längen-Produktes in Abhängigkeit von der CT-Untersuchung und von der CT-Technik. Mittelwerte und Mediane stehen bei den einzelnen Untersuchungsprotokollen und Dosisreduktionstechniken in guter Übereinstimmung miteinander. Die Dosisreduktionstechniken der Röhrenstrommodulation bzw. iterativen Bildrekonstruktion bewirken bei allen Untersuchungsprotokollen mit Ausnahme der Thoraxuntersuchung eine deutliche Reduktion des Dosis-Längen-Produktes.

Protokoll	Dosisreduktionstechnik	Anzahl der Serien	DLP (mGy cm)						
			Minimum	Mittelwert	Maximum	Perzentilen (%)			
						10	25	50	75
Schädel	Konstantstromtechnik	50	64	1143	1918	690	855	1163	1323
	Röhrenstrommodulation	12	128	912	1498	196	515	1055	1292
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	10	241	860	1758	243	278	690	1350
Thorax	Konstantstromtechnik	10	101	684	1695	124	319	648	885
	Röhrenstrommodulation	70	81	453	2276	175	293	407	556
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	22	113	438	953	124	180	428	570
Abdomen	Konstantstromtechnik	8	729	1220	2924	771	773	953	1328
	Röhrenstrommodulation	110	136	655	2289	254	408	542	835
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	49	108	547	2238	165	259	367	660
CTA-Pulmonalis	Konstantstromtechnik	5	378	537	778	392	393	534	682
	Röhrenstrommodulation	23	12	357	810	102	219	327	514
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	12	113	322	737	120	182	351	415

4.2.6.4. Einfluss der CT-Technik auf die effektive Dosis des Patienten [257, 258]

Entsprechend den bisherigen Befunden stellt sich auch der Einfluss der CT-Technik auf die effektive Dosis des Patienten dar¹⁹. Wie **Abb. 4.28** nahelegt, zeigt sich bezüglich der Reduktion der effektiven Dosis des Patienten bei allen CT-Untersuchungen eine zumindest geringe oder sogar deutliche Überlegenheit der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion gegenüber der Konstantstromtechnik.

Allerdings besteht aufgrund der Definition der effektiven Dosis als gewichtete Summe der Organdosen über sämtliche Organe und Gewebe des menschlichen Körpers ein nicht-linearer Zusammenhang zwischen Volumen-CTDI und effektiver Dosis, wodurch es zu geringfügigen Abweichungen zwischen den in **Abb. 4.28** wiedergegebenen Werten der effektiven Dosis von den in **Abb. 4.24** dargestellten Werten des Volumen-CTDI kommt.

¹⁹ Die gleichzeitige Darstellung von Dosis-Längen-Produkt und effektiver Dosis mag zunächst redundant scheinen, zumal die effektive Dosis durch Anwendung entsprechender Konversionsfaktoren aus dem Dosis-Längen-Produkt hervorgeht. Während tatsächlich in den meisten Literaturstudien eine effektive Dosis durch Anwendung von Standard- Konversionsfaktoren aus dem Dosis-Längen-Produkt errechnet wurde, erfolgte im Rahmen der klinischen Studie eine patientenspezifische Bestimmung der effektiven Dosis, weswegen eine separate Betrachtung von Dosis-Längen-Produkt und effektiver Dosis hier zumindest a priori sinnvoll scheint.

Demnach erlaubt die Röhrenstrommodulation bei den CT-Untersuchungen des Thorax bzw. des Abdomens eine Reduktion der medianen effektiven Dosis um etwa 40% und bei der Pulmonalis-Angiographie um rund 30%; dieser Zusammenhang ist bei der CT-Untersuchung des Thorax statistisch signifikant und bei der CT-Untersuchung des Abdomens statistisch sogar hochsignifikant ausgeprägt. Der kombinierte Einsatz von Röhrenstrommodulation und iterativer Bildrekonstruktion ermöglicht bei den CT-Untersuchungen des Thorax sowie bei der Pulmonalis-Angiographie ebenfalls eine Reduktion der medianen effektiven Dosis um etwa 40% und bei der CT-Untersuchung des Abdomens um etwa 75%; dieser Zusammenhang ist bei der CT-Untersuchung des Abdomens statistisch hochsignifikant und bei der Pulmonalis-Angiographie statistisch signifikant ausgeprägt.

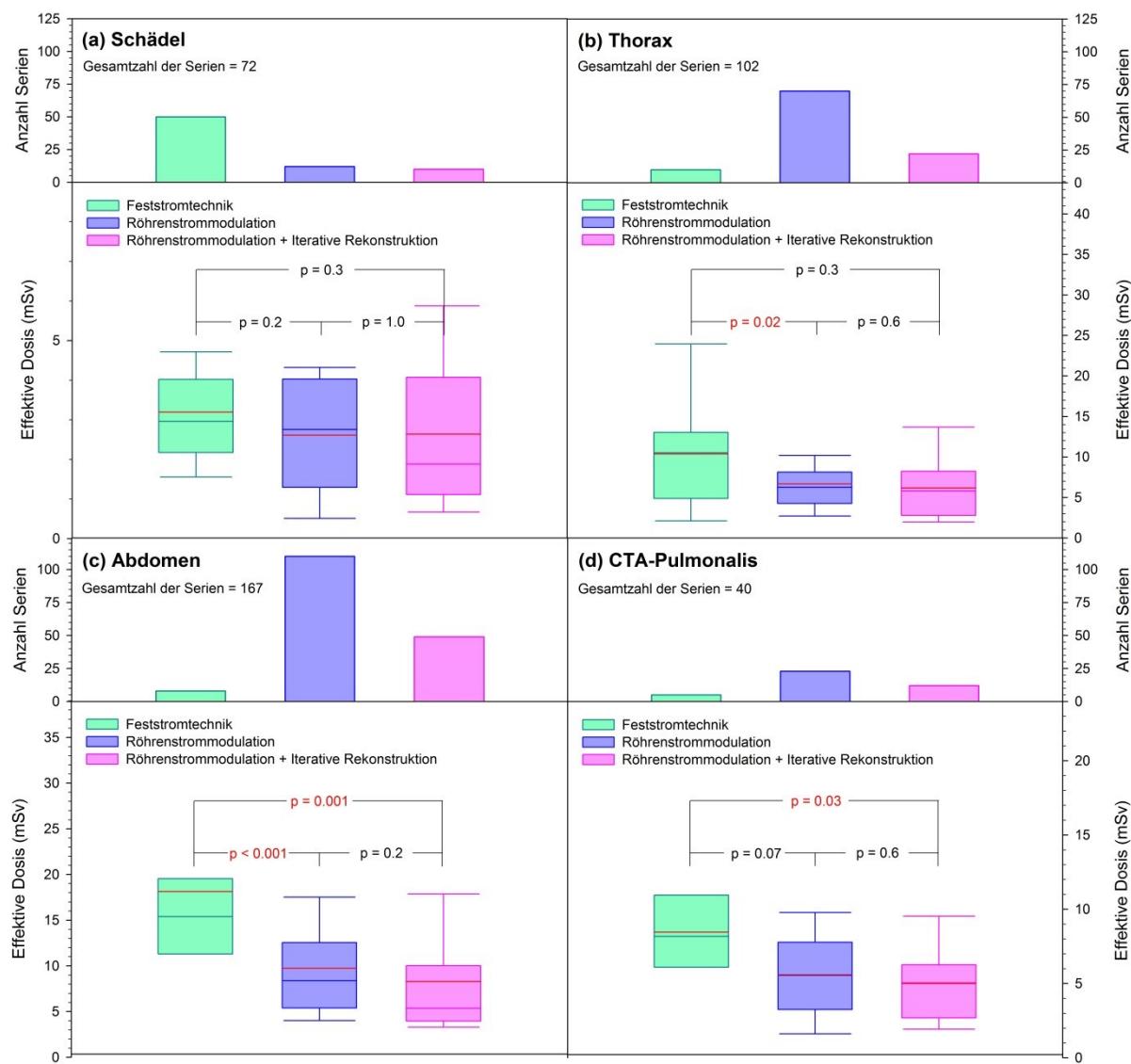


Abb. 4.28: Effektive Dosis des Patienten in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Während sich bei der CT-Untersuchung des Schädel nur gering auf die effektive Dosis auswirkt, zeigt sich bei den anderen CT-Untersuchungen eine teilweise statistisch signifikante Verminderung der effektiven Dosis bei Verwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion (rot gekennzeichneter p-Wert).

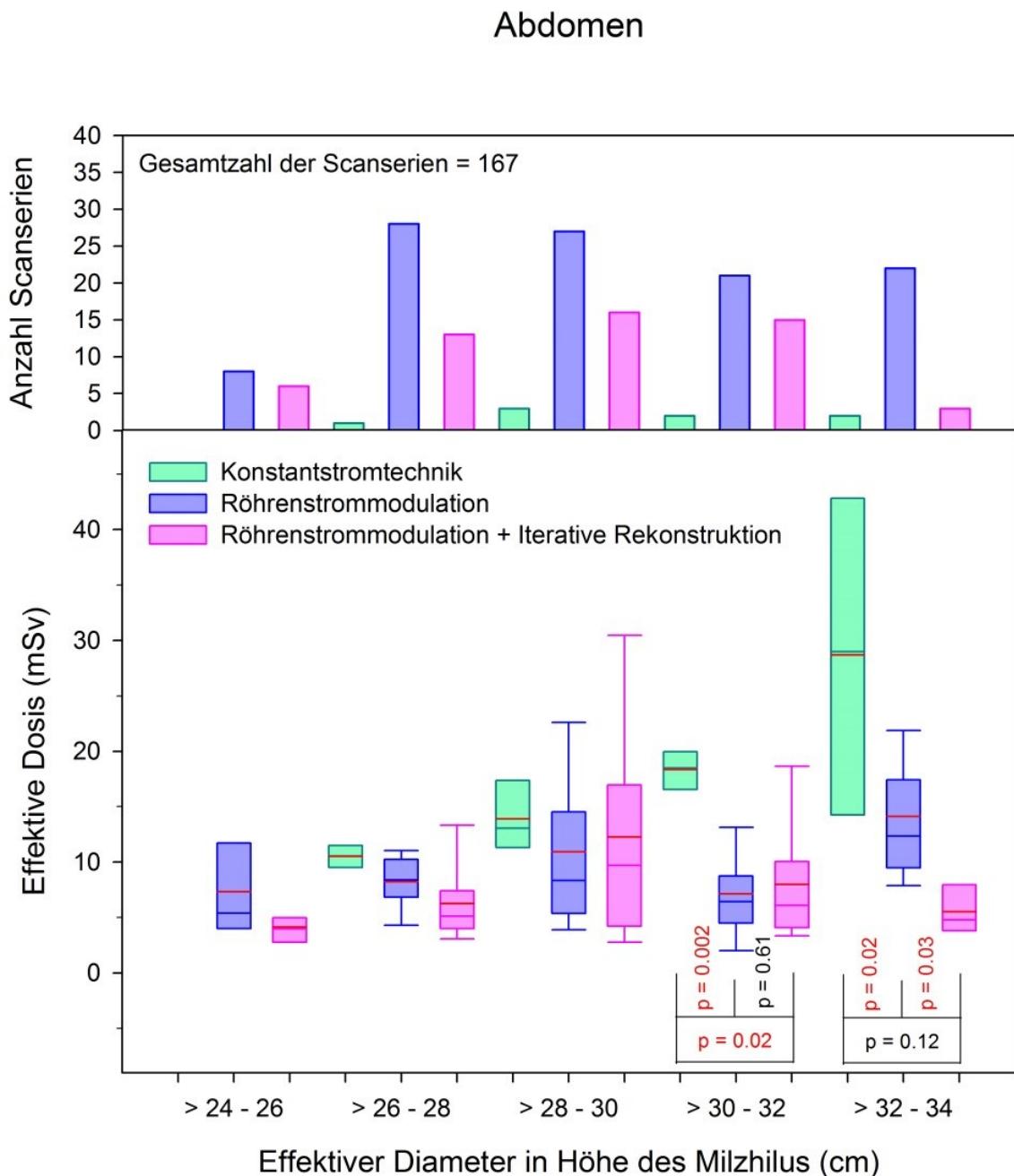


Abb. 4.29: Effektive Dosis bei der CT-Untersuchung des Abdomens in Abhängigkeit von der verwendeten CT-Technik und dem effektiven Diameter des Patienten. Bei Anwendung der Konstantstromtechnik ist die Abhängigkeit der effektiven Dosis vom Durchstrahlungsdurchmesser am stärksten, bei der Anwendung der Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Verfahren am schwächsten ausgeprägt. Eine statistische Signifikanz dieses Zusammenhangs konnte für die Werte der effektiven Dosis bei einem effektiven Abdomendiameter von über 30 cm festgestellt werden (rot gekennzeichnete p-Werte). (Die scheinbare Diskrepanz zwischen den Signifikanzen in der Diametergruppe „> 32 - 34 cm“ ist auf die hier sehr geringen Fallzahlen für Konstantstromtechnik und iterative Rekonstruktion zurückzuführen.)

Auf die Reduktion der effektiven Dosis bei der CT-Untersuchung des Schädels hingegen wirken sich die unterschiedlichen CT-Techniken nahezu nicht aus. Die bei den einzelnen CT-Untersuchungen unter den einzelnen CT-Techniken erzielten Perzentilen- und Mittelwerte der effektiven Dosis sind in **Tab. 4.26** aufgeführt. **Tab. 4.27** gibt die durch die einzelnen CT-Techniken bewirkte prozentuale Reduktion der medianen effektiven Dosis gegenüber der Konstantstromtechnik wieder.

Tab. 4.26: Mittelwert und Perzentilenwerte der effektiven Dosis in Abhängigkeit von der CT-Untersuchung und von der CT-Technik. Mittelwerte und Mediane stehen bei den einzelnen Untersuchungsprotokollen und Dosisreduktionstechniken in guter Übereinstimmung miteinander. Die Dosisreduktionstechniken der Röhrenstrommodulation bzw. iterativen Bildrekonstruktion bewirken bei allen Untersuchungsprotokollen eine deutliche Reduktion der effektiven Dosis.

Protokoll	Dosisreduktionstechnik	Anzahl der Serien	Effektive Dosis (mSv)							
			Minimum	Mittelwert	Maximum	Perzentilen (%)				
			10	25	50	75	90			
Schädel	Konstantstromtechnik	50	0,2	3,3	6,5	1,9	2,2	3,0	4,0	4,8
	Röhrenstrommodulation	12	0,9	3,0	4,4	1,3	1,8	2,8	4,1	4,4
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	10	0,7	3,1	6,0	-	1,8	1,9	4,4	-
Thorax	Konstantstromtechnik	10	1,8	10,4	25,1	2,1	4,9	10,5	13,0	24,0
	Röhrenstrommodulation	70	1,4	6,7	29,0	2,7	4,3	6,2	8,1	10,2
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	22	1,8	6,2	14,8	2,0	2,8	5,8	8,2	13,7
Abdomen	Konstantstromtechnik	8	10,5	18,1	42,8	-	11,3	15,4	19,5	-
	Röhrenstrommodulation	110	1,7	9,8	33,1	4,0	5,4	8,4	12,6	17,5
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	49	1,4	8,3	33,3	3,3	4,0	5,4	10,0	17,9
CTA-Pulmonalis	Konstantstromtechnik	5	5,0	8,5	13,1	-	6,1	8,2	11,0	-
	Röhrenstrommodulation	23	1,0	5,5	13,2	1,3	3,3	5,6	7,8	9,8
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	12	1,8	5,0	11,2	1,9	2,7	5,0	6,3	9,5

Tab. 4.27: Reduktion der medianen effektiven Dosis durch verschiedene CT-Techniken vs. Konstantstromtechnik. Angegeben sind auf die Konstantstromtechnik bezogene prozentuale Reduktionsfaktoren. Ein Faktor = 0 bedeutet keinen Reduktionseffekt. Fett und kursiv gedruckte Werte sind von statistischer Signifikanz.

CT-Technik	Schädel	Thorax	Abdomen	CTA-Pulmonalis
				Reduktion der effektiven Dosis (%)
Konstantstromtechnik	0	0	0	0
Röhrenstrommodulation	7	41	45	32
Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	37	45	75	39

In Analogie zum Volumen-CTDI (**Abb. 4.25**) nimmt die effektive Dosis vor allem bei Anwendung der Konstantstromtechnik mit zunehmendem effektiven Diameter des Patienten zu, während sie bei Anwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Verfahren weitgehend konstant gehalten werden kann (**Abb. 4.29**). Eine statistische Signifikanz dieses Zusammenhangs konnte für die Werte der effektiven Dosis bei einem effektiven Abdomendiameter von über 30 cm festgestellt werden.

4.2.6.5. Einfluss der CT-Technik auf das Bildpixelrauschen [257, 258]

Das Ausmaß des Bildpixelrauschen sollte a priori von der CT-Untersuchungstechnik abhängig sein. Während aufgrund der Brooks-Beziehung (**Formel 2.20**) unter Konstantstromtechnik bei vergleichbaren Patientendiametern das Bildpixelrauschen mit zunehmender Strahlendosis abnehmen sollte, sollte es bei der Röhrenstrommodulation weitgehend konstant gehalten werden; bei den Verfahren der iterativen Bildrekonstruktion sollte das Bildpixelrauschen bei konstant gehaltener Strahlendosis reduziert und bei konstant gehaltenem Bildpixelrauschen die Strahlendosis reduziert werden.

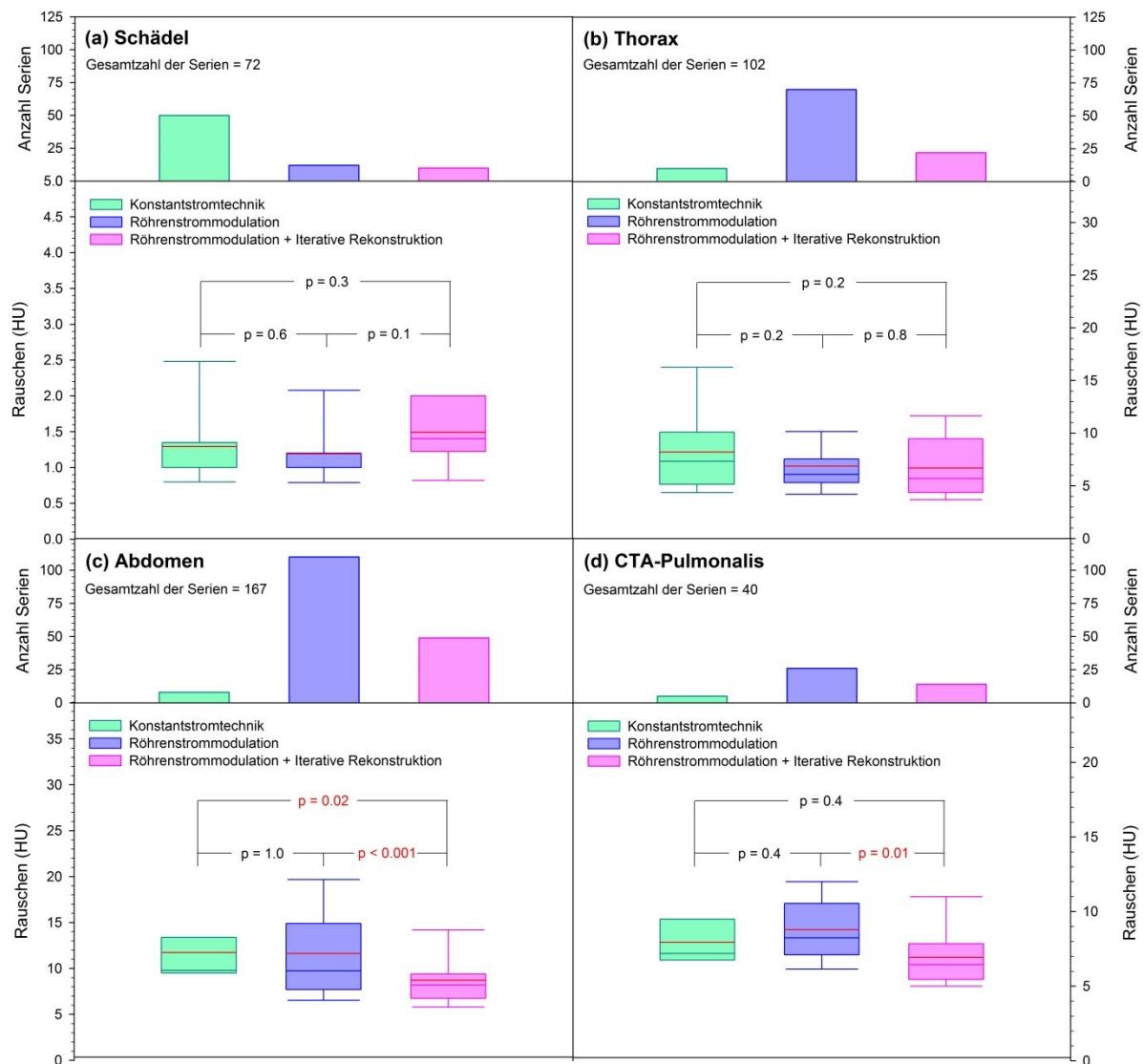


Abb. 4.30: Bildpixelrauschen in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Die Verwendung der Röhrenstrommodulation führt zu keiner statistisch nachweisbaren Reduktion des Bildpixelrauschen. Hingegen bewirkt der Einsatz der iterativen Rekonstruktion bei der CT-Untersuchung des Abdomens sowie bei der Pulmonalis-Angiographie eine statistisch hochsignifikante bzw. statistisch sehr signifikante Reduktion des Bildpixelrauschen (rot gekennzeichnete p-Werte).

Abb. 4.30 zeigt das in den Bilddatensätzen der verschiedenen CT-Untersuchungen gemessene Bildpixelrauschen in Abhängigkeit von der CT-Untersuchung und von der verwendeten CT-Technik. Demnach führt die Röhrenstrommodulation tatsächlich bei keiner der CT-Untersuchungen zu einer statistisch signifikanten Abnahme des Bildpixelrauschen, vielmehr scheint

das Bildpixelrauschen im Wesentlichen konstant gehalten zu werden. Der Einsatz der iterativen Rekonstruktion hingegen bewirkt bei der CT-Untersuchung des Abdomens eine statistisch hochsignifikante und bei der Pulmonalis-Angiographie eine statistisch sehr signifikante Abnahme des Bildpixelrauschen.

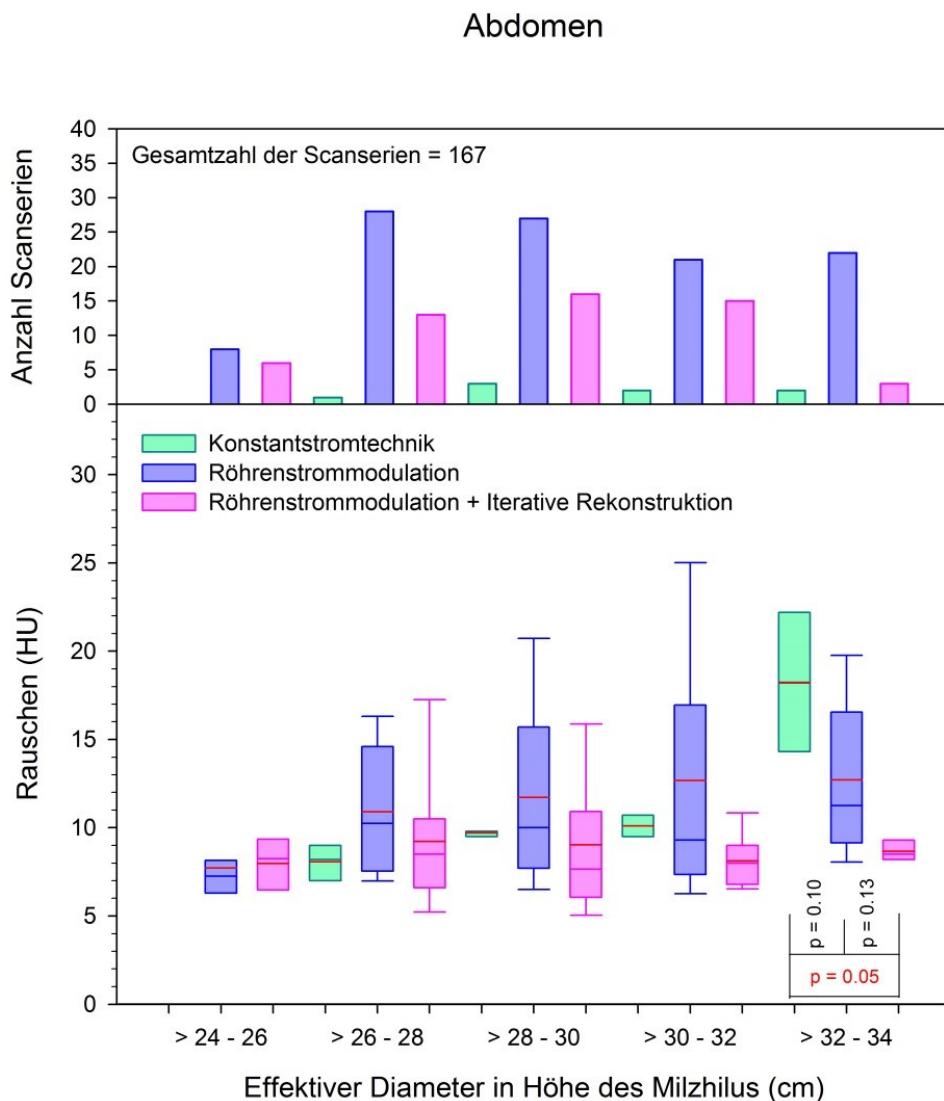


Abb. 4.31: Bildpixelrauschen bei der CT-Untersuchung des Abdomens in Abhängigkeit von der verwendeten CT-Technik. Bei Anwendung der Konstantstromtechnik ist die Abhängigkeit des Bildpixelrauschen vom Durchstrahlungsdurchmesser am stärksten, bei der Anwendung der Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Bildrekonstruktionsverfahren am schwächsten ausgeprägt. Eine statistische Signifikanz dieses Zusammenhangs konnte für die Werte der effektiven Dosis bei einem effektiven Abdomendiameter von über 32 cm festgestellt werden (rot gekennzeichneter p-Wert).

Naturgemäß sollte das Bildpixelrauschen mit steigendem Patientenvolumen und damit mit steigendem effektiven Durchmesser des Patienten zumindest unter Verwendung der Konstantstromtechnik zunehmen. Wie **Abb. 4.31** anhand einer Darstellung des Bildpixelrauschen bei der CT-Untersuchung des Abdomens in Abhängigkeit von der verwendeten CT-Technik und vom effektiven Durchmesser des Patienten illustriert, ist bei Anwendung der Konstantstromtechnik die Abhängigkeit des Bildpixelrauschen vom Durchstrahlungsdurchmesser am stärksten und bei der Anwendung der Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Verfahren am schwächsten ausgeprägt. Somit ist also im Gegensatz zu den CT-Techniken der

Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion unter Konstantstromtechnik eine ausreichende Reduktion des mit steigendem Patientenvolumen in zunehmendem Maße entstehenden Bildpixelrauschens durch eine Anpassung des Röhrenstromes an den effektiven Diameter des Patienten (Abb. 4.25) nicht möglich, welche Feststellung in guter Übereinstimmung mit der klinischen Beobachtung steht. Ihr stärkstes Rauschreduktionspotential entfalten die iterativen Verfahren offensichtlich bei adipösen Patienten mit Abdomendiametern von über 32 cm, wo sie gegenüber der Konstantstromtechnik eine statistisch signifikante Reduktion des Bildpixelrauschens bewirken (Abb. 4.31).

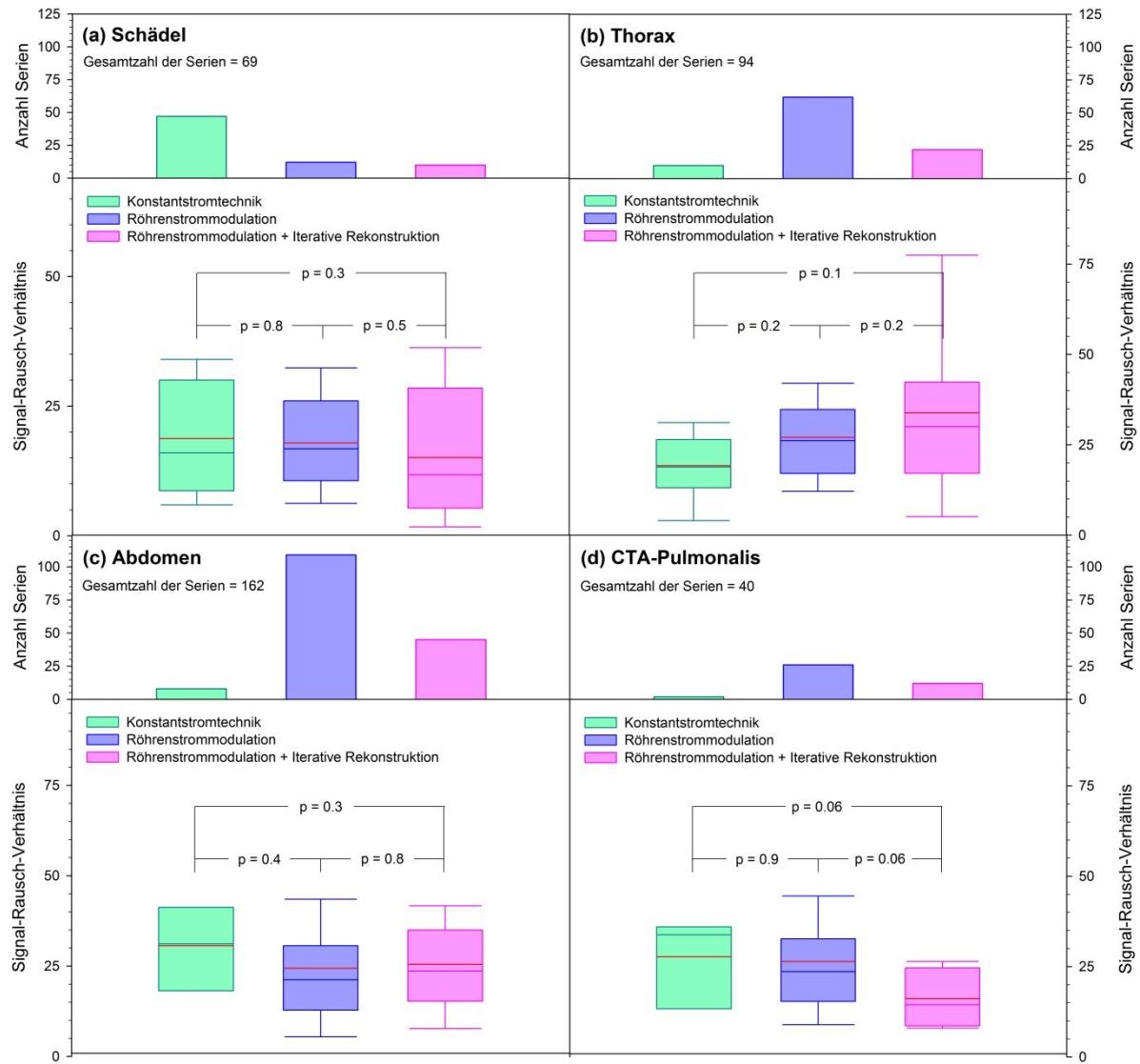


Abb. 4.32: Signal-Rausch-Verhältnis in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Während bei Verwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion bei den meisten CT-Untersuchungen eine Konstanthaltung oder eine statistisch allerdings nicht signifikante Anhebung des Signal-Rausch-Verhältnisses beobachtet werden kann, kommt es bei der Pulmonalis-Angiographie zu einer statistisch nicht signifikanten Verringerung des Signal-Rausch-Verhältnisses.

4.2.6.6. Einfluss der CT-Technik auf Signal-Rausch- und Kontrast-Rausch-Verhältnis /257, 258/

In **Abb. 4.32** und **Abb. 4.33** werden das Signal-Rausch-Verhältnis und das Kontrast-Rausch-Verhältnis nach der in **Abschnitt 3.2.5.1** gegebenen Definition in ihrer Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik wiedergegeben.

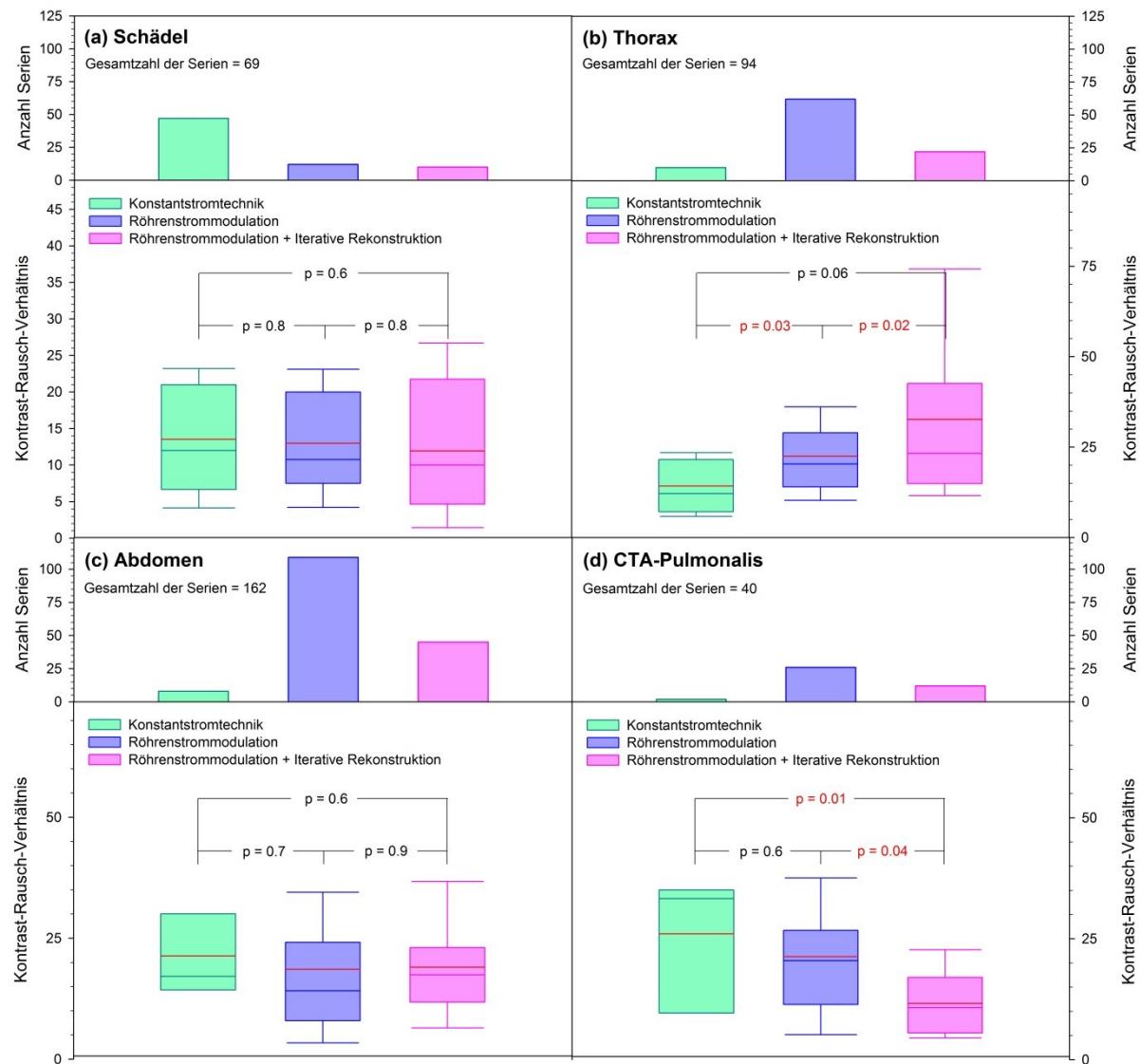


Abb. 4.33: Kontrast-Rausch-Verhältnis in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Bei Anwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion kann bei den meisten CT-Untersuchungen eine Konstanthaltung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses beobachtet werden; bei der CT-Untersuchung des Thorax bewirkt der Einsatz der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion eine statistisch signifikante Anhebung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses (rot gekennzeichneter p-Wert), bei der Pulmonalis-Angiographie zeigt sich bei Anwendung der iterativen Rekonstruktion eine paradoxe statistisch signifikante Verringerung des Signal-Rausch-Verhältnisses (rot gekennzeichneter p-Wert).

Während bei Verwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion bei den meisten CT-Untersuchungen eine Konstanthaltung oder eine - statistisch allerdings nicht signifikante - Anhebung des Signal-Rausch-Verhältnisses beobachtet werden kann, kommt es bei der Pulmonalis-Angiographie zu einer statistisch nicht signifikanten Verringerung des Signal-Rausch-Verhältnisses.

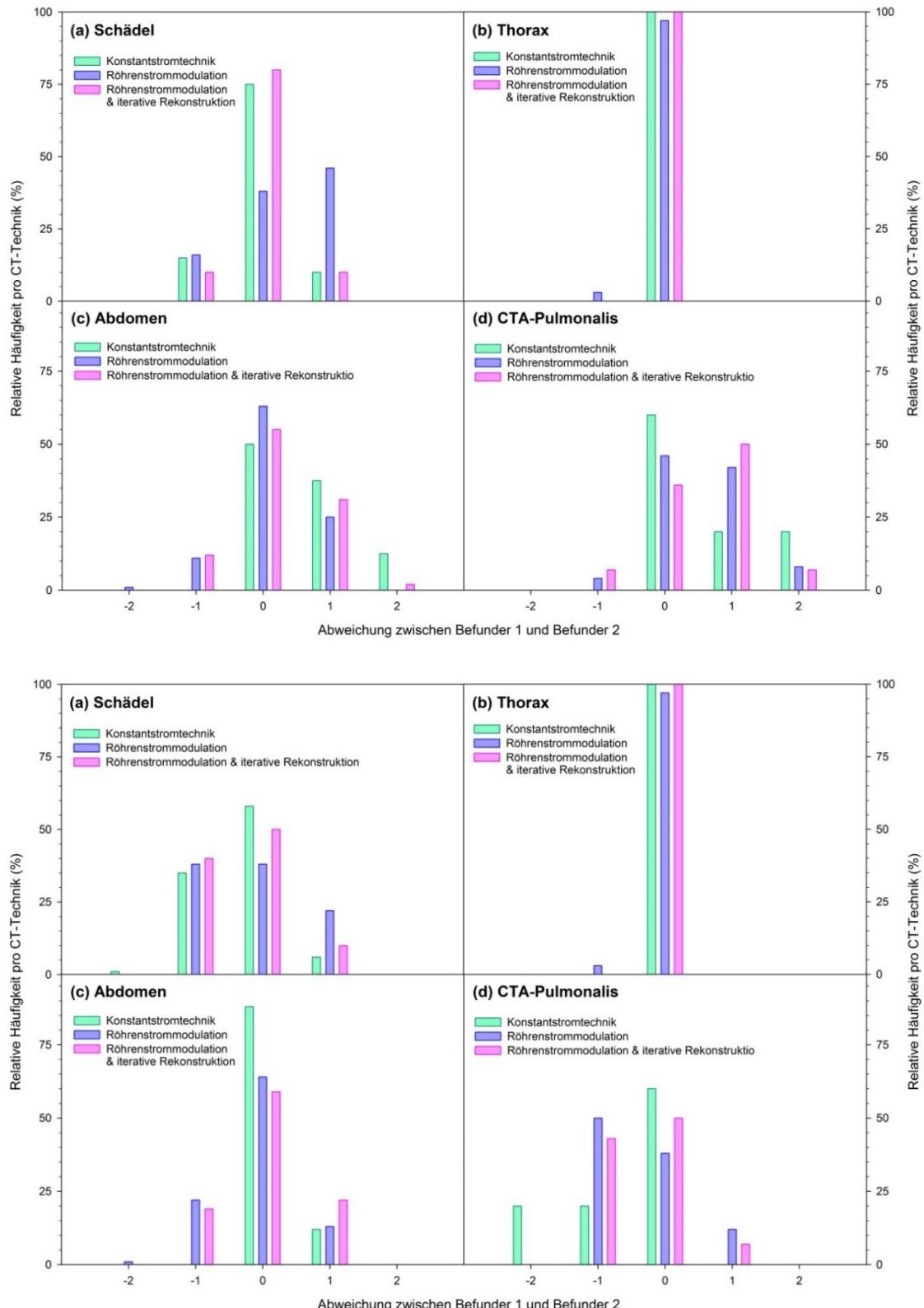


Abb. 4.34: Unterschiede in der Beurteilung der Qualität der Darstellung der untersuchten anatomischen Region (oben) und der mutmaßlichen diagnostischen Verwertbarkeit des Gesamtbildes (unten) durch beide Befunder in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik, ausgedrückt durch die Punktedifferenz auf der 5-Punkte-Likert-Skala. Im Wesentlichen gelangten beide Befunder zum gleichen Urteil bezüglich der Qualität der Darstellung der untersuchten anatomischen Region.

Bei Anwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion kann bei den meisten CT-Untersuchungen eine Konstanthaltung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses beobachtet werden; bei der CT-Untersuchung des Thorax bewirkt der Einsatz der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion eine statistisch signifikante Anhebung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses, bei der Pulmonalis-Angiographie zeigt sich bei Anwendung der iterativen Rekonstruktion eine paradoxe statistisch signifikante Verringerung des Signal-Rausch-Verhältnisses.

4.2.6.7. Einfluss der CT-Technik auf die subjektive Bildqualität [257, 258]

Im Sinne des ALARA-Konzeptes des medizinischen Strahlenschutzes ist weniger die Ausgewogenheit zwischen Strahlendosis und objektiver Bildqualität als vielmehr jene zwischen Strahlendosis und subjektiver Bildqualität von Bedeutung, zumal die zur erfolgreichen Befundung erforderliche subjektive Bildqualität von der klinischen Fragestellung abhängig ist.

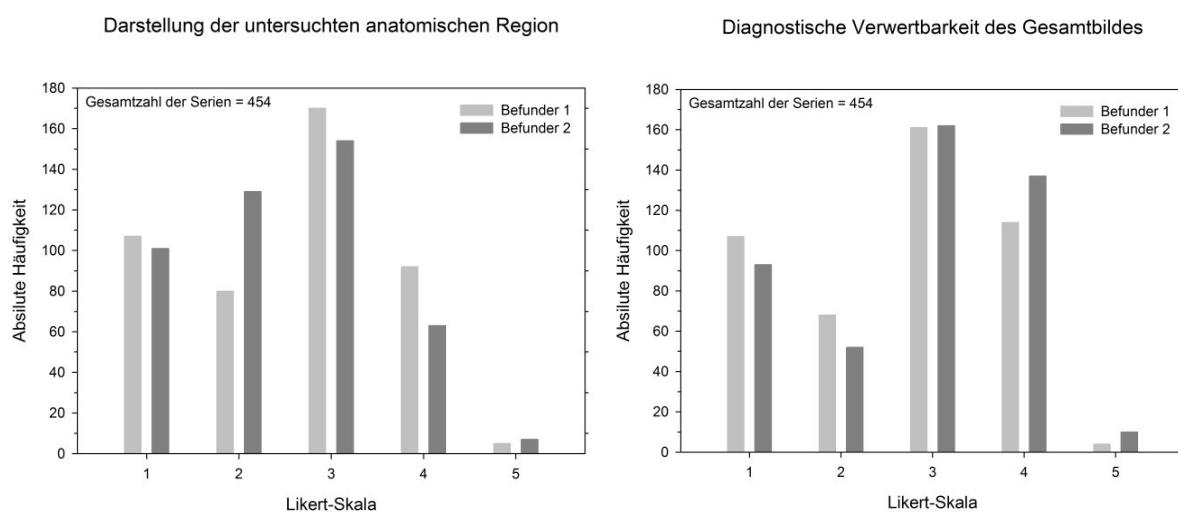


Abb. 4.35: Subjektive Bildqualität (a) der Darstellung der untersuchten anatomischen Region und (b) der diagnostischen Verwertbarkeit des Gesamtbildes in Abhängigkeit vom Befunder. Bei der Beurteilung der subjektiven Bildqualität besteht kein wesentlicher Unterschied in der jeweiligen Häufigkeitsverteilung der Punktebewertung durch Befunder 1 (Facharzt mit mehrjähriger Berufserfahrung) und Befunder 2 (Weiterbildungsassistent mit einjähriger Berufserfahrung) gemäß einer 5-Punkte-Likert-Skala (1 = hervorragende Bildqualität, 2 = gute Bildqualität, 3 = mittelmäßige Bildqualität, 4 = ausreichende Bildqualität, 5 = ungenügende Bildqualität).

4.2.6.7.1. Unterschied zwischen den Befunden [257, 258]

Eine Beurteilung der subjektiven Bildqualität wurde von zwei unabhängigen Befunden anhand der in **Tab. 3.6** dargestellten 5-Punkte-Likert-Skala vorgenommen. **Abb. 4.34** zeigt die Abweichung der Beurteilungen der Darstellung der anatomischen Region bzw. der mutmaßlichen diagnostischen Verwertbarkeit des Gesamtbildes durch beide Befunder in Likertskalenziffern in Abhängigkeit vom Untersuchungsprotokoll und von der CT-Technik; demnach bestand bezüglich der Punktebewertung bei allen Untersuchungsprotokollen und CT-Techniken kein wesentlicher Unterschied zwischen den Befunden²⁰.

²⁰ Im übrigen sollten die hervorragenden bzw. guten Bewertungen durch beide Befunder, wie sie in **Abb. 4.34** durch Likert-Skalenwerte von 1 bzw. 2 zum Ausdruck gelangen, nicht a priori zu der Vermutung Anlaß geben, eine geringere subjektive Bildqualität als die erzielte sei möglicherweise diagnostisch ausreichend und damit noch Dosisreduktionspotential vorhanden. Allerdings erfolgten die Bewertungen der subjektiven Bildqualität in vorliegender Studie unter Vernachlässigung der unter klinischen Bedingungen in den diagnostischen Prozeß einzuzeichnenden klinischen Indikationen und Fragestellungen, deren Berücksichtigung ggf. eine gezielte Verminderung der Bildqualität und damit eine weitere Dosisreduktion ermöglichen würde.

Entsprechend variiert die Häufigkeitsverteilung der Likertskalenpunkte bei der Beurteilung der Darstellung der anatomischen Region bzw. der mutmaßlichen diagnostischen Verwertbarkeit des Gesamtbildes durch beide Befunder nur gering (**Abb. 4.35**). Aus diesem Grunde wird im Folgenden als Qualitätsparameter stets der Mittelwert der Punktwertungen der beiden Befunder betrachtet.

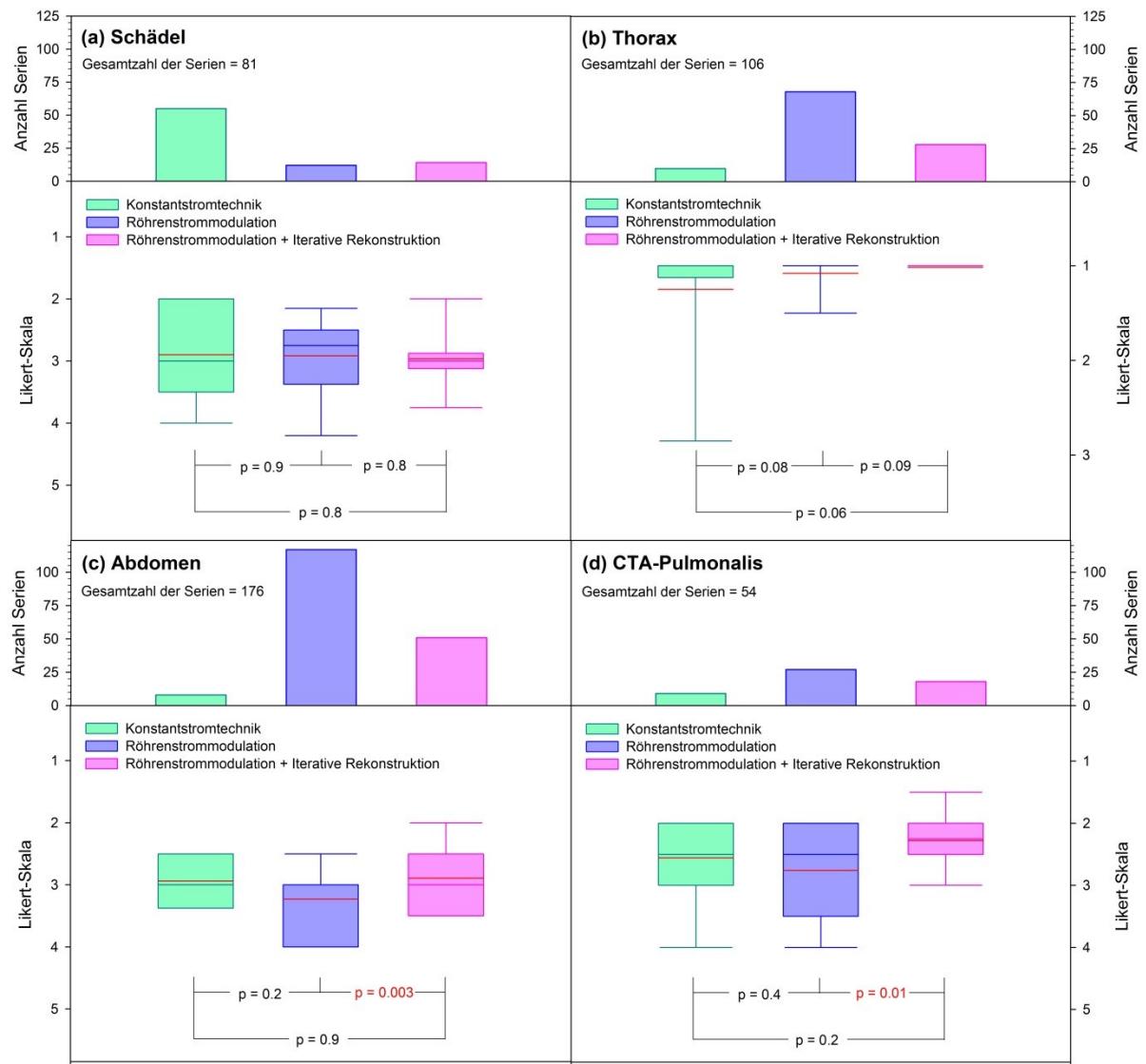


Abb. 4.36: Subjektive Qualität der Darstellung der untersuchten anatomischen Region in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Die subjektive Bildqualität ist nahezu kaum von der angewandten CT-Technik abhängig, allerdings bewirkt die iterative Rekonstruktion bei der CT-Untersuchung des Abdomens und bei der Pulmonalis-Angiographie eine sehr signifikante Anhebung der subjektiven Bildqualität gegenüber der solitären Anwendung der Röhrenstrommodulation (rot gekennzeichneter p-Wert).

4.2.6.7.2. Subjektive Bildqualität /257, 258/

Eine statistisch signifikante Abhängigkeit der Qualität der Darstellung der untersuchten anatomischen Region von der eingesetzten CT-Technik konnte lediglich für die iterative Rekonstruktion bei der CT-Untersuchung des Abdomens und bei der Pulmonalis-Angiographie aufgefunden werden (**Abb. 4.36**).

Die mutmaßliche diagnostische Qualität des Gesamtbildes hingegen wies keine signifikante statistische Abhängigkeit von der CT-Technik auf (Abb. 4.37). Die vorwiegend hervorragenden Punktewerte bei der Beurteilung der CT-Untersuchungen des Thorax sind auf die in nahezu sämtlichen Fällen erfolgte hervorragende Darstellung des Lungenparenchyms in den Schnittbildern zurückzuführen, welche sich als weitestgehend unabhängig von der gewählten CT-Technik erwies.

Allerdings bewirkte die iterative Rekonstruktion nicht zwangsläufig eine verbesserte diagnostische Wertigkeit der Bilddatensätze; zum einen bedingt der geometrisierte Bildaspekt nicht zwangsläufig einen Zuwachs an diagnostischer Information, zum anderen wurden in manchen Bildern artifizielle Artefakte wahrgenommen, welche vor dem Hintergrund der diagnostischen Wertigkeit des Bilddatensatzes bei sonst gutem oder sogar sehr gutem Bildeindruck zu einer negativen Gesamtwertung führten.

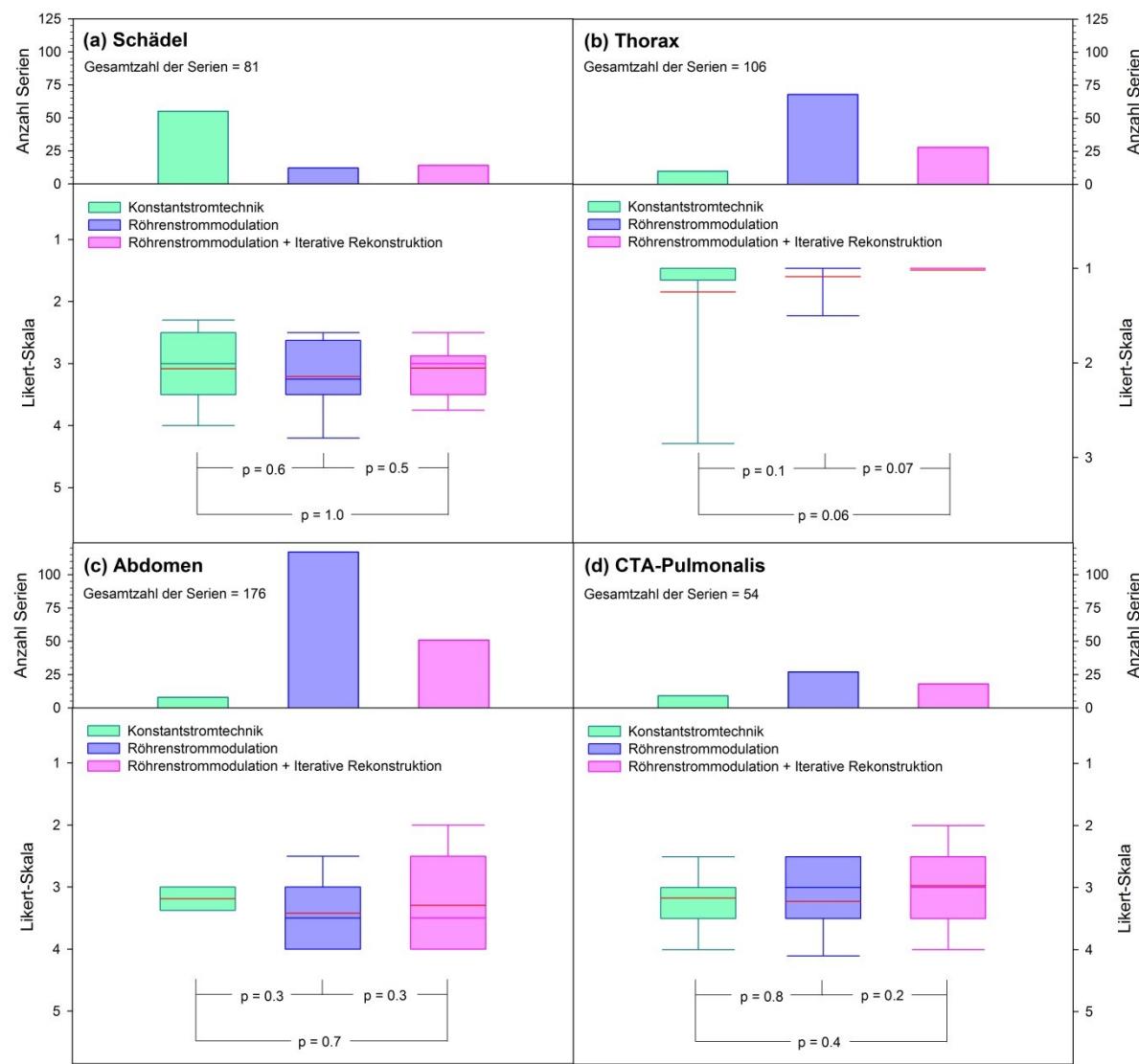


Abb. 4.37: Mutmaßliche diagnostische Verwertbarkeit des Gesamtbildes in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Die mutmaßliche diagnostische Verwertbarkeit des Gesamtbildes scheint von der angewandten CT-Technik nicht signifikant abhängig.

4.2.6.8. Zusammenhang zwischen objektiver und subjektiver Bildqualität /257, 258/

Naturgemäß sollte die subjektive Bildqualität mit der objektiven Bildqualität – wenn auch in weiten, von der klinischen Indikation und der Erfahrung des Befunders bestimmten Grenzen – korrelieren, insbesondere dann, wenn eine niedrige objektive Bildqualität zur Beschränkung der diagnostischen Wertigkeit eines Bilddatensatzes führen musste. In der Tat existiert eine schwache lineare Korrelation zwischen dem objektiv gemessenen Bildpixelrauschen und der subjektiven Beurteilung der Bildqualität, wie Abb. 4.38 anhand der CT-Untersuchungen des Schädel, des Thorax, des Abdomens sowie der Pulmonalis-Angiographie zeigt. Diese Korrelation ist nicht von der angewandten CT-Technik abhängig, wie auch eine weitergehende und hier nicht dargestellte Analyse zeigte.

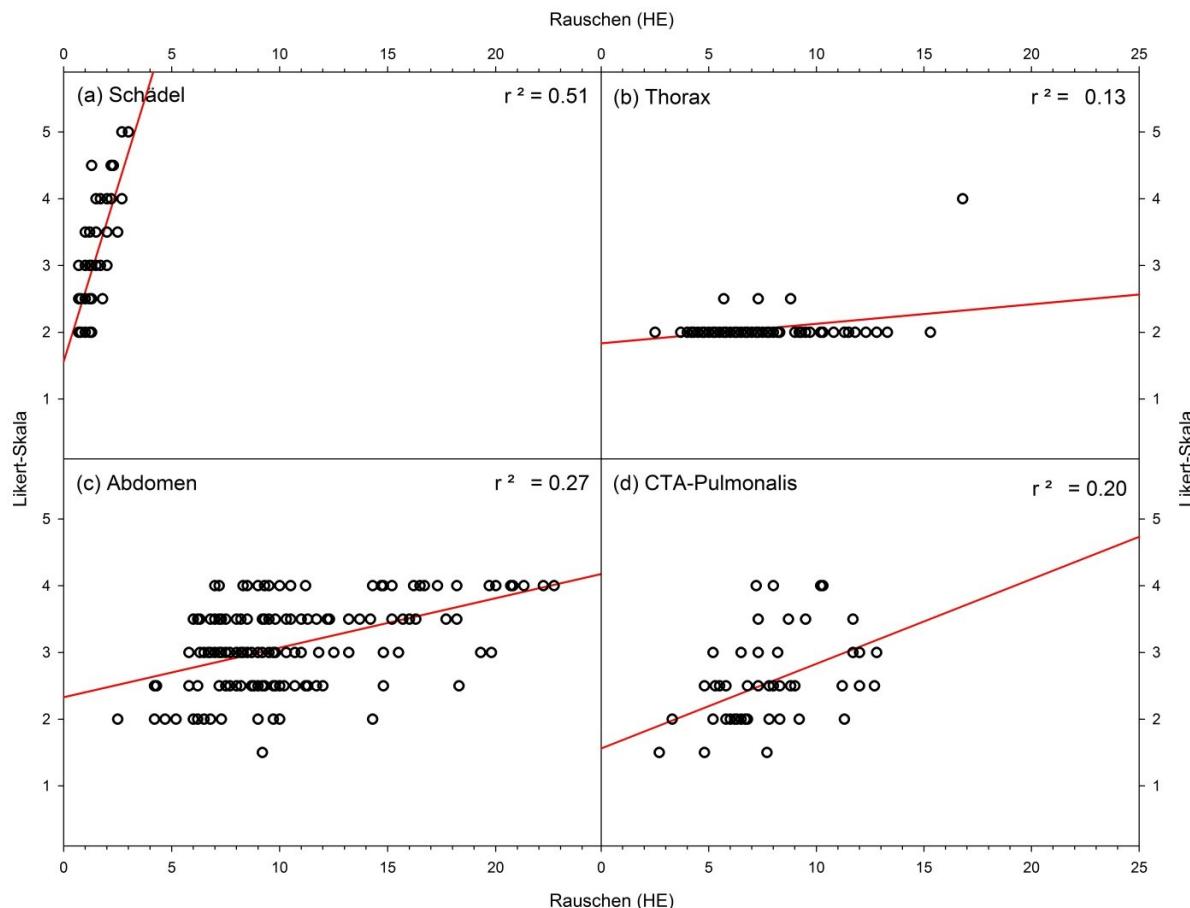


Abb. 4.38: Subjektive Qualität der Darstellung der untersuchten anatomischen Region in Abhängigkeit von der CT-Untersuchung und von der Höhe des Bildpixelrauschens. Bei allen CT-Untersuchungen besteht unabhängig von der angewandten CT-Technik eine lineare Korrelation zwischen dem objektiven Bildpixelrauschen und der subjektiv wahrgenommenen Bildqualität. Aufgrund der meist hervorragenden Darstellung des Lungenparenchyms weist die Punktebewertung der subjektiven Bildqualität des Thorax (b) gemäß der Likert-Skala nur eine geringfügige Streuung auf.

4.2.6.9. Zusammenhang zwischen Dosis und objektiver Bildqualität /257, 258/

Aufgrund der bei konstanten Expositionsbedingungen zumindest bei nicht-iterativen Bildrekonstruktionsverfahren bestehenden Reziprozität zwischen Strahlendosis und Bildpixelrauschen gemäß der Brooks-Relation (Formel 2.20) sollte ein indirekt proportionaler Zusammenhang zwischen Volumen-CTDI und Bildpixelrauschen zu erwarten sein. Allerdings kann es unter klinischen Bedingungen zu einer scheinbaren Abweichung von dieser Regel kommen,

wie Abb. 4.39 anhand einer Darstellung des Bildpixelrauschen in Abhängigkeit vom Volumen-CTDI zeigt.

Demnach war eine durch Prüfung der linearen Korrelation zu erwartende negativ-lineare Korrelation zwischen Bildpixelrauschen und Volumen-CTDI hier lediglich bei der CT-Untersuchung des Schädels unter Röhrenstrommodulation sowie bei der CT-Pulmonalisangiographie unter Konstantstromtechnik und unter Röhrenstrommodulation nachweisbar. Bei der CT-Untersuchung des Abdomens tritt indessen sogar eine positive lineare Korrelation unter Konstantstromtechnik auf, welche auf den bereits festgestellten Anstieg des Volumen-CTDI bzw. des Bildpixelrauschen mit dem effektiven Diameter des Patienten vor dem Hintergrund einer zunehmenden Insuffizienz der Feststromtechnik bezüglich einer Konstanthaltung des Bildpixelrauschen bei zunehmendem effektiven Diameter des Patienten hinweist. In den meisten Fällen war indessen – nicht zuletzt aufgrund der vergleichsweise geringen Fallzahlen – keine eindeutige Korrelation zwischen Volumen-CTDI und Bildpixelrauschen erkennbar.

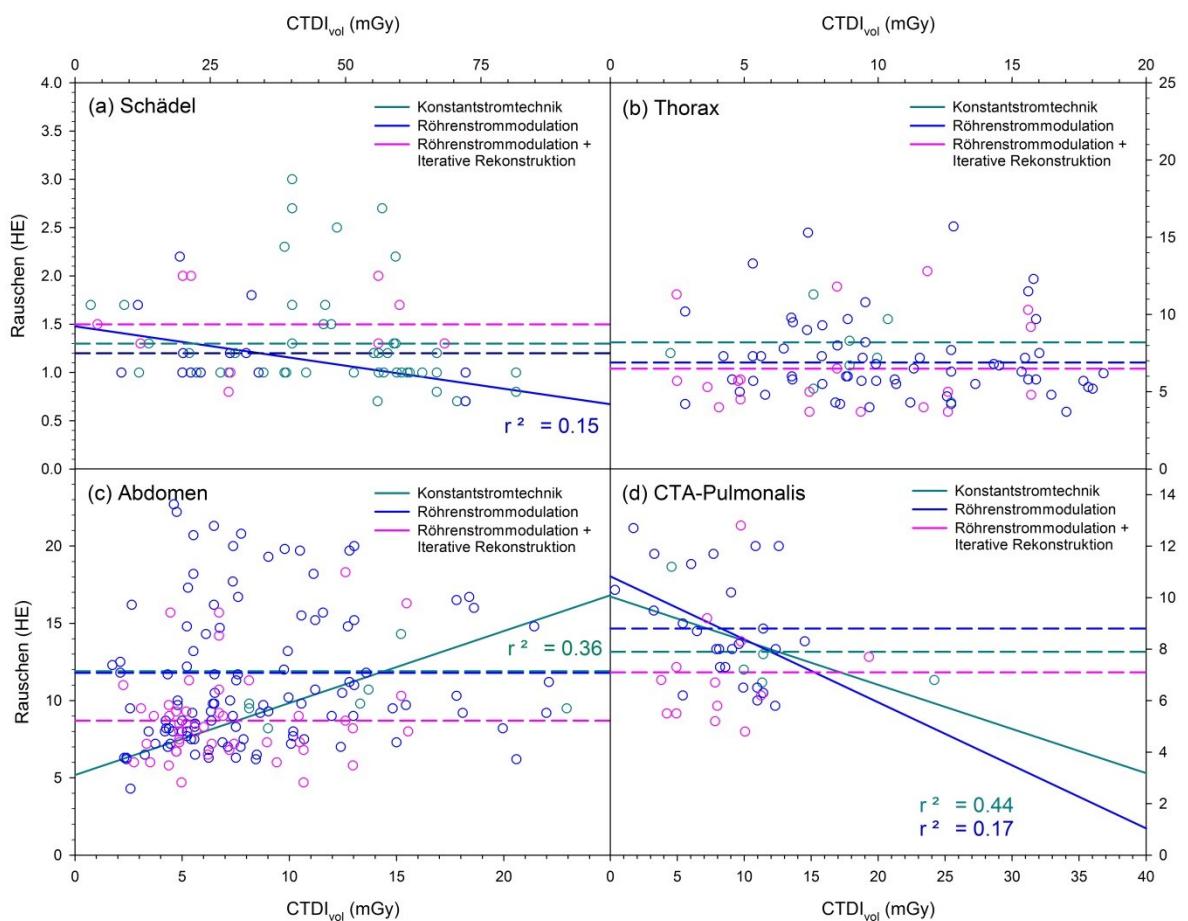


Abb. 4.39: Bildpixelrauschen in Abhängigkeit vom Volumen-CTDI und von der CT-Technik bei den CT-Untersuchungen (a) des Schädels, (b) des Thorax, (c) des Abdomens sowie (d) bei der Pulmonalis-Angiographie. Durchgezogene Linien weisen auf eine lineare Korrelation zwischen Volumen-CTDI und Bildpixelrauschen mit einem Korrelationskoeffizienten $r^2 > 0,1$ hin. Die gestrichelten Linien entsprechen den Mittelwerten des Bildpixelrauschen bei den einzelnen CT-Techniken. Wie ersichtlich, besteht bei fast allen CT-Untersuchungen eine negative Korrelation zwischen Bildpixelrauschen und Volumen-CTDI. Allein bei der CT-Untersuchung des Abdomens unter Konstantstromtechnik zeigt sich eine positive Korrelation, welche auf die bereits festgestellte geringe Unterdrückbarkeit des Bildpixelrauschen bei adipöseren Patienten durch die Konstantstromtechnik hinweist. Der Einsatz iterativer Bildrekonstruktionsverfahren verringert bei allen CT-Untersuchungen mit Ausnahme der CT-Untersuchung des Schädels das Bildpixelrauschen.

4.3. Strahlendosis bei Phantommessungen [257, 258]

Zur Validierung des angewandten mathematischen Dosisrekonstruktionsverfahrens wurden mittels Thermoluminsezenzdosimetrie (TLD) physikalische Messungen der bei Standard-CT-Untersuchungen des Schädelns, des Thorax und des Abdomens unter jeweiliger Anwendung der Konstantstromtechnik und der Röhrenstrommodulation in einem anthropomorphen physikalischen Phantom applizierten Organdosen sowie eine Ermittlung der hieraus resultierenden Effektivdosen vorgenommen und den sich mit Hilfe des DICT-Algorithmus und der Dosisrekonstruktions-Software CT-EXPO aus den DICOM-Datensätzen ergebenden Werten gegenübergestellt. Eine Validierung bzw. Bestimmung des mit Hilfe der Röhrenstrommodulation zu erzielenden maximalen Dosisreduktionspotentials war nicht intendiert. Auch war eine Beurteilung der objektiven und subjektiven Bildqualität nicht zuletzt aufgrund der durch die Homogenität der artifiziellen anatomischen Strukturen des physikalischen Phantoms weder intendiert noch sinnvoll. Auch konnte aufgrund der mangelnden Darstellbarkeit von Gefäßsystemen eine Pulmonalis-Angiographie am verwendeten physikalischen Phantom nicht simuliert werden.

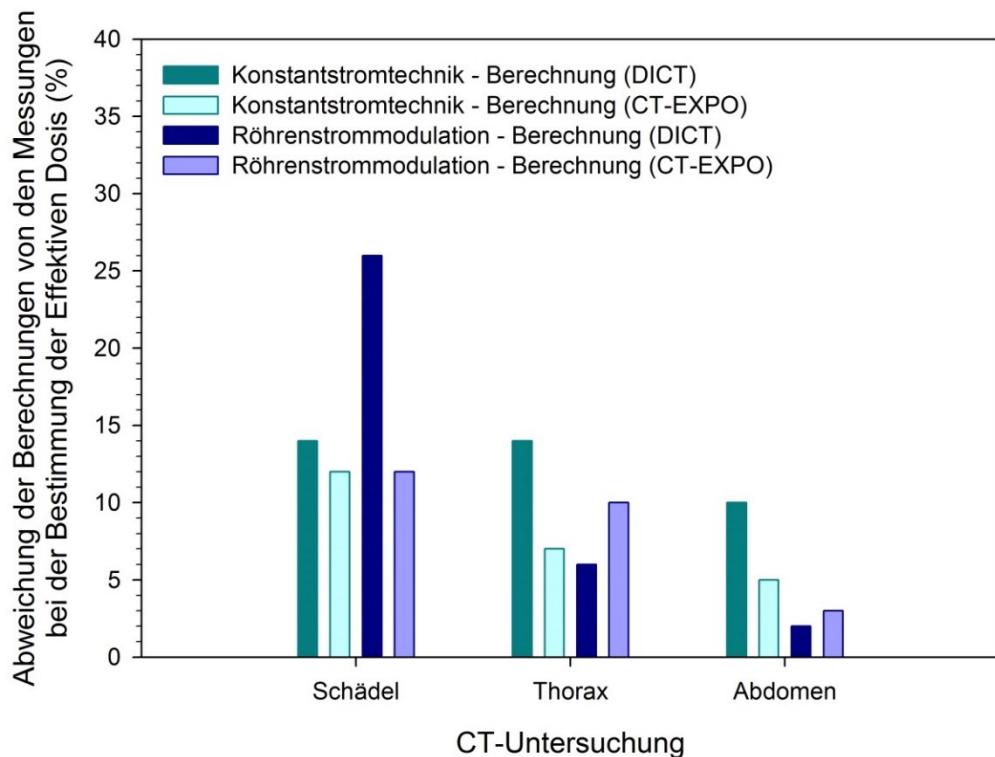


Abb. 4.40: Abweichung der berechneten von der mit Hilfe von Messungen bestimmten effektiven Dosis im anthropomorphen physikalischen Phantom. Die aus der Gesamtheit der mit Hilfe der TLD im anthropomorphen Phantom physikalisch gemessenen Organdosen errechneten effektiven Dosen stehen in guter Übereinstimmung mit den mit Hilfe des DICT-Algorithmus und des CT-Expo-Algorithmus aus den DICOM-Datensätzen ermittelten effektiven Dosen. DICT-Algorithmus und CT-EXPO-Algorithmus weichen lediglich bei der CT-Untersuchung des Schädelns um etwa 25% voneinander ab, bei den CT-Untersuchungen im thorakoabdominalen Bereich beträgt die maximale Abweichung zwischen DICT-Algorithmus und CT-Algorithmus etwa 15%.

Abb. 4.40 zeigt die Abweichung der durch mathematische Dosisrekonstruktion von den durch physikalische TLD-Messungen erhaltenen Werten für die effektive Dosis; demnach besteht vor allem im thorakoabdominalen Bereich eine gute Übereinstimmung zwischen den gemessenen und den errechneten Dosiswerten. Der den CT-EXPO-Algorithmus nutzende DICT-Algorith-

mus liefert dabei Werte für die effektive Dosis, welche um maximal 15% von den Werten des eigentlichen CT-EXPO-Algorithmus abweichen; allerdings berücksichtigt der DICT-Algorithmus im Gegensatz zum reinen CT-EXPO-Algorithmus bei der Dosimetrie die anhand der DICOM-Datensätze am Befundungsmonitor vordefinierten Scangrenzen sowie die in den DICOM-Datensätzen in jedem Schichtbild dokumentierten Röhrenstromprofile, welche bei CT-EXPO durch Standard-Röhrenstromprofile ersetzt werden.

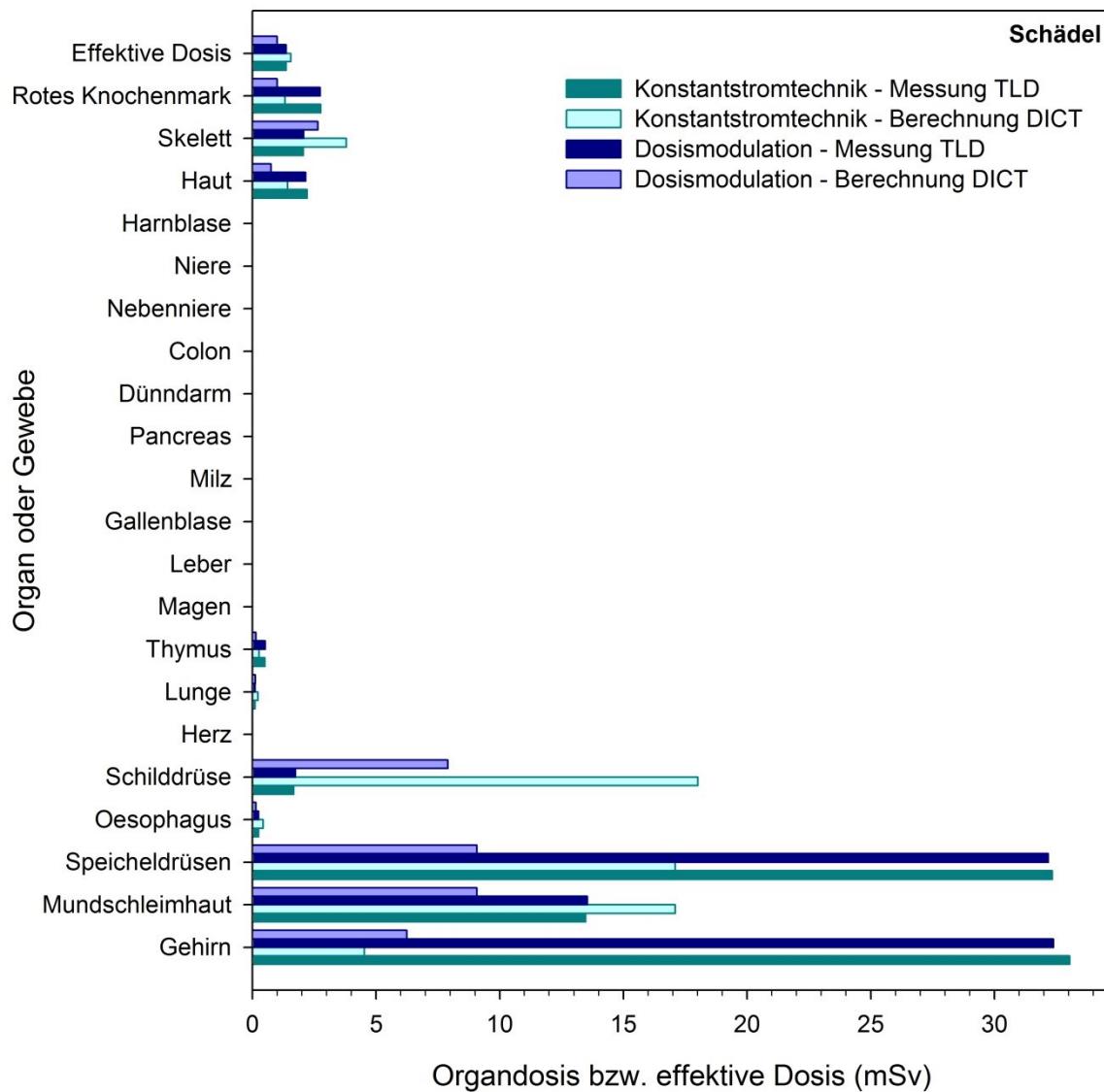


Abb. 4.41: Organdosen und effektive Dosis bei der CT-Untersuchung des Schädels anhand von TLD-Messungen und Berechnungen mit Hilfe des DICT-Algorithmus. Die teils deutlichen Abweichungen der errechneten von den gemessenen Organdosen dürften auf die unterschiedliche Konstruktion des physikalischen ATOM-Phantoms und der in CT-Expo implementierten mathematischen Phantome ADAM und EVA zurückzuführen sein. Die effektive Dosis wird durch beide Verfahren annähernd gleich wiedergegeben.

Die sich anhand von TLD-Messungen und Dosisberechnungen mit Hilfe des DICT-Algorithmus ergebenden Werte für diverse Organdosen und die effektive Dosis bei der CT-Untersuchung des Schädels, des Thorax und des Abdomens unter Konstantstromtechnik und unter Röhrenstrommodulation wurden in den Abbildungen 4.41 bis 4.43 sowie in Tab. 4.28 wiedergegeben. Wie anhand der Abbildungen ersichtlich wird, ergeben sich die größten Abweichun-

gen zwischen gemessenen und errechneten Organdosen bei der CT-Untersuchung des Schädels. Der Grund hierfür dürfte in einer unterschiedlichen Konstruktion des für die TLD-Messungen verwendeten physikalischen ATOM-Phantoms und der für die Dosisberechnungen in den CT-EXPO-Algorithmus implementierten mathematischen Phantome ADAM und EVA zu suchen sein.

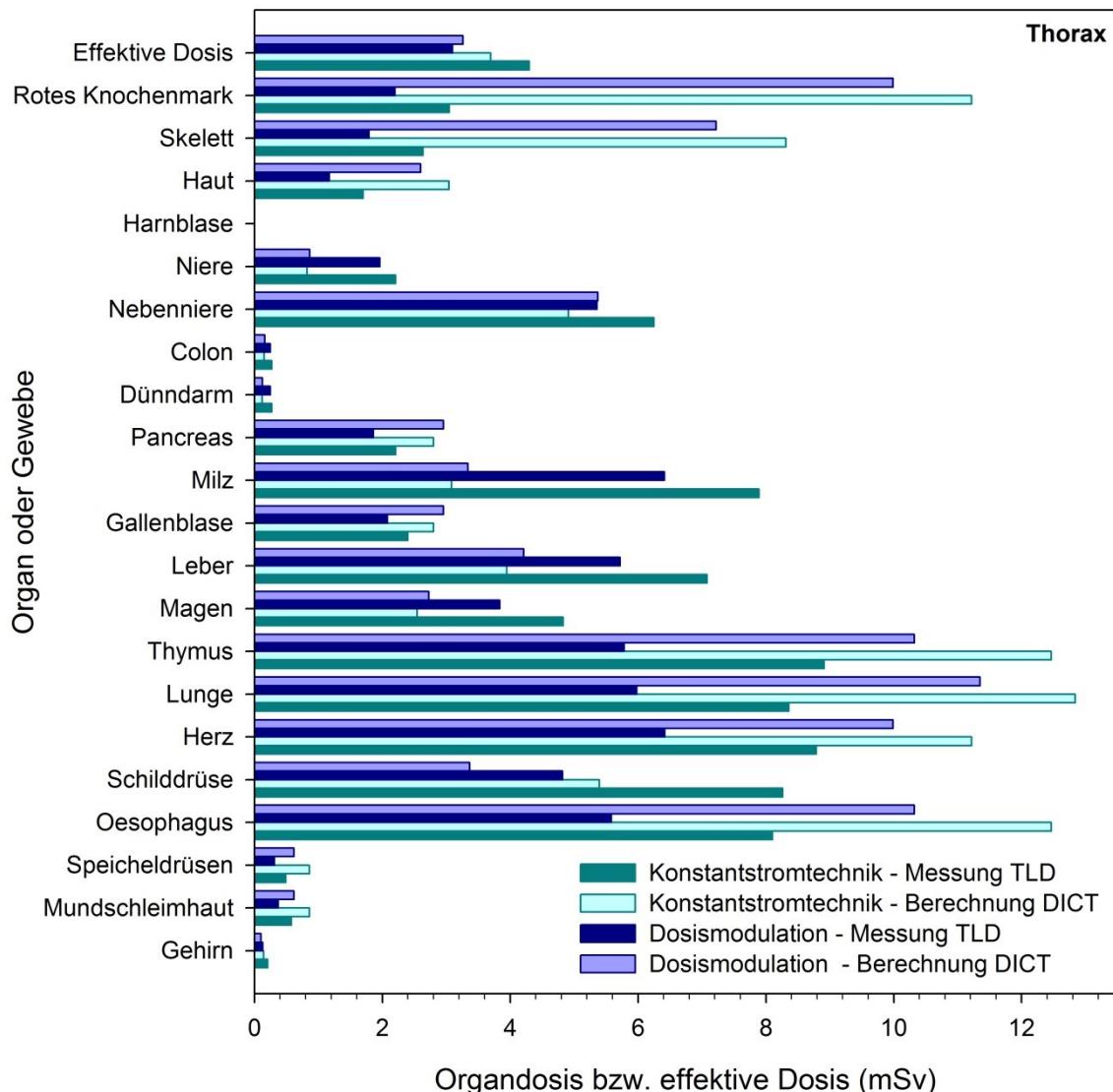


Abb. 4.42: Organdosen und effektive Dosis bei der CT-Untersuchung des Thorax anhand von TLD-Messungen und Berechnungen mit Hilfe des DICT-Algorithmus. Die teils deutlichen Abweichungen der errechneten von den gemessenen Organdosen dürften auf die unterschiedliche Konstruktion des physikalischen ATOM-Phantoms und der in CT-Expo implementierten mathematischen Phantome ADAM und EVA zurückzuführen sein. Die effektive Dosis wird durch beide Verfahren annähernd gleich wiedergegeben.

Auch bei den CT-Untersuchungen des Thorax und des Abdomens kommt es zu teilweise deutlichen Abweichungen zwischen den gemessenen und den errechneten Organdosen, vor allem im Bereich der nicht unmittelbar im Primärstrahlenfeld lokalisierten Organe und Gewebe. Demgegenüber weist die effektive Dosis eine vergleichsweise geringe Variation mit dem Dosisrekonstruktionsverfahren auf, was im Übrigen zumindest teilweise auf die der effektiven Dosis inhärente Stabilität gegenüber geringen örtlichen Variationen bei der Strahlenexposition

zurückzuführen sein könnte [64]. Insgesamt kann somit die Rekonstruktion der effektiven Dosis als im Sinne der Fragestellung valide Dosisgröße bezeichnet werden.

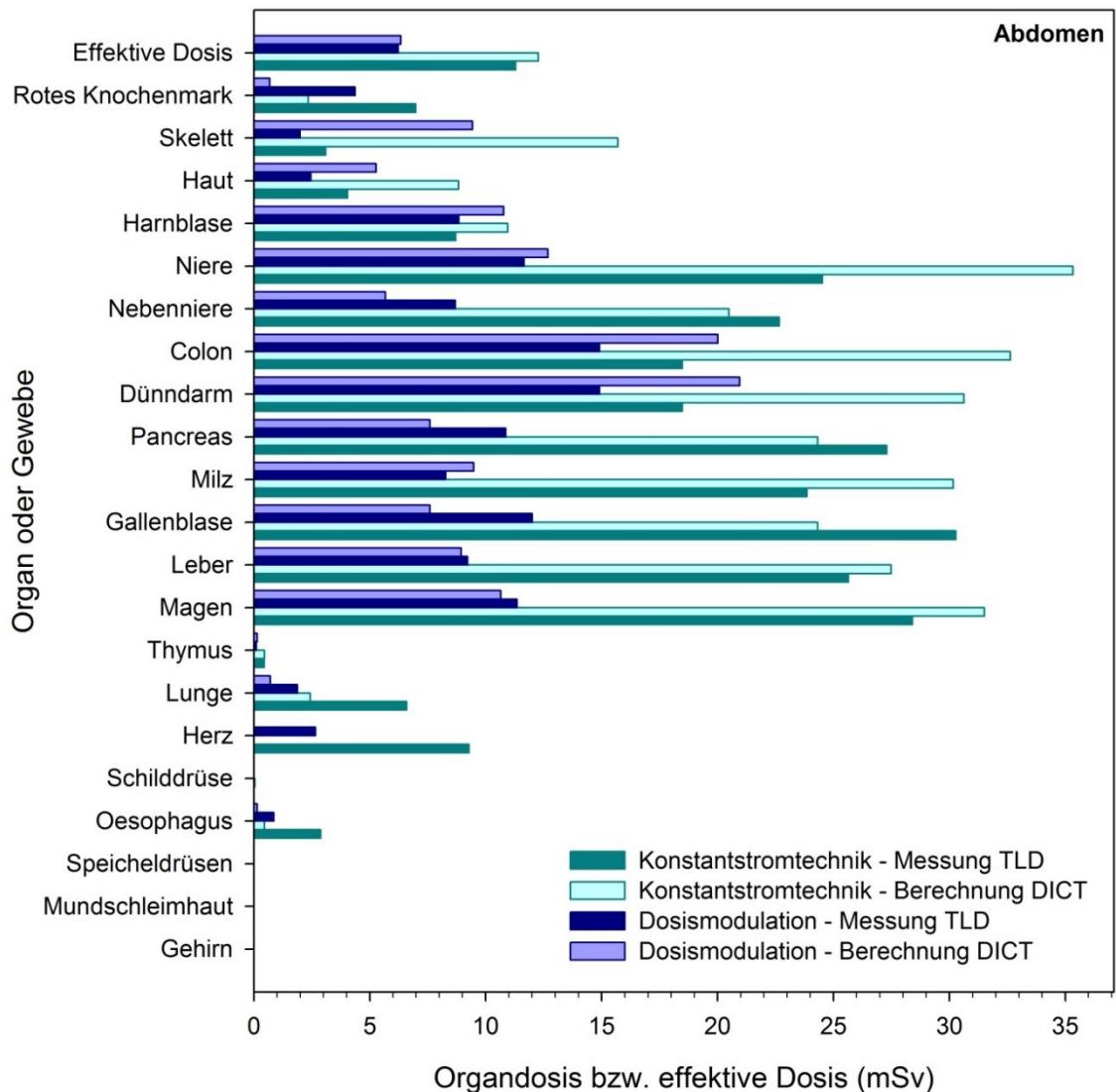


Abb. 4.43: Organdosen und effektive Dosis bei der CT-Untersuchung des Abdomens anhand von TLD-Messungen und Berechnungen mit Hilfe des DICT-Algorithmus. Die teils deutlichen Abweichungen der errechneten von den gemessenen Organdosen dürften auf die unterschiedliche Konstruktion des physikalischen ATOM-Phantoms und der in CT-Expo implementierten mathematischen Phantome ADAM und EVA zurückzuführen sein. Die effektive Dosis wird durch beide Verfahren annähernd gleich wiedergegeben.

Tab. 4.28: Aus Messwerten (TLD) und mathematischen Werten (CT-EXPO, DICT) ermittelte effektive Dosis für die CT-Untersuchung des Schädel, des Thorax und des Abdomens unter Konstantstromtechnik und unter Röhrenstrommodulation.

CT-Untersuchung	Konstantstrom			Röhrenstrommodulation		
	TLD	CT-EXPO	DICT	TLD	CT-EXPO	DICT
Schädel	1.37	1.2	1.6	1.36	1.1	1.0
Thorax	4.30	4.0	3.7	3.10	2.8	3.3
Abdomen	11.2	10.6	12.3	6.20	6.4	6.3

4.4. Zusammenfassung der Dosisdaten aus Literaturstudie und Querschnittsstudie

Im Folgenden sollen die in Hinblick auf die Dosisstudie wichtigsten Ergebnisse einander gegenübergestellt bzw. zusammengefasst werden. Hierzu wurden die in der Literatur und in der Querschnittsstudie verwendeten Werte für den CTDI_{vol}, für das DLP und für die effektive Dosis in gepoolter Form in den **Abb. 4.44 bis 4.46** zusammengefasst. Wie ersichtlich ist, zeigt sich bei allen Protokollen eine tendenzielle Abnahme der Strahlendosis bei CT-Untersuchungen unter Röhrenstrommodulation gegenüber der Konstantstromtechnik und unter Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Verfahren gegenüber der reinen Röhrenstrommodulation. Allerdings sind die Auswirkungen auf den Dosisbedarf zwischen den einzelnen CT-Techniken keineswegs immer statistisch signifikant.

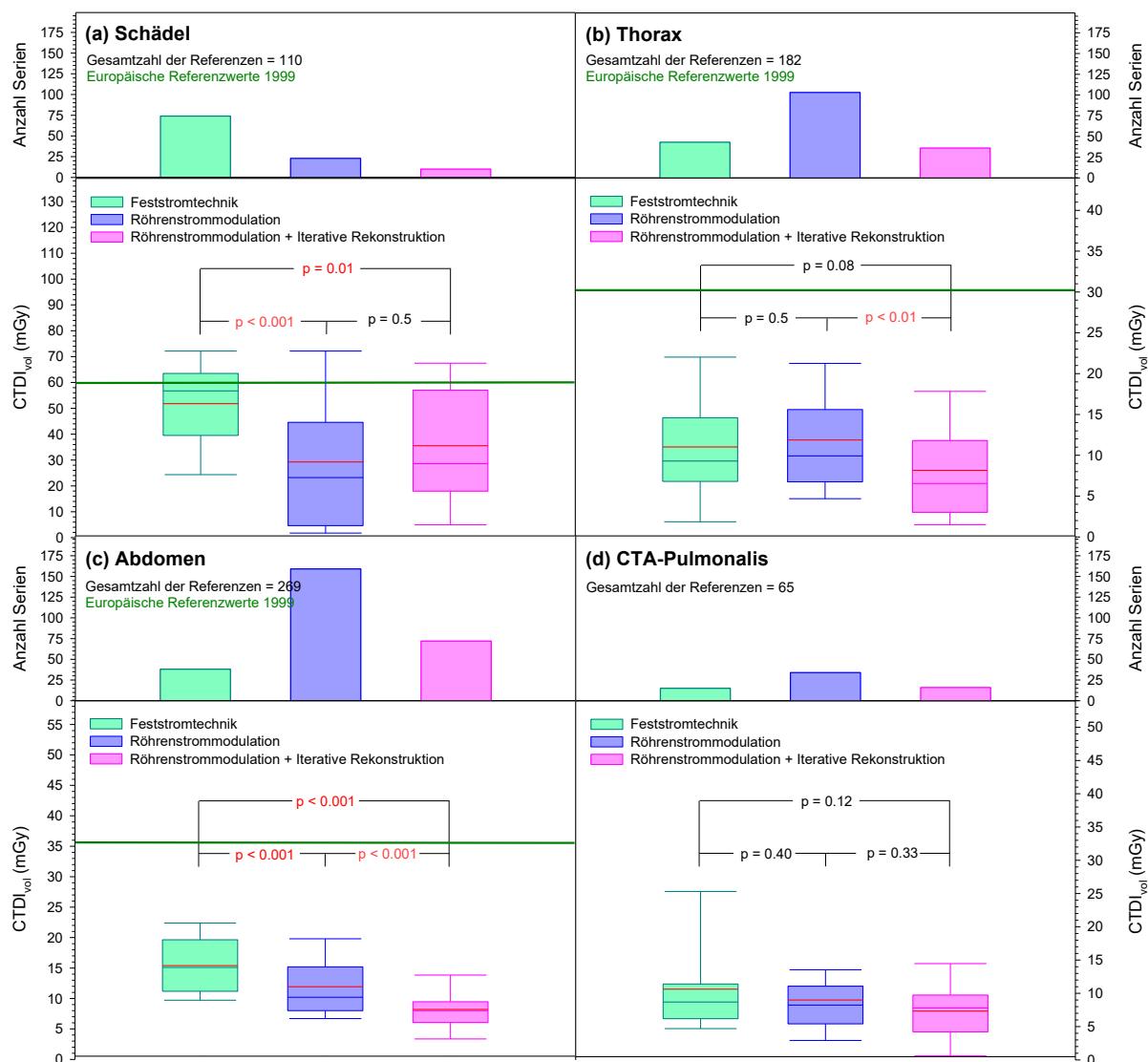


Abb. 4.44: CTDI_{vol} in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Während sich bei der CT-Untersuchung des Thorax bzw. bei der Pulmonalis-Angiographie die CT-Technik nicht bzw. kaum auf den CTDI_{vol} auswirkt, zeigt sich bei den anderen CT-Untersuchungen eine teilweise statistisch hoch signifikante Verminderung des CTDI_{vol} bei Verwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion (rot gekennzeichnete p-Werte). Der als dunkelgrüne Linie eingezeichnete Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2010 für den CTDI_{vol} wurde bei fast allen CT-Untersuchungen vornehmlich bei Anwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion unterschritten.

Bei der CT-Untersuchung des Schädelns wurde in der Mehrzahl der Fälle von der Konstantstromtechnik Gebrauch gemacht. Dennoch zeigt sich hier bei Anwendung der Röhrenstrommodulation gegenüber der Konstantstromtechnik eine statistisch signifikante Reduktion des durch den $CTDI_{vol}$ definierten Dosisbedarfs; hingegen ist eine Verminderung der durch das DLP und die effektive Dosis charakterisierten Strahlenexposition des Patienten hier nicht statistisch signifikant nachweisbar. Iterative Verfahren wurden zu selten angewandt, um über deren Auswirkungen auf die Strahlendosis statistisch signifikante Aussagen treffen zu können.

Tab. 4.29: Mittelwert und Perzentilenwerte des $CTDI_{vol}$ in Abhängigkeit von der CT-Untersuchung und von der CT-Technik. Mittelwerte und Mediane stehen bei den einzelnen Untersuchungsprotokollen und Dosisreduktionstechniken in guter Übereinstimmung miteinander. Die Dosisreduktionstechniken der Röhrenstrommodulation bzw. iterativen Bildrekonstruktion bewirken bei allen Untersuchungsprotokollen eine deutliche Reduktion des Volumen-CTDI.

Protokoll	Dosisreduktionstechnik	Anzahl der Serien	CTDI _{vol} (mGy)							
			Minimum	Mittelwert	Maximum	Perzentilen (%)				
						10	25	50	75	
Schädel	Konstantstromtechnik	74	3	52	93	24	40	57	64	72
	Röhrenstrommodulation	23	1	29	86	2	5	23	45	72
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	10	4	36	68	5	18	29	57	68
Thorax	Konstantstromtechnik	43	1	11	23	2	7	9	15	22
	Röhrenstrommodulation	103	1	12	42	5	7	10	16	21
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	36	1	8	25	2	3	7	12	18
Abdomen	Konstantstromtechnik	38	8	15	27	10	11	15	20	22
	Röhrenstrommodulation	159	4	12	37	7	8	10	15	20
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	72	1	8	18	3	6	8	10	14
CTA-Pulmonalis	Konstantstromtechnik	15	5	11	27	5	6	9	11	25
	Röhrenstrommodulation	34	2	9	32	3	5	8	11	14
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	16	1	7	19	1	4	8	10	15

Tab. 4.30: Reduktion des medianen $CTDI_{vol}$ durch verschiedene CT-Techniken vs. Konstantstromtechnik. Angegeben sind auf die Konstantstromtechnik bezogene prozentuale Reduktionsfaktoren. Ein Faktor = 0 bedeutet keinen Reduktionseffekt. Fett und kursiv gedruckte Werte sind von statistischer Signifikanz.

CT-Technik	Schädel	Thorax	Abdomen	CTA-Pulmonalis	
				Reduktion des $CTDI_{vol}$ (%)	
Konstantstromtechnik	0	0	0	0	0
Röhrenstrommodulation	60	-	33	11	
Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	49	22	47	11	

Bei der CT-Untersuchung des Thorax kam vornehmlich die Röhrenstrommodulation zur Anwendung. Bei Anwendung der Röhrenstrommodulation konnte lediglich eine statistisch signifikante Reduktion der effektiven Dosis, nicht aber der anderen Dosisgrößen gegenüber der Konstantstromtechnik gefunden werden. Iterative Verfahren in Verbindung mit der Röhrenstrommodulation wurden auch bei der Thoraxuntersuchung vergleichsweise selten eingesetzt, dennoch ist hier gegenüber der reinen Röhrenstrommodulation eine statistisch signifikante Reduktion des CTDI_{vol}, des Dosis-Längen-Produktes sowie der effektiven Dosis nachweisbar.

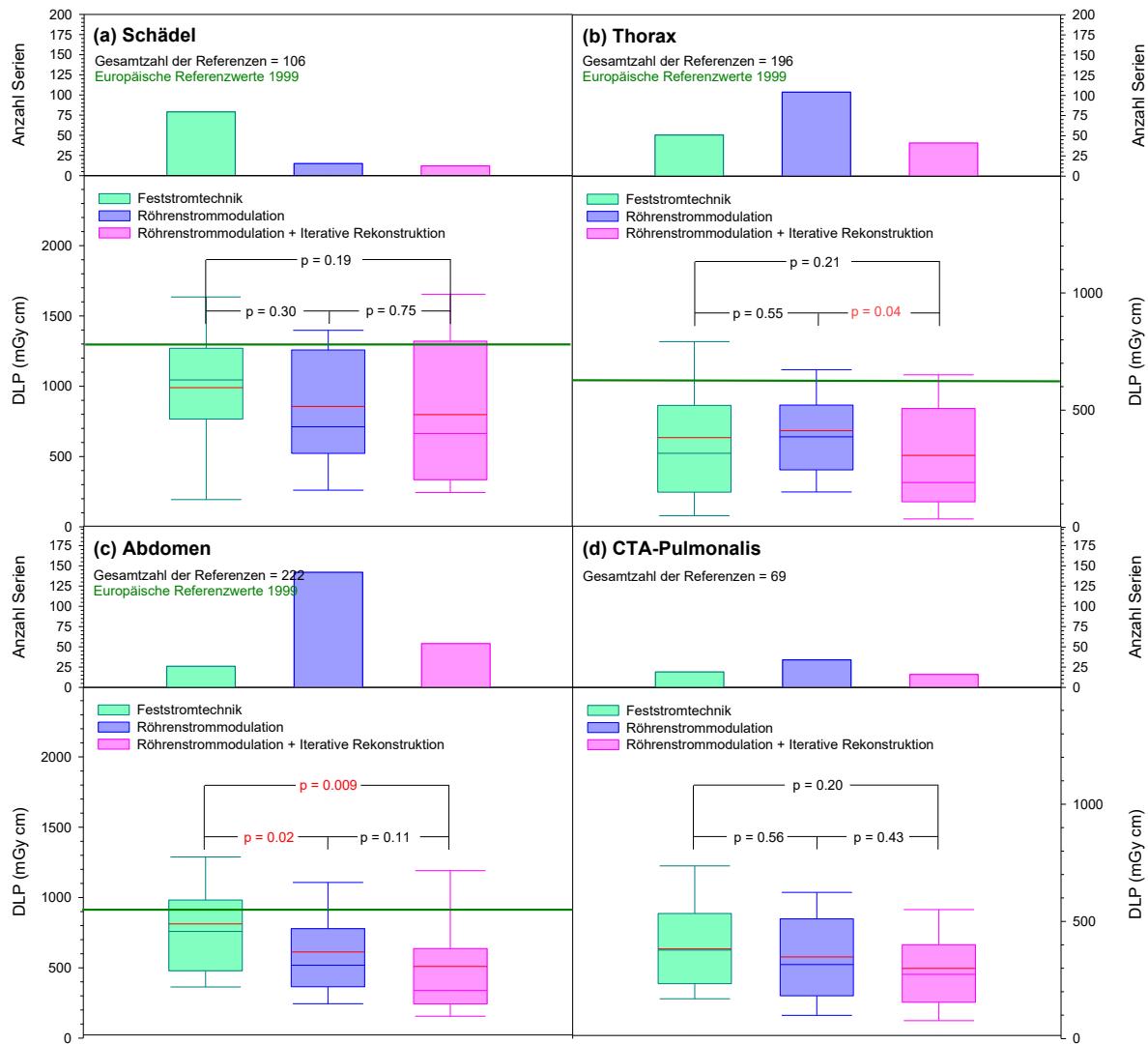


Abb. 4.45: Dosis-Längen-Produkt in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Bei allen CT-Untersuchungen zeigt sich eine geringe bis deutliche Verminderung des DLP bei Verwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion, jedoch nur selten statistisch signifikant. Der als dunkelgrüne Linie eingezeichnete Referenzwert des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2010 für das DLP wurde vornehmlich bei Anwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion unterschritten.

Bei der CT-Untersuchung des Abdomens fand in Analogie zu den CT-Untersuchungen des Thorax vornehmlich die Röhrenstrommodulation Anwendung. Hier konnte in nahezu allen Fällen eine statistisch signifikante Reduktion des Dosisbedarfs und der Strahlenexposition des Patienten bei Verwendung der Röhrenstrommodulation gegenüber der Konstantstromtechnik

sowie bei Verwendung der Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Verfahren gegenüber der reinen Röhrenstrommodulation gefunden werden.

Tab. 4.31: Mittelwert und Perzentilenwerte des Dosis-Längen-Produktes in Abhängigkeit von der CT-Untersuchung und von der CT-Technik. Mittelwerte und Mediane stehen bei den einzelnen Untersuchungsprotokollen und Dosisreduktionstechniken in guter Übereinstimmung miteinander. Die Dosisreduktionstechniken der Röhrenstrommodulation bzw. iterativen Bildrekonstruktion bewirken bei allen Untersuchungsprotokollen eine deutliche Reduktion des Dosis-Längen-Produktes.

Protokoll	Dosisreduktionstechnik	Anzahl der Serien	DLP (mGy cm)						
			Minimum	Mittelwert	Maximum	Perzentilen (%)			
						10	25	50	75
Schädel	Konstantstromtechnik	79	22	990	1918	188	765	1042	1268
	Röhrenstrommodulation	15	128	857	1493	260	525	712	1255
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	12	241	798	1758	244	334	666	1323
Thorax	Konstantstromtechnik	51	8	383	1695	50	150	315	518
	Röhrenstrommodulation	104	16	412	2276	150	243	385	522
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	41	8	307	917	37	108	193	508
Abdomen	Konstantstromtechnik	26	341	812	2925	363	479	758	984
	Röhrenstrommodulation	142	126	612	2289	242	369	521	780
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	54	100	510	2238	156	242	339	640
CTA-Pulmonalis	Konstantstromtechnik	19	139	582	778	170	233	379	534
	Röhrenstrommodulation	34	12	348	810	100	184	317	513
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	16	21	299	736	78	155	275	403

Tab. 4.32: Reduktion des medianen Dosis-Längen-Produktes durch verschiedene CT-Techniken vs. Konstantstromtechnik. Angegeben sind auf die Konstantstromtechnik bezogene prozentuale Reduktionsfaktoren. Ein Faktor = 0 bedeutet keinen Reduktionseffekt. Fett und kursiv gedruckte Werte sind von statistischer Signifikanz.

CT-Technik	Schädel	Thorax	Abdomen	CTA-Pulmonalis	Reduktion des Dosis-Längen-Produktes (%)			
					0	0	0	0
Konstantstromtechnik	0	0	0	0	0	0	0	0
Röhrenstrommodulation	32	-	31	16	32	-	31	16
Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	36	39	55	27	36	39	55	27

Insbesondere zeigte sich im Rahmen der Querschnittsstudie, dass der Anstieg des Dosisbedarfs der Untersuchung bzw. die Strahlenexposition des Patienten mit dem Durchstrahlungsdurchmesser des Patienten bei Verwendung der reinen Röhrenstrommodulation gegenüber der Konstantstromtechnik niedriger bzw. bei Anwendung der Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Verfahren gegenüber der reinen Röhrenstrommodulation noch niedriger gehalten werden konnte als unter Konstantstromtechnik, unter welcher das mAs-Produkt dem zunehmendem Durchstrahlungsdurchmesser deutlich angepasst werden musste. Auch zeigte sich, dass durch Anwendung der Röhrenstrommodulation und iterativer Verfahren das Bildrauschen trotz mit zunehmendem Durchstrahlungsdurchmesser simultan zunehmendem Streustrahlungsvolumens gegenüber der Konstantstromtechnik weitgehend unverändert gehalten werden konnte.

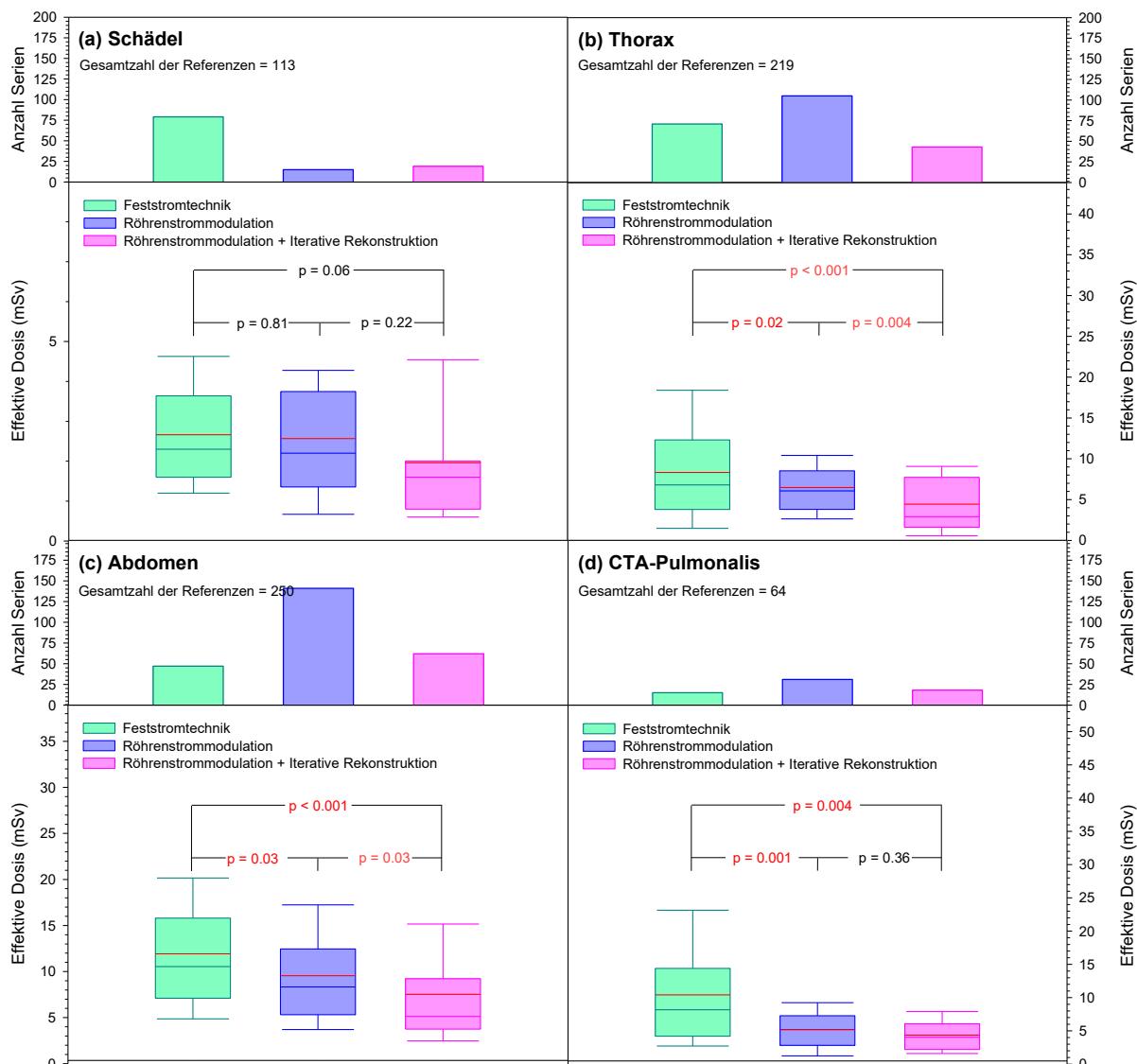


Abb. 4.46: Effektive Dosis des Patienten in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik. Während sich bei der CT-Untersuchung des Schädels die CT-Technik nur gering auf die effektive Dosis auswirkt, zeigt sich bei den anderen CT-Untersuchungen eine teilweise statistisch hoch signifikante Verminderung der effektiven Dosis bei Verwendung der Röhrenstrommodulation und der iterativen Rekonstruktion (rot gekennzeichnete p-Werte).

Tab. 4.33: Mittelwert und Perzentilenwerte der effektiven Dosis in Abhängigkeit von der CT-Untersuchung und von der CT-Technik. Mittelwerte und Mediane stehen bei den einzelnen Untersuchungsprotokollen und Dosisreduktionstechniken in guter Übereinstimmung miteinander. Die Dosisreduktionstechniken der Röhrenstrommodulation bzw. iterativen Bildrekonstruktion bewirken bei allen Untersuchungsprotokollen eine deutliche Reduktion der effektiven Dosis.

Protokoll	Dosisreduktionstechnik	Anzahl der Serien	Effektive Dosis (mSv)							
			Minimum	Mittelwert	Maximum	Perzentilen (%)				
						10	25	50	75	
Schädel	Konstantstromtechnik	79	0,2	2,7	6,5	1,2	1,6	2,3	3,6	4,6
	Röhrenstrommodulation	15	0,4	2,6	4,4	0,7	1,3	2,2	3,8	4,3
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	19	0,6	2,0	6,0	0,6	0,8	1,6	2,0	4,5
Thorax	Konstantstromtechnik	71	0,1	8,3	28,0	1,5	3,8	6,8	12,3	18,4
	Röhrenstrommodulation	105	0,3	6,5	29,0	2,6	3,7	6,1	8,5	10,5
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	43	0,5	4,4	14,8	0,6	1,6	2,9	7,8	9,1
Abdomen	Konstantstromtechnik	47	2,6	11,9	42,8	4,9	7,1	10,6	15,8	20,2
	Röhrenstrommodulation	141	1,7	9,6	34,7	3,7	5,3	8,4	12,5	17,3
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	62	1,4	7,5	33,2	2,5	3,8	5,2	9,3	15,2
CTA-Pulmonalis	Konstantstromtechnik	15	2,0	10,4	28,0	2,8	4,2	8,2	14,4	23,2
	Röhrenstrommodulation	31	0,2	5,2	13,2	1,3	2,8	5,2	7,4	9,3
	Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	18	0,6	4,4	11,2	1,6	2,2	4,1	6,1	7,9

Tab. 4.34: Reduktion der medianen effektiven Dosis durch verschiedene CT-Techniken vs. Konstantstromtechnik. Angegeben sind auf die Konstantstromtechnik bezogene prozentuale Reduktionsfaktoren. Ein Faktor = 0 bedeutet keinen Reduktionseffekt. Fett und kursiv gedruckte Werte sind von statistischer Signifikanz.

CT-Technik	Schädel	Thorax	Abdomen	CTA-Pulmonalis	Reduktion der effektiven Dosis (%)				
					0	0	0	0	
Konstantstromtechnik	0	0	0	0					
Röhrenstrommodulation	4	10	21	37					
Röhrenstrommodulation + iterative Rekonstruktion	30	57	51	50					

Bei der CT-Pulmonalis-Angiographie wurde offensichtlich keinem der Verfahren der Konstantstromtechnik, der Röhrenstrommodulation und der Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Verfahren ein signifikanter Vorzug gegeben. Auch ist die erhobene Fallzahl zu gering, um wesentliche Aussagen treffen zu können. Allerdings ist wie bei den bereits besprochenen CT-Protokollen ein Trend zur zunehmenden Reduktion des Dosisbedarfs bei der Verwendung der Röhrenstrommodulation gegenüber der Konstantstromtechnik bzw. bei der

kombinierten Anwendung der Röhrenstrommodulation und iterativer Verfahren gegenüber der Anwendung der reinen Röhrenstrommodulation erkennbar; signifikant ist die Reduktion der effektiven Dosis des Patienten durch letztgenannte Verfahren.

Tab. 4.35: Signifikanz der Unterschiede zwischen diversen Merkmalen bei unterschiedlichen CT-Techniken und unterschiedlichen CT-Protokollen im Rahmen der Querschnittsstudie (K) und der Literaturstudie (L) sowie prozentuale mediane Unterschiede der Merkmalsausprägungen zwischen den CT-Techniken. K = Konstantstromtechnik; RM = Röhrenstrommodulation; IR = iterative Rekonstruktion; graue Felder = statistisch nicht signifikant ($p > 0,05$); grüne Felder = statistisch signifikant ($p < 0,05$); gelbe Felder = statistisch sehr signifikant ($p < 0,01$); rote Felder = statistisch hochsignifikant ($p < 0,001$).

In **Tabelle 4.35** wurde die statistische Signifikanz der Auswirkungen der Röhrenstrommodulation und der iterativen Verfahren gegenüber der Konstantstromtechnik auf die in der Literaturstudie und in der Querschnittsstudie untersuchten Merkmale in einer Übersicht aufgeführt. Wie ersichtlich, konnte die Auswirkung von Einflussparametern wie Durchstrahlungsdurchmesser, Pitch-Faktor und Röhrenspannung bei der Bewertung der Ergebnisse in aller Regel vernachlässigt werden. Hingegen konnte vor allem bei den CT-Untersuchungen des Thorax und des Abdomens ein signifikanter Zusammenhang zwischen der angewandten CT-Technik und dem Dosisbedarf der CT-Untersuchung bzw. der Strahlenexposition des Patienten gefunden werden. Allerdings konnte die initiale Erwartung einer Verbesserung der Signifikanzniveaus durch ein Pooling der Ergebnisse der Literaturstudie mit jenen der Querschnittsstudie nicht erfüllt werden.

5. Diskussion und Ausblick [94, 257, 258]

5.1. Methodik

5.1.1. Literaturstudie

Literatur zu Strahlendosis, Dosisreduktionsverfahren und Bildqualität existiert für die Computertomographie in geradezu unüberschaubarer und hier in weit größerer Menge als für die konventionelle Radiologie (siehe hierzu etwa [73, 90]). Aus diesem Grunde wurde eine begonnene elektronische Literaturrecherche zugunsten einer manuellen Durchmusterung der am meisten verbreiteten medizinphysikalischen und radiologischen Zeitschriften fallengelassen. Die Literaturstudie umfasst somit Arbeiten aus hauptsächlich vierzehn der am meisten verbreiteten medizinphysikalischen und radiologischen Zeitschriften, wobei sämtliche Arbeiten, wie sie seit der klinischen Etablierung der Computertomographie bis zum Ende des Forschungsprojektes, also von Anfang 1973 bis Ende 2015 und mithin in einem Zeitraum von über vierzig Jahren, erschienen sind, in die Literaturstudie aufgenommen wurden.

Die Gesamtzahl von über 1100 betrachteten Publikationen übertrifft somit zumindest bezüglich der Anzahl der betrachteten Publikationen nach bestem Wissen des Verfassers dieser Arbeit selbst die umfangreiche Literaturstudie von *Dougeni et al* [91], wodurch im Gegensatz zu jener bezüglich mancher Aspekte nicht nur deskriptiv-statistische, sondern auch quantitativ-statistische Aussagen getroffen werden konnten. Dabei zeigte sich jedoch, dass statistisch signifikante Aussagen oftmals nicht in befriedigendem Maße möglich sind.

Aus Gründen der Übersicht wurde versucht, die Literaturreferenzen im Literaturanhang bezüglich deren Hauptaussage im Kontext zur vorliegenden Arbeit nach Rubriken zu ordnen, wobei zwischen der Allgemeinradiologie und der Kinderradiologie unterschieden wurde.

5.1.2. Querschnittsstudie

Insgesamt nahmen 41 radiologische Einrichtungen mit zusammen 280 CT-Untersuchungen des Schädelns, des Thorax und des Abdomens bzw. Pulmonalis-Angiographien an der retrospektiven Querschnittsstudie teil. Die Auswahl der Teilnehmer erfolgte wesentlich nach logistischen Gesichtspunkten mit Schwerpunkten in Bayern und Hamburg. Hierdurch konnte zwar naturgemäß keine repräsentative Übersicht über die Anwendung der verschiedenen CT-Techniken im Bundesgebiet geschaffen, jedoch aufgrund der weitgehend homogenen Verteilung der Art der teilnehmenden Einrichtungen (radiologische Praxen, radiologische Praxisverbünde, Röntgenabteilungen in Krankenhäusern und Universitätskliniken) ein Einblick über die relative Anwendung der einzelnen Technologien in den verschiedenen Einrichtungen gegeben werden.

Die Überzahl der Datensätze wurde vom Verfasser der Arbeit jeweils vor Ort in Zusammenarbeit mit den klinisch tätigen Kolleginnen und Kollegen der jeweiligen radiologischen Einrichtungen erhoben. Dieses Procedere erwies sich als sinnvoll, da eine eindeutige Identifikation der Dosisreduktionstechniken der Röhrenstrommodulation und iterativen Bildrekonstruktion anhand der DICOM-Datensätze aufgrund mangelhafter bzw. fehlender entsprechenden Kennzeichnung der Datensätze in den DICOM-Headern durch die Gerätehersteller vielfach nicht möglich war.

Der im Rahmen der vorliegenden Studie zur Rekonstruktion der bei den einzelnen CT-Untersuchungen applizierten Strahlendosen vom Verfasser entwickelte DICT-Algorithmus erlaubte einen automatischen Transfer der in den DICOM-Bilddatensätzen enthaltenen dosisrelevanten Informationen zu der kommerziell verfügbaren Microsoft-Excel-basierten Dosisrekonstruktionssoftware CT-Expo. Aufgrund der im DICOM-Standard vorgesehenen Erfassung nahezu sämtlicher relevanter Expositionsparameter würde der DICOM-Standard eine hervorragende Grundlage zur Dosisrekonstruktion bilden, erfolgte in der Praxis nicht häufig durch

die Gerätehersteller eine Umgehung des hochstandardisierten DICOM-Formates durch eine nach Auffassung des Autors dieser Arbeit unkorrekte Belegung der sogenannten Official Tags zugunsten frei definierbarer Private Tags, mithin also eine willkürliche Festlegung firmenspezifischer Datenfelder und damit eine im Sinne des DICOM-Standards unkorrekte Notation der Expositionssparameter. Diese vielfach mangelhafte Beschickung des DICOM-Headers durch die Gerätehersteller führte in der praktischen Durchführung der Strahlendosimetrie im Rahmen dieser Arbeit zu der Komplikation, dass die Entwicklung der Software um eine Abfrage von zunächst manuell zu identifizierenden Private Tags in Abhängigkeit vom Scannerfabrikat erweitert werden musste. In analoger Weise mag hierdurch auch die Entwicklung fabrikatübergreifender Dosismanagement-Systeme mit Komplikationen behaftet sein und die Idee des DICOM-Standards als internationaler Datenbankstandard sukzessive ad absurdum geführt werden. Aus diesen Gründen wäre die Forderung nach einer Reoptimierung des DICOM-Standards von Seiten der Gerätehersteller bzw. die Einleitung von Normenverfahrens zum DICOM-Standard wünschenswert.

5.1.3. Phantomstudie

Ziel der in Zusammenarbeit mit dem Bundesamt für Strahlenschutz entstandenen Phantomstudie war die messtechnische Überprüfung der bei den CT-Untersuchungen des Schädels, des Thorax und des Abdomens jeweils unter Konstantstromtechnik und Röhrenstrommodulation applizierten Strahlendosen zur Validierung der mathematischen Dosisrekonstruktion. Hierbei zeigten sich teils wesentliche Abweichungen zwischen physikalischer und mathematischer Strahlendosimetrie, die teils auf die konstruktiven Unterschiede des zur TLD-Dosimetrie eingesetzten ATOM-Phantoms und der in den Dosisrekonstruktionsalgorithmus CT-Expo implementierten mathematischen Phantome ADAM und EVA, teils auf die per se punktuellen TLD-Messungen im Gegensatz zur Berechnung der Organdosen anhand des als Mittelwert des dreidimensionalen Dosisprofils zu betrachtenden Volumen-CTDI zurückzuführen sein dürften.

Demgegenüber war eine Validierung der Wirksamkeit der Röhrenstrommodulation und der iterativen Bildrekonstruktionsverfahren anhand der Phantomstudie nicht intendiert und wurde demgemäß auch nicht durchgeführt, zumal eine valide Simulation klinischer Bedingungen neben Dosismessungen auch eine simultane Beurteilung der objektiven und subjektiven Bildqualität erfordert hätte, deren Durchführung aufgrund der sehr homogenen und artifiziellen anatomischen Strukturen des physikalischen ATOM-Phantoms bereits *a priori* als sehr komplex und als den Rahmen der vorliegenden Arbeit sprengend zu bezeichnen gewesen wären. Aus dem gleichen Grunde erfolgte auch keine Simulation der Auswirkungen einer Anwendung iterativer Bildrekonstruktionsverfahren auf die Strahlendosis und die objektive wie subjektive Bildqualität. Ebenso wurde aufgrund mangelnder Simulierbarkeit am ATOM-Phantom auch die Pulmonalis-CT-Angiographie in der Phantomstudie nicht berücksichtigt.

5.2. Ergebnisse der Literaturstudie und der Querschnittsstudie

Die allgemein bekannte Tatsache der stetigen Zunahme der medizinisch bedingten mittleren Strahlenexposition der internationalen und insbesondere der bundesdeutschen Bevölkerung um einen Faktor 6 bis 10 aufgrund eines Anstiegs der Häufigkeit von CT-Untersuchungen wird in mehreren Publikationen weitgehend übereinstimmend berichtet. Insgesamt kann festgestellt werden, dass die medizinische Strahlenexposition der Bevölkerung heute definitiv im Wesentlichen und in zunehmendem Maße durch die Computertomographie definiert wird. Internationale Bestrebungen, dieser Entwicklung entgegenzuwirken, dürfen sich bei der Computertomographie aufgrund der im Gegensatz zur konventionellen Radiologie noch zahlreicheren Einflussfaktoren wesentlich komplexer gestalten; so spielen nicht nur wie in der konventionellen

Radiologie die Strahlenqualität, die Anthropometrie des Patienten und die Empfindlichkeit der Bilddetektorsysteme eine Rolle, sondern darüber hinaus auch Scannerfabrikat, Zeilenzahl, Gesamtkollimation, Scanmodus, Pitch-Faktor, Scanlänge und angewandte Bildverarbeitungs- und Dosisreduktionstechniken wie Röhrenstrommodulation, organbasierte Röhrenstrommodulation sowie iterative Bildrekonstruktionsverfahren. Die Möglichkeit zur multimodalen Kombination dieser Dosisreduktionstechniken mit ihren jeweils unterschiedlichen Auswirkungen auf Strahlendosis und Bildqualität erschwert das Auffinden einer optimalen CT- Untersuchungstechnik im Gegensatz zur konventionellen Radiologie deutlich. Darüber hinaus kompliziert der wesentlich von der subjektiven Bildwahrnehmung beeinflusste Befundungsprozess, welcher nur bedingt mit objektiven Bildqualitätskriterien korreliert und überdies auch von der klinischen Indikation abhängig ist, die Suche nach einer objektiv günstigsten Untersuchungstechnik weiter. Obwohl im Rahmen dieser Arbeit der Versuch unternommen wurde, diesen Unwägbarkeiten durch eine Erhöhung der Zahl der Referenzen etwa gegenüber der bereits sehr umfangreichen Arbeit von *Dougeni et al.* [91] zu begegnen, können wohl dennoch aus der Literaturstudie nur wenige eindeutige Schlüsse gezogen werden.

5.2.1. CT-Techniken

Wie die Literaturübersicht nahelegt, existieren zahlreiche Ansätze zur Dosisreduktion in der Computertomographie, als deren häufigste Röhrenspannungsadaptation, Röhrenspannungsmodulation, Röhrenstrommodulation, organbasierte Röhrenstrommodulation, Anwendung physikalischer Abschirmungen, High-Pitch-Techniken sowie die Verfahren zur iterativen Bildrekonstruktion zu nennen sind. In der vom Bundesamt für Strahlenschutz beauftragten Querschnittsstudie sollte der Einfluss der Konstantstromtechnik, der Röhrenstrommodulation, der iterativen Bildrekonstruktion sowie der Dual-Energy-CT auf Strahlendosis und Bildqualität untersucht werden; aufgrund des zum Zeitpunkt der Studie noch vergleichsweise seltenen Einsatzes der Dual-Energy-CT wurde diese Untersuchungstechnik in der Studie nicht betrachtet. Auch wurden aufgrund der vergleichsweise seltenen Anwendung der Computertomographie in der pädiatrischen Radiologie pädiatrische CT-Untersuchungen in der Querschnittsstudie nicht berücksichtigt.

Wie in vorliegender Querschnittsstudie gezeigt werden konnte, wurden von den erhobenen CT-Untersuchungen etwa 20% in Konstantstromtechnik, etwa 50% unter Röhrenstrommodulation und etwa 30% unter kombinierter Verwendung von Röhrenstrommodulation und iterativen Bildrekonstruktionsverfahren durchgeführt. Demnach zählte die CT-Technik der Röhrenstrommodulation zum Zeitpunkt der Studie bereits zum klinischen Standard. Hingegen wurden die iterativen Verfahren noch nicht flächendeckend eingesetzt; hierfür dürfte neben finanziellen und logistischen Gründen auch die von manchen Studienteilnehmern berichtete intuitive Ablehnung des ungewohnten Bildaspekts durch viele Radiologinnen und Radiologen eine Rolle gespielt haben. Die Dual-Energy-Technik schien nicht zuletzt aufgrund des hohen technischen und kommerziellen Aufwandes zumindest vorläufig noch wenigen klinischen Zentren vorbehalten gewesen zu sein.

Wohl aufgrund der anthropometrischen Gegebenheiten wurde die Konstantstromtechnik vornehmlich – wenn auch nicht ausschließlich - bei der CT-Untersuchung des Schädels eingesetzt, während bei den CT-Untersuchungen des Thorax und des Abdomens sowie bei der Pulmonalis-Angiographie vorwiegend die CT-Technik der Röhrenstrommodulation angewandt wurde. In diesem Zusammenhang konnte festgestellt werden, dass sich die Stichprobe der klinischen Einrichtungen in Deutschland offenbar vornehmlich im Betreuungsbereich der vier Großgerätehersteller General Electrics, Philips, Siemens und Toshiba (in alphabetischer Reihenfolge) befand. Da die CT-Techniken der Röhrenstrommodulation bzw. der iterativen Rekonstruktion in die CT-Geräte implementiert sind bzw. in Form von geräteassoziierten Soft-

ware-Paketen vertrieben werden, dürften Verbreitung und Einsatzmodus dieser Techniken naturgemäß ganz entscheidend vom Angebotsspektrum der Gerätehersteller determiniert werden.

5.2.2. Auswirkung der CT-Technik auf Strahlendosis und Bildqualität

In **Tab. 4.35** wurde als Synopsis der Befunde aus **Abschnitt 4** die statistische Signifikanz der im Rahmen der Literaturstudie und der Querschnittsstudie untersuchten Unterschiede zwischen Konstantstromtechnik und Röhrenstrommodulation, zwischen Konstantstromtechnik und Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Verfahren sowie zwischen Röhrenstrommodulation alleine und Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Verfahren bezüglich der Expositions-, Dosis- und Bildqualitätsparameter für die CT-Untersuchungen des Schädelns, des Thorax, des Abdomens sowie für die CT-Pulmonalis-Angiographie dargestellt.

Bei den iterativen Verfahren wurde nicht zwischen den einzelnen Algorithmen der verschiedenen Hersteller unterschieden, da zur Auflösung statistisch signifikanter Unterschiede vor dem Hintergrund verschiedener iterativer Algorithmen und innerhalb dieser durch den Anwender variabel justierbarer Iterationsstufen die Anzahl der erhobenen Bilddatensätze nicht ausreichend schien.

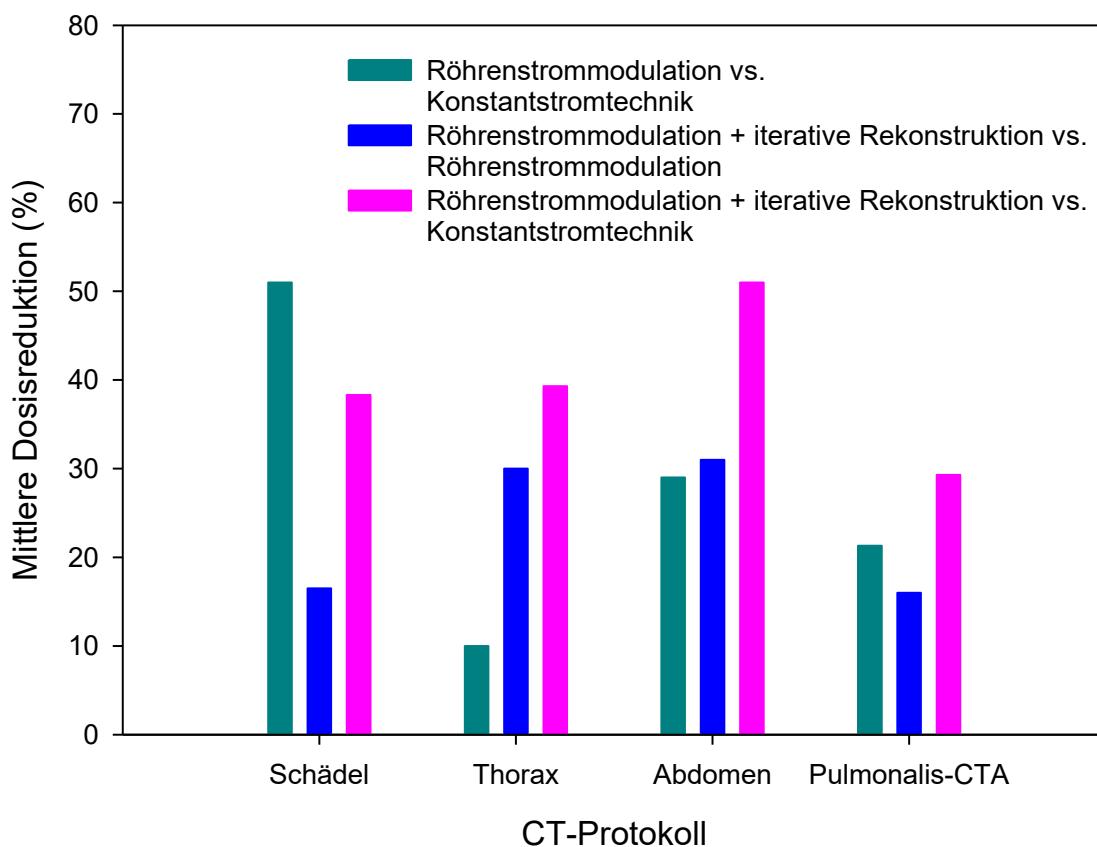


Abb. 5.1: Mittlere Dosisreduktion in Abhängigkeit von der Art der CT-Untersuchung und der verwendeten CT-Technik in der gepoolten Studie. Eingezeichnet wurden die aus den Reduktionsfaktoren für gepoolte CTDI_{vol}, DLP und effektive Dosis berechneten mittleren Dosisreduktionsfaktoren für die CT-Untersuchung des Schädelns, des Thorax, des Abdomens sowie für die CT-Pulmonalis-Angiographie jeweils unter Berücksichtigung der Röhrenstrommodulation gegenüber der Konstantstromtechnik, der Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Verfahren gegenüber der reinen Röhrenstrommodulation sowie der Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Verfahren gegenüber der Konstantstromtechnik. Wie ersichtlich, kommt der Röhrenstrommodulation bei allen Protokollen eine herausragende Bedeutung zu.

Die Tatsache, dass bei den meisten CT-Protokollen und den meisten CT-Techniken kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen dem effektiven Diameter des Patienten und zwischen den Expositionsparametern festgestellt werden konnte, lässt die einzelnen CT-Techniken als von anthropometrischen Einflüssen durch das Patientenkollektiv weitgehend unabhängige Einflussgrößen auf Bildqualität und Strahlendosis erscheinen, welche Feststellung vor dem Hintergrund der Tatsache, dass Dosisbedarf und Bildqualität radiologischer Untersuchungen entscheidend vom effektiven Diameter des Patienten bestimmt sein sollten, bedeutsam scheint. Somit kann im Folgenden der Einfluss der einzelnen CT-Techniken auf Strahlendosis und Bildqualität bei den untersuchten CT-Protokollen weitestgehend unabhängig von anderen Einflussgrößen diskutiert werden.

Wie im Folgenden genauer ausgeführt werden wird, ist beim Vergleich der CT-Techniken der Konstantstromtechnik, der Röhrenstrommodulation und der iterativen Bildrekonstruktionsverfahren erwartungsgemäß ein deutlicher Trend bezüglich deren Auswirkung auf Strahlendosis und Bildqualität erkennbar. Allerdings konnte dieser Trend in der Literaturstudie und in der Querschnittsstudie nur vereinzelt durch statistisch signifikante Aussagen untermauert werden. Aus diesem Grunde wurde der Versuch unternommen, durch ein Pooling der Ergebnisse der Literaturstudie und der Querschnittsstudie das Signifikanzniveau zu verbessern. Da ein verbessertes Signifikanzniveau auch durch Pooling im Wesentlichen nicht erreicht werden konnte, wird in der folgenden Diskussion auf die Schwankungsbreite der Ergebnisse der Literaturstudie, der Querschnittsstudie und der gepoolten Studie Bezug genommen. Wie **Abb. 5.1** anhand mittlerer Dosisreduktionsfaktoren zeigt, kommt der Röhrenstrommodulation bei der Dosisreduktion nahezu unabhängig vom Untersuchungsprotokoll eine zentrale Bedeutung zu, die durch die additive Anwendung iterativer Bildrekonstruktionsverfahren synergistisch verstärkt werden kann.

5.2.2.1. CT-Untersuchung des Schädelns

Sowohl in der Literaturstudie als auch in der Querschnittsstudie erfolgten CT-Untersuchungen des Schädelns vornehmlich in Konstantstromtechnik.

Gemäß der Literaturstudie und der Querschnittsstudie bewirkte die Röhrenstrommodulation gegenüber der Konstantstromtechnik eine tendenzielle Reduktion der Strahlendosis um 7-90% und die Kombination aus Röhrenstrommodulation und iterativen Verfahren gegenüber der Konstantstromtechnik eine tendenzielle Reduktion der Strahlendosis um 30% bis 49% bei jeweils weitestgehend unveränderter objektiver und subjektiver Bildqualität. Statistische Signifikanz konnte hier – wohl aufgrund der vergleichsweise geringen Fallzahlen – nur beim CTDI und der effektiven Dosis erlangt werden. Bei letzterer CT-Technik mag als externer Einflussfaktor der Querschnittsstudie auch die sehr signifikante Reduktion der Röhrenspannung beigetragen haben. Gemäß den in der Literatur angegebenen Reduktionsfaktoren scheint durch den bloßen Einsatz der Röhrenstrommodulation eine Reduktion der effektiven Dosis um etwa 5% bei Kindern und um etwa 25% bis 31% bei Erwachsenen gegenüber der Konstantstromtechnik möglich. Demnach ist gemäß der Querschnittsstudie eine Dosisreduktion bei Schädeluntersuchungen im Wesentlichen durch den Einsatz der Röhrenstrommodulation zu erzielen, die iterativen Verfahren scheinen hierbei eine untergeordnete Rolle zu spielen. Dies legt auch **Abb. 5.1** nahe, wonach anhand einer Analyse der gepoolten Daten die im Mittel höchste Dosisreduktion von etwa 50% durch die Röhrenstrommodulation erzielt werden konnte.

Ein signifikanter Einfluss der gewählten CT-Technik auf objektive und subjektive Bildqualitätskriterien konnte in der Querschnittsstudie bei der CT-Untersuchung des Schädelns nicht gefunden werden.

Im Übrigen wurden in den Referenzen der Literaturstudie die Dosisreferenzwerte der Europäischen Kommission aus dem Jahr 1999 und in der Querschnittsstudie die Dosisreferenzwerte des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2010 weitestgehend unterschritten.

Zusammenfassend sollte entgegen einer in der klinischen Praxis offensichtlich weit verbreiteten Anschauung die Röhrenstrommodulation nicht nur bei CT-Untersuchungen des Körperrumpfes, sondern auch bei der CT-Untersuchung des Schädels und hier im Sinne des ALARA-Prinzips trotz ihrer vergleichsweise geringen Wirksamkeit bei Kindern insbesondere auch bei pädiatrischen Untersuchungen Anwendung finden. Hingegen kann bezüglich der strahlenhygienischen Auswirkungen der iterativen Verfahren keine definitive Aussage getroffen werden, es ist aber zu vermuten, dass auch diese CT-Technik zur Reduktion des Dosisbedarfs bei der CT des Schädels bei Patienten aller Altersstufen beitragen kann.

5.2.2.2. CT-Untersuchung des Thorax

Sowohl in der Literaturstudie als auch in der Querschnittsstudie erfolgten CT-Untersuchungen des Thorax vornehmlich unter Röhrenstrommodulation. Gemäß der Literaturstudie und der Querschnittsstudie bewirkte die Röhrenstrommodulation gegenüber der Konstantstromtechnik eine tendenzielle Reduktion der Strahlendosis um bis zu 41% bei weitestgehend unveränderter objektiver und subjektiver Bildqualität; gemäß der Literaturstudie ist die Wirksamkeit der Röhrenstrommodulation deutlich abhängig vom Lebensalter des Patienten und bewirkt eine mediane bzw. maximale Reduktion der effektiven Dosis um etwa 5% bei Kindern und um etwa 20% bzw. 60% bei Erwachsenen gegenüber der Konstantstromtechnik. Die vergleichsweise geringe Wirkung der alleinigen Verwendung der Röhrenstrommodulation in der gepoolten Studie mag auf die besonderen strahlenphysikalischen Eigenschaften des Lungenparenchyms zurückzuführen sein, welche in Vergleich zu Weichteilgewebe in einem deutlich geringeren wasseräquivalenten Diameter der Thoraxregion resultieren²¹, wodurch die Wirksamkeit der Röhrenstrommodulation alleine zwangsläufig nicht so hoch sein kann wie unter fälschlicher Annahme einer Wasseräquivalenz des Lungengewebes zu erwarten wäre.

Die zusätzliche Anwendung iterativer Verfahren ließ in der Querschnittsstudie keine signifikante Dosisreduktion erkennen, allerdings ging deren Einsatz hier mit einer signifikanten Erhöhung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses einher. Damit liegt der Schluss nahe, dass in der Querschnittsstudie iterative Verfahren bei der CT-Untersuchung des Thorax mehr zur Verbesserung der Bildqualität als zur Reduktion der Strahlenexposition eingesetzt wurden. In der Literaturstudie zeigte sich hingegen, dass der additive Einsatz iterativer Verfahren statistisch sehr signifikant bis hochsignifikant eine Reduktion des CTDI_{vol}, des DLP und der effektiven Dosis bewirken kann, wobei in Abhängigkeit vom iterativen Verfahren und der angewandten Iterationsstufe eine Dosisreduktion von 20% bis 90% erzielt werden kann. Gemäß Literaturstudie und Querschnittsstudie erlaubte die Kombination aus Röhrenstrommodulation und iterativen Verfahren gegenüber der Konstantstromtechnik eine tendenzielle Reduktion der Strahlendosis um bis zu 74% bei ebenfalls weitestgehend unveränderter objektiver und subjektiver Bildqualität. Statistische Signifikanz konnte jeweils nur bei einzelnen Merkmalen, insbesondere bei der effektiven Dosis, erlangt werden. Die qualitative Überlegenheit der Anwendung der Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Verfahren gegenüber der reinen Röhrenstrommodulation legt auch **Abb. 5.1** nahe.

Im Übrigen wurden durch die Referenzen der Literaturstudie die Dosisreferenzwerte der Europäischen Kommission aus dem Jahr 1999 weitestgehend unterschritten; hingegen konnten in der Querschnittsstudie die Dosisreferenzwerte des Bundesamtes für Strahlenschutz aus dem Jahr 2010 in zahlreichen Fällen nicht eingehalten werden.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass Röhrenstrommodulation und iterative Verfahren alleine oder in Kombination bei der CT-Untersuchung des Thorax in Abhängigkeit

²¹ Dem Lungenparenchym kommt im übrigen aus strahlenphysikalischer Sicht generell eine Sonderstellung zu, welche zu scheinbaren Paradoxa führt; so bedingt beispielsweise seine mit dem Lebensalter des Patienten abnehmende Dichte in der pädiatrischen Radiologie eine weitgehenden Konstanz des Dosisbedarfs von Thorax-übersichtsaufnahmen vom Neugeborenenalter bis zur Adoleszenz [72].

vom Lebensalter eine signifikante Dosisreduktion bewirken können. Aufgrund der in den verschiedenen Altersstufen existierenden Spezifika der Lungenbildgebung kommt allerdings der sorgfältigen Auswahl des Filterkernels und damit konsekutiv der iterativen Bildgebung besondere Bedeutung zu [1042], sodass der zusätzliche Einsatz iterativer Verfahren mit Bedacht erfolgen sollte.

5.2.2.3. CT-Untersuchung des Abdomens

Bei der CT-Untersuchung des Abdomens ist die Anwendung der Röhrenstrommodulation nahezu obligat geworden. In der Literaturstudie und in der Querschnittsstudie zeigte sich eine größtenteils statistisch signifikante Abhängigkeit der Strahlendosis von der CT-Technik. Gemäß der Literaturstudie und der Querschnittsstudie bewirkte die Röhrenstrommodulation gegenüber der Konstantstromtechnik eine Reduktion der Strahlendosis von 21% bis 45%; gemäß der Literaturstudie ist die Wirksamkeit der Röhrenstrommodulation deutlich abhängig vom Lebensalter des Patienten und bewirkt eine mediane bzw. maximale Reduktion der effektiven Dosis um etwa 5% bei Kindern und um etwa 20% bzw. 60% bei Erwachsenen gegenüber der Konstantstromtechnik. Die Kombination aus Röhrenstrommodulation und iterativen Verfahren erlaubte gegenüber der Konstantstromtechnik eine Reduktion der Strahlendosis um 38% bis 75%. Diese qualitative Überlegenheit der Anwendung der Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Verfahren gegenüber der reinen Röhrenstrommodulation legt auch **Abb. 5.1** nahe.

Bei der CT-Untersuchung des Abdomens scheinen Röhrenstrommodulation und iterative Verfahren einander synergistisch zu ergänzen; so konnte gemäß der Querschnittsstudie bereits durch alleinige Verwendung der Röhrenstrommodulation im Gegensatz zur Konstantstromtechnik die Strahlendosis weitgehend unabhängig vom Durchstrahlungsdurchmesser des Patienten gehalten werden. In Analogie hierzu konnte anhand der Querschnittsstudie gezeigt werden, dass das Bildrauschen als Parameter der objektiven Bildqualität durch alleinige Anwendung der Röhrenstrommodulation bereits weitgehend und durch die kombinierte Anwendung von Röhrenstrommodulation und iterativen Verfahren praktisch vollständig unabhängig vom Durchstrahlungsdurchmesser des Patienten gehalten werden konnte. Somit kann – zumindest bei CT-Untersuchungen des Abdomens – der Röhrenstrommodulation wesentlicher Einfluss auf die Reduktion der Strahlendosis und den iterativen Verfahren wesentlicher Einfluss auf die Erhöhung der Bildqualität zugesprochen werden.

Zusammenfassend dürften alle Patienten unabhängig von ihrer Altersstufe und ihrem Ernährungszustand bei CT-Untersuchungen der Abdominalregion von der kombinierten Anwendung der Röhrenstrommodulation und iterativer Bildrekonstruktionsverfahren hinsichtlich der Optimierung der Strahlendosis und der Bildqualität profitieren. Die im Rahmen der Abdomen-CT teilweise noch angewandte Konstantstromtechnik stellt demnach auch bei sehr jungen Patienten kein Verfahren der Wahl mehr dar und sollte als obsolet betrachtet werden.

5.2.2.4. CT-Pulmonalis-Angiographie

Sowohl in der Literaturstudie als auch in der Querschnittsstudie erfolgten CT-Pulmonalis-Angiographien vornehmlich unter Röhrenstrommodulation. Aufgrund der vergleichsweise geringen Fallzahlen konnte in der Regel keine statistische Signifikanz erzielt werden. Gemäß der Literaturstudie und der Querschnittsstudie bewirkte die Röhrenstrommodulation gegenüber der Konstantstromtechnik eine tendenzielle Reduktion der Strahlendosis von 10% bis 76%. Gemäß Literaturstudie und Querschnittsstudie erlaubte die Kombination aus Röhrenstrommodulation und iterativen Verfahren gegenüber der Konstantstromtechnik eine tendenzielle Reduktion der Strahlendosis um 11% bis 93%. Statistische Signifikanz konnte nahezu nur bei den gepoolten Daten für die effektive Dosis erlangt werden. Die weitgehende Äquipotenz bei der Anwendung der Röhrenstrommodulation in Verbindung mit iterativen Verfahren gegenüber der reinen

Röhrenstrommodulation hinsichtlich der Dosisreduktion legt auch **Abb. 5.1** nahe. Allerdings ließ in Analogie zur CT-Untersuchung des Thorax auch hier der additive Einsatz iterativer Verfahren in der Querschnittsstudie bei nahezu keiner signifikanten Dosisreduktion eine signifikante Erhöhung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses erkennen.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass Röhrenstrommodulation und iterative Verfahren alleine oder in Kombination bei der CT-Pulmonalis-Angiographie eine deutliche Dosisreduktion bzw. eine deutliche Verbesserung der Bildqualität bewirken können.

5.2.3. Allgemeine Bemerkungen zu den CT-Techniken

5.2.3.1. Konstantstromtechnik

Die Konstantstromtechnik wurde gemäß Querschnittsstudie bei etwa 20% der CT-Untersuchungen und hier vor allem bei der CT-Untersuchung des Schädelns verwendet. In Einzelfällen wurde die Konstantstromtechnik auch in Verbindung mit iterativen Bildrekonstruktionsverfahren eingesetzt, welches Procedere aufgrund der hiermit verbundenen Option zur Reduktion des Röhrenstromes *a priori* als nicht unpraktikabel scheint. Indessen zeigte sich der Dosisbedarf einer CT-Untersuchung des Körperrumpfes und die damit verbundene Strahlenexposition des Patienten unter alleiniger Anwendung der Konstantstromtechnik bei vergleichbarer objektiver und subjektiver Bildqualität fast stets signifikant höher als unter Anwendung der Röhrenstrommodulation. Zusammenfassend kann somit die intendierte und nicht durch gerätetechnische Gegebenheiten bedingte Anwendung der Konstantstromtechnik bei CT-Untersuchungen des Schädelns als fragwürdig und bei CT-Untersuchungen des Körperrumpfes als obsolet bezeichnet werden.

5.2.3.2. Röhrenstrommodulation

Die CT-Technik der Röhrenstrommodulation war gemäß der Querschnittsstudie in den meisten radiologischen Einrichtungen verfügbar und wurde bei etwa 50% aller CT-Untersuchungen angewandt.

Obwohl bei CT-Untersuchungen des Schädelns aus anthropometrischen Gründen *a priori* nicht mit erheblichen Dosisreduktionen gerechnet werden sollte, zeigen die Ergebnisse der gepoolten Studie auch hier eine Dosisreduktion von bis zu 50%, weswegen CT-Untersuchungen des Schädelns sowohl bei Erwachsenen als auch bei Kindern unter Anwendung der Röhrenstrommodulation erfolgen sollten.

Bei der CT-Untersuchung des Körperrumpfes führt die Anwendung der Röhrenstrommodulation gegenüber der Konstantstromtechnik zu einer eindeutig vom Lebensalter und damit mit vom Durchstrahlungsdurchmesser der Patienten abhängigen Dosisreduktion. Hierbei zeigte die Röhrenstrommodulation bei der CT-Untersuchung des Thorax und bei der Pulmonalis-Angiographie die geringste Wirkung, was - wie bereits angemerkt - auf die spezifischen Eigenschaften des Lungengewebes zurückzuführen sein mag. Bei der CT-Untersuchung des Abdomens konnten unter Anwendung der Röhrenstrommodulation im Gegensatz zur Konstantstromtechnik sowohl die Strahlenexposition als auch die Kenngrößen der objektiven und subjektiven Bildqualität weitestgehend unabhängig vom Durchstrahlungsdurchmesser des Patienten gehalten werden.

Die vorhergehende Diskussion bezieht sich indessen lediglich auf CT-Untersuchungen ohne Applikation lokaler physikalischer Abschirmungen am bzw. ohne Vorhandensein metallischer Implantate im Patienten. Die Interaktionen der Röhrenstrommodulationstechniken mit physikalischen Abschirmungen sowie die Strategien zu deren Vermeidung werden maßgeblich von den Röhrenstrommodulationsalgorithmen beeinflusst und demgemäß in der Literatur

höchst kontrovers diskutiert; indessen war diese besondere Thematik nicht Gegenstand des Bundesforschungsprojektes und würde den Rahmen der vorliegenden Arbeit überschreiten.

Insgesamt aber kann die heute bei allen Scannerfabrikaten zur Verfügung stehende Röhrenstrommodulation vorbehaltlich der unter Anwesenheit metallischer Fremdkörper ggf. entstehenden Komplikationen vor dem Hintergrund der bei gleichbleibender Bildqualität zu erzielenden Dosisreduktionen als Dosisreduktionstechnik der Wahl angesprochen werden.

5.2.3.3. Iterative Rekonstruktion und Röhrenstrommodulation

Die iterativen Bildrekonstruktionsverfahren zählten zum Zeitpunkt der Querschnittsstudie mit einer relativen Anwendungshäufigkeit von 30% noch nicht zum klinischen Standard. Als limitierende Faktoren für deren Einführung wurden von den Teilnehmern der Querschnittsstudie vielfach der immer noch beträchtliche finanzielle Aufwand für den Erwerb der Rekonstruktionssoftware genannt, deren Installation auf den Bildrechnern aufgrund des hohen Rechenleistungsbedarfs zudem meist mit einer Aktualisierung der Hardwareumgebung bzw. mit deutlich höheren Rechenzeiten einherging. Auch wurde von manchen Studienteilnehmern der durch die Anhebung der Kantenschärfe und durch die Reduktion des Bildrauschens bedingte stark geometrisiert und artifiziell wirkende Bildaspekt – ungeachtet der Möglichkeit der Adjustierung der Iterationshäufigkeit in den Rekonstruktionsalgorithmen - als ungewohnt und unangenehm empfunden; auch eine mit diesem Bildaspekt in Verbindung gebrachte Umgewöhnungs- und Einarbeitungsphase wurde von manchen Studienteilnehmern als Gegenargument zur Einführung iterativer Verfahren genannt. Zudem wurde von vielen Studienteilnehmern die durch die iterativen Rekonstruktionsverfahren bedingte Erhöhung der objektiven Bildqualität keineswegs zwangsläufig mit einer erhöhten Diagnosesicherheit in Verbindung gebracht. Wie bei der Beurteilung der subjektiven Bildqualität im Rahmen der vorliegenden Querschnittsstudie in zwei Einzelfällen evident wurde, können iterative Verfahren – vorbehaltlich der Korrektheit der Adjustierung des Iterationsgrades - in der Tat Bildartefakte erzeugen, die klinisch zu differentialdiagnostischen Komplikationen führen mögen.

Bei der Bewertung der im Rahmen der Literaturstudie und der Querschnittsstudie erhobenen Befunde zum Dosisreduktionspotential bzw. zum Bildoptimierungspotential der iterativen Bildrekonstruktionsverfahren bestanden folgende grundsätzliche Schwierigkeiten. Zum einen kamen sowohl in der Literaturstudie als auch in der Querschnittsstudie jeweils unterschiedliche Algorithmen mit einer unterschiedlichen Variationsbreite von Iterationsstufen zur Anwendung. Zum anderen besteht zwischen den Extremen der reinen Reduktion der Strahlendosis unter weitgehender Beibehaltung der Bildqualität und der reinen Optimierung der Bildqualität unter weitgehender Beibehaltung der Strahlendosis ein breites Spektrum von Einflussmöglichkeiten auf Strahlendosis und Bildqualität. Schließlich handelt es sich bei den in der Literatur aufgefundenen Studien zu iterativen Bildrekonstruktionsverfahren in der Mehrzahl um prospektive klinische Studien oder Phantomstudien, wogegen die im Rahmen der vorliegenden Arbeit durchgeführte Querschnittsstudie rein retrospektiver Natur ist. Diese Gegebenheiten machen einen Vergleich zwischen den Ergebnissen der Literaturstudie und den Resultaten der Querschnittsstudie sowie auch innerhalb beider Studien schwierig und mögen insbesondere eine Erklärung für eine gewisse Inkongruenz der Ergebnisse darstellen.

Während bei der CT-Untersuchung des Schädels durch zusätzliche Anwendung iterativer Bildrekonstruktionsverfahren gegenüber der alleinigen Anwendung der Konstantstromtechnik oder der Röhrenstrommodulation eine vergleichsweise geringe Dosisreduktion erreicht wurde, konnte die additive Verwendung iterativer Verfahren bei CT-Untersuchungen des Körperrumpfes mit einer eindeutigen Reduktion der Strahlendosis bei weitestgehender Konstanthaltung der objektiven und subjektiven Bildqualität in Verbindung gebracht werden. Diese Relation war vor allem bei der CT-Untersuchung des Abdomens ausgeprägt, zumal hier die iterativen Verfahren in Verbindung mit der Röhrenstrommodulation Strahlendosis und objektive Bild-

qualität praktisch unabhängig vom Durchstrahlungsdurchmesser des Patienten zu halten vermögen, wenn auch die subjektiv beurteilte mutmaßliche diagnostische Verwertbarkeit des Gesamtbildes durch iterative Verfahren keine signifikante Verbesserung erfuhr.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die internationale Literatur ein erhebliches Dosisreduktionspotential der iterativen Bildrekonstruktionstechniken nahelegt, wenn dies auch durch die Studien im Rahmen dieser Arbeit statistisch nicht eindeutig belegt werden kann. Die tendenziell erkennbare weitestgehende simultane Konstanthaltung von Strahlendosis und Bildqualität in Abhängigkeit vom Patientendiameter legt indessen nahe, dass iterative Verfahren in Kombination mit der Röhrenstrommodulation insbesondere bei adipösen Patienten sowohl Strahlendosis als auch Bildqualität in sehr günstiger Weise beeinflussen können.

5.3. Limitationen der Arbeit

Vorliegende Arbeit weist naturgemäß sowohl in der Literaturstudie als auch in der Querschnittsstudie Limitationen auf, die im Folgenden genannt werden sollen.

5.3.1. Literaturstudie

So wurde zwar eine umfangreiche Literaturstudie bezüglich der Dosisreduktionsalgorithmen und deren Einflüsse auf die Strahlendosis, nicht aber auf die Bildqualität durchgeführt. Andererseits war die Überzahl der in der Literatur aufgefundenen Studien klinischer Natur, weswegen eine diagnostisch gute Verwertbarkeit der mit Hilfe der einzelnen CT-Techniken erhaltenen Bilddatensätze zu vermuten war.

Auch konnten aufgrund der Heterogenität der betrachteten Studien (prospektive Patientenstudien, retrospektive Patientenstudien, prospektive Phantomstudien, Literaturstudien) bei vielen Fragestellungen und hier vor allem bei Detailfragestellungen keine eindeutigen Schlussfolgerungen gezogen werden. Insbesondere die nicht-systematische, simultane Modifikation mehrerer Expositionsparameter in diversen klinischen Studien (beispielsweise Röhrenspannungsreduktion bei gleichzeitiger Einführung iterativer Verfahren) machte eine Differenzierung der Wirkung monoparametrischer Modifikationen auf Dosis und Bildqualität schwierig bis unmöglich. Das Dilemma besteht nach Ansicht des Verfassers dieser Arbeit in der Tatsache, dass sich vom wissenschaftlichen Gesichtspunkt aus wünschenswerte systematische Modifikationen der Expositionsparameter bzw. der Dosisreduktionstechniken im Rahmen der unter realen Bedingungen durchgeführten klinischen Patientenstudien nicht zuletzt aus ethischen Gründen als schwierig erweisen dürften und dass umgekehrt Phantomstudien, welche ethischen Einschränkungen per se nicht unterliegen und die damit eine systematische Modifikation der Expositionsparameter und Dosisreduktionstechniken zulassen, klinische Bedingungen und Pathologien authentisch zu berücksichtigen kaum imstande sein dürften.

5.3.2. Querschnittsstudie

In der Querschnittsstudie wurde retrospektiv eine Querschnittssituation untersucht. Hierbei zeigte sich a posteriori, dass die Anzahl der untersuchten Bilddatensätze nicht zuletzt aufgrund der Heterogenität der Expositionsbedingungen statistisch signifikante Aussagen nur in beschränktem Umfang zuließ. Auch war eine Differenzierung nach einzelnen Röhrenstrommodulationsverfahren und einzelnen Algorithmen zur iterativen Bildrekonstruktion aufgrund der zu geringen betrachteten Fallzahl nicht möglich. Weiter konnten aufgrund einer zu geringen Fallzahl keine Aussagen zu pädiatrischen CT-Untersuchungen getroffen werden; diese müssten daher zum Gegenstand weiterer Arbeiten gewählt werden.

5.3.3. Zusammenfassung

Zusammenfassend kann der Schluss gezogen werden, dass die vorliegende Arbeit am ehesten einen allgemeinen Trend aufzuzeigen und hieraus Empfehlungen abzuleiten in der Lage ist. Hingegen sollte vorliegende Arbeit nicht zur Entscheidung von geräte- und anwendungsspezifischen Detailfragen herangezogen werden.

5.4. Schlussbemerkung und Ausblick

Wie im Rahmen der vorliegenden Arbeit deutlich wurde, kann die ausschließliche Verwendung der Konstantstromtechnik bei CT-Untersuchungen aus strahlenhygienischen Gründen nicht mehr empfohlen werden. Die inzwischen flächendeckend eingesetzte CT-Technik der Röhrenstrommodulation gestattet bei nahezu gleichbleibender objektiver und subjektiver Bildqualität eine deutliche Reduktion der Strahlenexposition des Patienten bzw. eine Konstanthaltung von Bildqualität und Strahlenexposition weitgehend unabhängig vom Durchstrahlungsdurchmesser des Patienten. Vor allem zeigt sich die Leistungsfähigkeit der Röhrenstrommodulation bei den computertomographischen Abdomentechniken, bei welchen die Kombination mit iterativen Bildrekonstruktionsverfahren insbesondere bei adipösen Patienten vielversprechend zu sein scheint. Bei der Anwendung iterativer Verfahren ist allerdings auf eine sorgfältige Einstellung der Iterationsparameter zur Vermeidung artifizieller Bildartefakte zu achten. Ausgehend von einer synoptischen Betrachtung der Literaturstudie und der Querschnittsstudie ist zu vermuten, dass das Dosisreduktionspotential der modernen CT-Techniken der Röhrenstrommodulation und der iterativen Bildrekonstruktionsverfahren beim klinischen Einsatz noch nicht ausgeschöpft wurde.

6. Literatur

6.1. Röntgendiagnostik und Computertomographie

1. Cormack AM. Reconstruction of densities from their projections, with applications in radiological physics. *Phys Med Biol* 1973;18:195-207
2. Fleischmann D, Boas FE. Computed tomography – old ideas and new technology. *Eur Radiol* 2011;21:510-517
3. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. Description of system. *Brit J Radiol* 1973;46:1016-1022
4. Kalender WA. Grundlagen und Technik der Spiral-CT. *Radiologe* 1999;39:809-819
5. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breathhold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology* 1990;176:181-183
6. N N. Frankfurter Zeitung, 1896. Zitiert in: Kalender W. Computertomographie. Grundlagen, Geräte-technologie, Bildqualität, Anwendungen. Publicis MCD Verlag, 2000
7. Pan X, Sidky EY, Vannier M. Why do commercial CT scanners still employ traditional, filtered back-projection for image reconstruction? *Inverse Probl* 2009;25:123009
8. Roentgen WC. Ueber eine neue Art vom Strahlung. Erste Mittheilung. *Ann Phys Chem* 1898;64:1-11

6.2. Strahlenrisiko

9. Berrington de González A, Kim KP, Samet JM. Radiation-induced cancer risk from annual computed tomography for patients with cystic fibrosis. *Am J Respir Crit Care Med* 2007;176:970-973
10. Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, Berdon WE. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR* 2001;176:289-296
11. Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, Berdon WE. Response to the statement by the Society for Pediatric Radiology on radiation risks from pediatric CT scans. *Pediatr Radiol* 2001;31:389-391
12. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography - an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007;357:2277-2284
13. Brenner DJ. Slowing the increase in the population dose resulting from CT scans. *Radiat Res* 2010;174:809-815
14. Brix G, Berton M, Nekolla E, Lechel U, Schegerer A, Süselbeck T, Fink C. Cumulative radiation exposure and cancer risk of patients with ischemic heart diseases from diagnostic and therapeutic imaging procedures. *Eur J Radiol* 2013;82:1926-1932
15. Cohen MD. ALARA, Image gently and CT-induced cancer. *Pediatr Radiol* 2015;45:465-470
16. Doss M. Radiation doses from radiological imaging do not increase the risk of cancer. *Br J Radiol*;87:2014008
17. Harvey HB, Brink JA, Frush DP. Informed consent for radiation risk from CT is unjustified based on the current scientific evidence. *Radiology* 2015;275:321-325
18. Hendee WR, O'Connor MK. Radiation risks of medical imaging: Separating fact from fantasy. *Radiology* 2012;264:312-321
19. Mathews JD, Forsythe AV, Brady Z, Butler MW, Goergen SK, Byrnes GB, Giles GG, Wallace AB, Anderson PR, Guiver TA, McGale P, Cain TM, Dowty JG, Bickerstaffe AC, Darby SC. Cancer risk in 680 000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *BMJ* 2013;346:f2360, doi: 10.1136/bmj.f2360
20. McHugh K. CT scanning in children and risk of cancer: What three large-scale studies have demonstrated. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:10-12
21. Nagel HD, Vogel H. Leitfaden zur Bewertung und Optimierung der Strahlenexposition bei CT-Untersuchungen. 2004
22. Niemann T, Colas L, Roser HW, Santangelo T, Faivre JB, Remy J, Remy-Jardin M, Bremerich J. Estimated risk of radiation-induced cancer from paediatric chest CT: Two-year cohort study. *Pediatr Radiol* 2015;45:329-336
23. Niemann T, Zbinden I, Roser HW, Bremerich J, Remy-Jardin M, Bongartz G. Computed tomography for pulmonary embolism: assessment of a 1-year cohort and estimated cancer risk associated with diagnostic irradiation. *Acta Radiol* 2013;54:778-784
24. Pauwels EKJ, Bourguignon M. Cancer induction caused by radiation due to computed tomography: a critical note. *Acta Radiol* 2011;52:767-773
25. Pearce MS, Salotti JA, Little MP, McHugh K, Lee C, Kim KP, Howe NL, Ronckers CM, Rajaraman P, Craft AW, Parker L, Berrington de González A. Radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and brain tumours: a retrospective cohort study. *Lancet* 2012;380:499-505

26. Rehani MM. What makes and keeps radiation risks associated with CT a hot topic? *AJR* 2015;204:W234-W235
27. Rehani MM. I am confused about the cancer risks associated with CT: How can we summarize what is currently known? *AJR* 2015;205:W2-W3
28. Thrall JH. Radiation exposure in CT scanning and risk: Where are we? *Radiology* 2012;264:325–328

6.3. Strahlenbiologie

29. Golfier S, Jost1 G, Pietsch H, Lengsfeld P, Eckardt-Schupp F, Schmid E, Voth M. Dicentric chromosomes and g-h2ax foci formation in lymphocytes of human blood samples exposed to a ct scanner: a direct comparison of dose response relationships. *Radiat Prot Dosim* 2009;134:55–61
30. Jost G, Golfier S, Pietsch H, Lengsfeld P, Voth M, Schmid TE, Eckardt-Schupp F, Schmid E. The influence of x-ray contrast agents in computed tomography on the induction of dicentrics and γ -H2AX foci in lymphocytes of human blood samples. *Phys Med Biol* 2009;54:6029–6039
31. Jost G, Lengsfeld P, Voth M, Schmid E, Pietsch H. The influence of tube voltage and phantom size in computed tomography on the dose–response relationship of dicentrics in human blood samples. *Phys Med Biol* 2010;55:3237–3248
32. Kuefner MA, Grudzenksi S, Hamann J, Achenbach S, Lell M, Anders K, Schwab SA, Häberle L, Löbrich M, Uder M. Effect of CT scan protocols on x-ray-induced DNA double-strand breaks in blood lymphocytes of patients undergoing coronary CT angiography. *Eur Radiol* 2010;20:2917–2924
33. M'kacher R, Violot D, Aubert B et al. Premature chromosome condensation associated with fluorescence in situ hybridisation detects cytogenetic abnormalities after a CT scan: evaluation of the low-dose effect. *Radiat Prot Dosim* 2003;103:35–40
34. Rothkamm K, Balroop S, Shekhdar J, Fernie P, Goh V. Leukocyte DNA damage after multi-detector row CT: A quantitative biomarker of low-level radiation exposure. *Radiology* 2007;242:244–251
35. Stephan G, Schneider K, Panzer W et al. Enhanced yield of chromosome aberrations after CT examinations in paediatric patients. *Int J Rad Biol* 2007;83:281–287
36. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). UNSCEAR 2013 Report, Volume II: Scientific findings on effects of radiation exposure of children, Scientific Annex B: Effects of radiation exposure of children. ISBN 978-92-1-142293-1, United Nations, New York, 2013

6.4. Strahlendosimetrie

37. ATOM Dosimetry Phantoms. Whole body dose – organ dose – therapeutic radiation. Publication ATOM PB 061811, Norfolk, Virginia, USA: CIRS Computerized Imaging Reference Systems Inc., 2011
38. Bahadori A, Miglioretti D, Kruger R, Flynn M, Weinmann S, Smith-Bindman R, Lee C. Calculation of organ doses for a large number of patients undergoing CT examinations. *AJR* 2015; 205:827–833
39. Boone JM. The three parameter of equivalent spectra as an index of beam quality. *Med Phys* 1988;15:304–31
40. Bortz J, Döring N. Forschungsmethoden und Evaluation für Human- und Sozialwissenschaftler. ISBN 978-3-540-33305-0, Springer 2006;740
41. Bostani M, McMillan K, DeMarco JJ, Cagnon CH, McNitt-Gray MF. Validation of a Monte Carlo model used for simulating tube current modulation in computed tomography over a wide range of phantom conditions/challenges. *Med Phys* 2014;41:11210101–11210110
42. Bostani M, McMillan K, Lu P, Kim HJ, Cagnon CH, DeMarco JJ, McNitt-Gray MF. Attenuation-based size metric for estimating organ dose to patients undergoing tube current modulated CT exams. *Med Phys* 2015;42:958–968
43. Brooks RA, DiChiro G. Statistical limitations in x-ray reconstructive tomography. *Med Phys* 1976;3:237–240
44. DeMarco JJ, Cagnon CH, Cody DD, Stevens DM, McCollough CH, Zankl M, Angel E, McNitt-Gray MF. Estimating radiation doses from multidetector CT using Monte Carlo simulations: effects of different size voxelized patient models on magnitudes of organ and effective dose. *Phys Med Biol* 2007;52:2583–2597
45. Department of Health and Human Services, Food and Drug Administration (FDA). 21 CFR Part 1020: Diagnostic x-ray systems and their major components; amendments to performance standard; final rule. *Federal Register* 1984;49:171
46. Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik: Pränatale Strahlenexposition aus medizinischer Indikation. Dosisermittlung, Folgerungen für Arzt und Schwangere. DGMP-Bericht Nr. 7, ISBN 3-925218-74-2, Deutsche Gesellschaft für Medizinische Physik; 2002

47. Deutsches Institut für Normung. DIN EN 61223-2-6. Bewertung und routinemäßige Prüfung in Abteilungen für medizinische Bildgebung. Teil 2.6: Konstanzprüfungen - Leistungsmerkmale zur Bildgebung von Röntgeneinrichtungen für die Computertomographie. Deutsche Fassung, 2008
48. DICOM Website. Digital Imaging and Communications in Medicine. Internet: <http://medical.nema.org/>, 2013
49. Drexler G, Panzer W, Petoussi N, Zankl M. Effective dose – how effective for patients? *Radiat Env Biophys* 1993;32:209-219
50. Frey GD. Basic CT parameters. *AJR* 2014;203:W126–W127
51. Hidajat N. Bestimmung und Optimierung der Strahlendosis des Patienten bei der Computertomographie - Methoden, Probleme und Lösungsmöglichkeiten. Habilitationsschrift, Klinik für Strahlenheilkunde der Medizinischen Fakultät Charité der Humboldt-Universität zu Berlin, 2001
52. Huda W. Time for Unification of CT dosimetry with radiography and fluoroscopy. *Radiat Prot Dosim* 2008;128:129–132
53. ImPACT. Medical Physics Department, St. George's Healthcare NHS Trust, London. Internet: <http://www.impactscan.org>
54. International Commission on Radiological Protection. 1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 60; 1991
55. International Commission on Radiological Protection. The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103; 2007
56. International Electrotechnical Commission (IEC). Medical electrical equipment Part 2: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. IEC Standard 60601-2-44. IEC, 1999
57. Jones DG, Shrimpton PC. Survey of CT practice in the UK. Part 3: Normalised organ doses calculated using Monte Carlo techniques. National Radiological Protection Board, Report NRPB-R250, Chilton, 1991
58. Jones DG, Shrimpton PC. Normalised organ doses calculated using Monte Carlo techniques. National Radiological Protection Board, Report NRPB-SR250, Chilton, 1991
59. Kalender WA, Schmidt B, Zankl M, Schmidt M. A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. *Eur Radiol* 1999;9:555-562
60. Kashcheev VV, Pryakhin EA, Menyaylo AN, Chekin SY, Ivanov VK. Comparing risk estimates following diagnostic CT radiation exposures employing different methodological approaches. *Health Phys* 2014;106:806–811
61. Kobayashi M, Asada Y, Matsubara K, Matsunaga Y, Kawaguchi A, Katada K, Toyama H, Koshida K, Suzuki S. Evaluation of organ doses and effective dose according to the ICRP Publication 110 reference male / female phantom and the modified ImPACT CT patient dosimetry. *J Appl Clin Med Phys* 2014;15:246-256
62. Kortesniemi M, Salli E, Seuri R. Organ dose calculation in CT based on scout image data and automatic image registration. *Acta Radiol* 2012;53:908-913
63. Kramer R, Zankl M, Williams G, Drexler G. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods. Part I: The male (Adam) and female (Eva) adult mathematical phantoms. GSF-Bericht S-885, GSF-Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit Neuherberg, 1986
64. Le Heron JC. Estimation of effective dose to the patient during medical x-ray examinations from measurements of the dose-area product. *Phys Med Biol* 1992;37:2117-2126
65. Le Heron JC. CTdose - a computer program to enable the calculation of organ dose and dose indices for CT examinations. Christchurch, New Zealand: Ministry of Health, National Radiation Laboratory, 1993
66. Leitz W, Axelsson B, Szendrő G. Computed tomography dose assessment – a practical approach. *Radiat Prot Dosim* 1995;57:377-380
67. Lopez-Rendon X, Bosmans H, Oyen R, Zanca F. Effective dose and organ doses estimation taking tube current modulation into account with a commercial software package. *Eur Radiol* 2015;25:1919-1925
68. McCollough CH, Leng S, Yu L, Cody DD, Boone JM, McNitt-Gray MF. CT dose index and patient dose: They are *not* the same thing. *Radiology* 2011;259:311–316
69. National Board of Health - National Institute of Radiation Hygiene. The CT-dose calculation program. Internet: <http://freja.mta.aaa.dk/ctdose/>
70. Reich H (Hrsg.). Dosimetrie ionisierender Strahlung. Teubner Verlag Stuttgart; 1990
71. Ritenour ER. Why does patient dose increase with tube energy in CT when it does the opposite in radiography? *AJR* 2015;205:W1
72. Samei E, Tian X, Segars WP. Determining organ dose: The holy grail. *Pediatr Radiol* 2014;44:S460–S467
73. Seidenbusch M. Rekonstruktion von Organ- und Effektivdosen bei konventionellen Röntgenuntersuchungen am Dr. von Haunerschen Kinderspital der Universität München mit einer Berechnung neuer Konversionsfaktoren für die pädiatrische Radiologie. Dissertation, Universität München, 2006

74. Seidenbusch MC, Regulla D, Schneider K. Zur Strahlenexposition von Kindern in der pädiatrischen Radiologie. Teil 2: Der PÄDOS-Algorithmus zur rechnergestützten Dosisrekonstruktion in der Kinderradiologie am Beispiel der Röntgenuntersuchung des Schädels. *Fortschr Röntgenstr* 2008;180:522-539
75. Seidenbusch M. Strahlenexposition von Kindern und Erwachsenen in der radiologischen Diagnostik unter besonderer Berücksichtigung der Kinderradiologie. *Habilitationsschrift*, Universität München, 2014
76. Seidenbusch MC. CT dose management. *Bayer Academy*, 2016
77. Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med Phys* 1981;8:488-495
78. Shrimpton PC, Wall BF. Effective dose and dose-length product in CT. *Radiology* 2009;250:604-605
79. Sodickson A, Warden GI, Farkas CE, Ikuta I, Prevedello LM, Andriole KP, Khorasani R. Exposing exposure: Automated anatomy-specific CT radiation exposure extraction for quality assurance and radiation monitoring. *Radiology* 2012;264:397-405
80. Spokas JJ. Dose descriptors for computed tomography. *Med Phys* 1982;9:288-292
81. Stamm G, Nagel HD. CT-Expo – ein neuartiges Programm zur Dosisevaluierung in der CT. *Fortschr Röntgenstr* 2002;174:1570-1576
82. Stratis A, Molfetas M, Panagiotakis N, Louizi A, Kottou S. Accuracy of CT dose monitor values: A multicentric study. *Radiat Prot Dosim* 2014;158:285-289
83. Zankl M, Fill U, Petoussi-Henss N, Regulla D. Organ dose conversion coefficients for external photon irradiation of male and female voxel models. *Phys Med Biol* 2002;47:2367-2385
84. Zankl M, Panzer W, Drexler G. Tomographic anthropomorphic phantom models part II: Organ doses from computed tomography examinations in paediatric radiology. *GSF-Bericht 30/93*, GSF – Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit; 1993
85. Zankl M, Panzer W, Drexler G. The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods part VI: Organ doses from computed tomography examinations. *GSF-Bericht 30/91*, GSF – Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit; 1991
86. Zhang Y, Li X, Segars WP, Samei E. Organ doses, effective doses, and risk indices in adult CT: Comparison of four types of reference phantoms across different examination protocols. *Med Phys* 2012;39:3404-3423

6.5. Bildqualität

87. Christianson O, Winslow J, Frush DP, Samei E. Automated technique to measure noise in clinical CT examinations. *AJR* 2015;205:W93-W99
88. Phelps AS, Naeger DM, Courtier JL, Lambert JW, Marcovici PA, Villanueva-Meyer JE, MacKenzie JD. Pairwise comparison versus Likert scale for biomedical image assessment. *AJR* 2015;204:8-14

6.6. Reviews

6.6.1. Literatur-Reviews

89. Heyer CM, Peters S, Lemburg S. Structure of the meeting of the German radiological society and scientific discourse pertaining to radiation dose and dose reduction: An analysis of 1998 - 2008. *Fortschr Röntgenstr* 2009;181:1065-1072
90. Krille L, Zeeb H, Jahnens A, Mildenberger P, Seidenbusch M, Schneider K, Weisser G, Hammer G, Scholz P, Blettner M. Computed tomographies and cancer risk in children: A literature overview of CT practices, risk estimations and an epidemiologic cohort study proposal. *Radiat Environ Biophys* 2012; 51:103-111

6.6.2. Dosis-Reviews

91. Dougeni E, Faulkner K, Panayiotakis G. A review of patient dose and optimisation methods in adult and paediatric CT scanning. *Eur J Radiol* 2012;81:e665-e683
92. Martin CJ, Huda W. Intercomparison of patient CTDI surveys in three countries. *Radiat Prot Dosim* 2013;153:431-440
93. Matsunaga Y, Kawaguchi A, Kobayashi K, Kinomura Y, Kobayashi M, Asada Y, Minami K, Suzuki S, Chida K. Survey of volume CT dose index in Japan in 2014. *Br J Radiol* 2015;88:20150219
94. Seidenbusch MC. Strahlenexposition des Patienten bei computertomographischen Untersuchungen - eine Literaturübersicht. *Literaturstudie zum BfS-Forschungsprojekt BfS AG-F3 – 0803 / 3613S20025*, 2014
95. Willemink MJ, Leiner T, De Jong PA, De Heer LM, Nieuwstein RAJ, Schilham AMR, Budde RPJ. Iterative reconstruction techniques for computed tomography. Part 2: Initial results in dose reduction and image quality. *Eur Radiol* 2013;23:1632-1642

6.7. Erwachsenenradiologie

6.7.1. Allgemeine Strahlenschutzprinzipien in der CT

96. Amis ES, Butler PF, Applegate KE, Birnbaum SB, Brateman LF, Hevezi JM, Mettler FA, Morin RL, Pentecost MJ, Smith GG, Strauss KJ, Zeman RK. American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine. *Am Coll Radiol* 2007;4:272-284
97. Amis E. CT Radiation dose: Trending in the right direction. *Radiology* 2011;261:5-8
98. Balter S, Zanzonico P, Reiss GR, Moses JW. Radiation is not the only risk. *AJR* 2011;196:762-767
99. Boone JM, Hendee WR, McNitt-Gray MF, Seltzer SE. Radiation exposure from CT scans: How to close our knowledge gaps, monitor and safeguard exposure - proceedings and recommendations of the radiation dose summit, sponsored by NIBIB, February 24-25, 2011. *Radiology* 2012;265:544-554
100. Bosanquet DC, Green G, Bosanquet AJ, Galland RB, Gower-Thomas K, Lewis MH. Doctors' knowledge of radiation – a two-centre study and historical comparison. *Clin Radiol* 2011;66:748-751
101. Clarke C, Cranley K, Kelly BE, Bell K, Smith PHS. Provision of MRI can significantly reduce CT collective dose. *Br J Radiol* 2001;74: 926-931
102. Coakley FV, Gould R, Yeh BM, Arenson RL. CT radiation dose: What can you do right now in your practice? *AJR* 2011;196:619-625
103. Cohen MD. Pediatric CT radiation dose: How low can you go? *AJR* 2009;192:1292-1303
104. Costello JE, Cecava ND, Tucker JE, Bau JL. CT radiation dose: Current controversies and dose reduction strategies. *AJR* 2013;201:1283-1290
105. Deutsche Röntgengesellschaft. 5 Jahre konzentrierte Aktion Dosisreduktion CT: Was haben wir bisher erreicht - was ist noch zu tun? Fachverband Elektromedizinische Technik im Zentralverband Elektrotechnik- und Elektronikindustrie (ZVEI), 2003
106. Diederich S, Wormanns D, Heindel W. Lung cancer screening with low-dose CT. *Eur J Radiol* 2003;45:2-7
107. Dümmling K. 10 Jahre Computertomographie – ein Rückblick. *Electromedica* 1984; 52:13-28
108. Evens RG, Mettler FA. National CT use and radiation exposure: United States 1983. *AJR* 1985;144:1077-1081
109. Golding SJ, Shrimpton PC. Radiation dose in CT: Are we meeting the challenge? *Br J Radiol* 2002;75:1-4
110. Golding SJ. Radiation Exposure in CT: What is the professionally responsible approach? *Radiology* 2010;255:683-686
111. Graff JW. Patient perspectives on radiation dose: Reporting a survey of patient opinions. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:25-29
112. Haaga JR. Radiation dose management: Weighting risk versus benefit. *AJR* 2001;177:289-291
113. Hara AK, Wellnitz CV, Paden RG, Pavlicek W, Sahani DV. Reducing body CT radiation dose: Beyond just changing the numbers. *AJR* 2013;201:33-40
114. Herzog P, Jakobs TF, Wintersperger BJ, Nikolaou K, Becker CR, Reiser MF. Strahlendosis und Möglichkeiten zur Dosisreduktion in der Mehrschicht-CT. *Radiologe* 2002;42:691-696
115. Hricak H, Brenner DJ, Adelstein SJ, Frush DP, Hall EJ, Howell RW, McCollough CH, Mettler FA, Pearce MS, Suleiman OH, Thrall JH, Wagner LK. Managing radiation use in medical imaging: A multifaceted challenge. *Radiology* 2011;258:889-905
116. Huda W, Sandison GA. CT dosimetry and risk estimates. *Radiat Prot Dosim* 1985;12:241-249
117. Huda W, He W. Estimating cancer risks to adults undergoing body CT examinations. *Radiat Prot Dosim* 2012;150:168-179
118. Kalender WA. Computed tomography: Influence of exposure parameters and the establishment of reference dose values. *Radiat Prot Dosim* 1998;80:163-166
119. Kalender WA. Computed tomography. Munich, Germany: Publicis MCD Verlag, 2000
120. Kalender WA. X-ray computed tomography. *Phys Med Biol* 2006;51:R29-R43
121. Kalender WA. Dose in x-ray computed tomography. *Phys Med Biol* 2014;59:R129-R150
122. Kalra MK, Maher MM; Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA, Saini S. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* 2004;230:619-628
123. Larson DB, Johnson LW, Schnell BM, Salisbury SR, Forman HP. National trends in CT use in the emergency department: 1995-2007. *Radiology* 2011;258:164-173
124. Larson DB, Strauss KJ, Podberesky DJ. Toward large-scale process control to enable consistent CT radiation dose optimization. *AJR* 2015;204:959-966
125. Lee RK, Chu WC, Graham CA, Rainer TH, Ahuja AT. Knowledge of radiation exposure in common radiological investigations: a comparison between radiologists and non-radiologists. *Emerg Med J* 2012;29:306-308

126. Lee CI, Haims AH, Monico EP, Brink JA, Forman HP. Diagnostic CT scans: Assessment of patient, physician, and radiologist awareness of radiation dose and possible risks. *Radiology* 2004;231:393-398
127. Lewis MA, Edyvean S. Patient dose reduction in CT. *Br J Radiol* 2005;78:880-883
128. Maldjian PD, Goldman AR. Reducing radiation dose in body CT: A primer on dose metrics and key CT technical parameters. *AJR* 2013;200:741-747
129. Mattsson S, Söderberg M. Radiation dose management in CT, SPECT/CT and PET/CT techniques. *Radiat Prot Dosim* 2011;147:13-21
130. Mayo-Smith WW, Hara AK, Mahesh M, Sahani DV, Pavlicek W. How i do it: Managing radiation dose in CT. *Radiology* 2014;273:657-672
131. McCollough CH. CT dose: How to measure, how to reduce. *Health Phys* 2008;95:508-517
132. McCollough CH, Chen GH, Kalender W, Leng S, Samei E, Taguchi K, Wang G, Yu L, Pettigrew RI. Achieving routine submillisievert CT scanning: Report from the summit on management of radiation dose in CT. *Radiology* 2012;264:567-580
133. McNitt-Gray MF. Radiation dose in CT. *RadioGraphics* 2002; 22:1541-1553
134. Mettler FA, Huda W, Yoshizumi TT, Mahesh M. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: A catalog. *Radiology* 2008;248:254-263
135. Nagel HD (Hrsg.). *Strahlenexposition in der Computertomographie – Grundlagen, Einflussfaktoren, Dosisermittlung, Optimierung, Zahlenwerte, Begriffe*. CTB publications; 2002
136. Nagel HD, Blobel J, Brix G, Ewen K, Galanski M, Höfs P, Loose R, Prokop M, Schneider K, Stamm G, Stender HS, Süss C, Türkay S, Vogel H, Wucherer M. 5 years of concerted action “dose reduction in CT” - what has been achieved and what remains to be done? *Fortschr Röntgenstr* 2004;176:1683-1694
137. NCRP. Report from NCRP CT based radiation exposure in US population soars diagnostic imaging. Available from: <http://www.diagnosticimaging.com/showNews.jhtml?articleID=199100006>.
138. Nickoloff EL, Alderson PO. Radiation exposures to patients from CT: Reality, public perception, and policy. *AJR* 2001;177:285-287
139. Parthasarathy KS. Computed tomography scan radiation doses: Call for optimization. *J Med Phys* 2007;32:49-50
140. Picano E, Vano E, Semelka R, Regulla D. The American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine:deep impact on the practice of cardiovascular imaging. *Cardiovascular Ultrasound* 2007;5:37
141. Pohlenz O. Gedanken zur Computertomographie. *Arzt und Krankenhaus* 1980;9:34-35
142. Prokop M. Überblick über Strahlendosis und Bildqualität in der Computertomographie. *Fortschr Röntgenstr* 2002;174:631-636
143. Regulla D, Eder H. Patient exposure in medical x-ray imaging in Europe. *Radiat Prot Dosim* 2005;114:11-25
144. Rehani MM. Challenges in radiation protection of patients for the 21st century. *AJR* 2013; 200:762-764
145. Schegener AA, Nagel HD, Stamm G, Adam G, Brix G. Current CT practice in Germany: Results and implications of anationwide survey. *Eur J Radiol* 2017;90:114-128
146. Schindera ST, Treier R, von Allmen G, Nauer C, Trueb PR, Vock P, Szucs-Farkas Z. An education and training programme for radiological institutes: impact on the reduction of the CT radiation dose. *Eur Radiol* 2011; 21:2039-2045
147. Shapiro BP, Mergo PJ, Snipelisky DF, Kantor B, Gerber TC. Radiation dose in cardiac imaging: How should it affect clinical decisions? *AJR* 2013;200:508-514
148. Shrimpton PC, Wall BF. CT - an increasingly important slice of the medical exposure of patients. *Br J Radiol* 1993;66:1067-1068
149. Shrimpton PC, Wall BF. The increasing importance of x ray computed tomography as a source of medical exposure. *Radiat Prot Dosim* 1995;57:413-415
150. Stanescu G, Rosca-Fartat G, Stanescu D. Justification of CT scans using referral guidelines for imaging. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:43-46
151. Strauss KJ, Goske MJ, Kaste SC, Bulas D, Brush DP, Butler P, Morrison G, Callahan MJ, Applegate KE. Image gently: Ten steps you can take to optimize image quality and lower CT dose for pediatric patients. *AJR* 2010;194:868-873
152. Soye JA, Paterson A. A survey of awareness of radiation dose among health professionals in Northern Ireland. *Br J Radiol* 2008;81:725-729
153. Tack D, Gevenois PA. Efforts for lowering radiation dose delivered with CT: Raising arms, or is there more? *Radiology* 2008;249:413-415
154. Tahvonen T, Oikarinen H, Pääkkö E, Karttunen A, Blanco Sequeiros R, Tervonen O. Justification of CT examinations in young adults and children can be improved by education, guideline implementation and increased MRI capacity. *Br J Radiol* 2013;86:20130337

155. Takakuwa KM, Estepa AT, Shofer FS. Knowledge and attitudes of emergency department patients regarding radiation risk of CT: Effects of age, sex, race, education, insurance, body mass index, pain, and seriousness of illness. *AJR* 2010;195:1151–1158
156. Tamm EP, Rong XJ, Cody DD, Ernst RD, Fitzgerald NE, Kundra V. CT Radiation dose reduction: How to implement change without sacrificing diagnostic quality. *RadioGraphics* 2011;31:1823–1832
157. Toth TL. Dose reduction opportunities for CT scanners. *Pediatr Radiol* 2002;32:261–267
158. Triantopoulou C, Tsafafoutas I, Maniatis P, Papavdis D, Raio G, Siafas I, Velonakis S, Koulentianos E. Analysis of radiological examination request forms in conjunction with justification of X-ray exposures. *Eur J Radiol* 2005;53:306–311
159. Tsafafoutas IA, Koukourakis GV. Patient dose considerations in computed tomography examinations. *World J Radiol* 2010;28:262–268
160. Ulzheimer S, Endt H, Flohr T. Computed tomography - patient dose and dose reduction technologies. *Health Phys* 2011;100:325–328
161. Wall BF. Radiation protection dosimetry for diagnostic radiology patients. *Radiat Prot Dosim* 2004;109:409–419
162. Yucel A, Alyesil C, Sim S. Physicians' knowledge about ionizing radiation and radiological imaging techniques: a cross-sectional survey. *Acta Radiol* 2011;52:537–539
163. Zanca F, Demeter M, Oyen R, Bosmans H. Excess radiation and organ dose in chest and abdominal CT due to CT acquisition beyond expected anatomical boundaries. *Eur Radiol* 2012;22:779–788
164. Zoetelief J, Geleijns J. Patient doses in spiral CT. *Br J Radiol* 1998;71:584–586

6.7.2. Anthropometrie

165. Huda W, Bushong SC, Hendee WR. In x-ray computed tomography, technique factors should be selected appropriate to patient size. *Med Phys* 2001;28:1543–1545
166. Jangland L, Sanner E, Perslid J. Dose reduction in computed tomography by individualized scan protocols. *Acta Radiol* 2004;3:301–307
167. Leng S, Shiung M, Duan X, Yu L, Zhang Y, McCollough CH. Size-specific dose estimates for chest, abdominal, and pelvic CT: Effect of intrapatient variability in water-equivalent diameter. *Radiology* 2015;276:184–190
168. Sinclair L, Griglock TM, Mench A, Lamoureux R, Cormack B, Bidari S, Rill L, Arreola M. Determining organ doses from CT with direct measurements in postmortem subjects: Part 2 - correlations with patient-specific parameters. *Radiology* 2015;277:471–476
169. Tschaummler A, Kenn W, Dinkel HP, Sandstede J, Keberle M, Tschaummler S. Individueller Dosisbedarf bei Spiral-CT-Untersuchungen des Abdomens. *Fortschr Röntgenstr* 2005;177:1123–1130
170. Wilting JE, Zwartkruis A, van Leeuwen MS, Timmer J, Kamphuis AGA, Feldberg M. A rational approach to dose reduction in CT: individualized scan protocols. *Eur Radiol* 2001;11:2627–2632

6.7.3. Nationale Studien & Referenzwerte

171. Aldrich JE, Bilawich AM, Mayo JR. Radiation doses to patients receiving computed tomography examinations in British Columbia. *Can Assoc Radiol J* 2005;57:79–85
172. Arandjic D, Ciraj-Bjelac O, Hadnadjev D, Stojanovic S, Bozovic P, Ceklic S, Lazarevic D. Radiation doses in adult computed tomography practice in Serbia: Initial results. *Radiat Prot Dosim* 2014;162:135–138
173. Aroua A, Burnand B, Decka I, Vader JP, Valley JF. Nation-wide survey on radiation doses in diagnostic and interventional radiology in Switzerland in 1998. *Health Phys* 2002;83:46–55
174. Aroua A, Bize R, Buchillier-Decka I, Vader JP, Valley JF, Schnyder P. X-ray imaging of the chest in Switzerland in 1998: A nationwide survey. *Eur Radiol* 2003;13:1250–1259
175. Aroua A, Decka I, Burnand B, Vader JP, Valley JF. Dosimetric aspects of a national survey of diagnostic and interventional radiology in Switzerland. *Med Phys* 2002;29:2247–2259
176. Aroua A, Besancon A, Buchillier-Decka I, Trueb P, Valley JF, Verdun FR, Zeller W. Adult reference levels in diagnostic and interventional radiology for temporary use in Switzerland. *Radiat Prot Dosim* 2004;111:289–295
177. Aroua A, Trueb P, Vader JP, Valley JF, Verdun FR. Exposure of the Swiss population by radiodiagnostics: 2003 review. *Health Phys* 2007;92:442–448
178. Bernhardt J, Veit R, Bauer B. Erhebungen zur Strahlenexposition der Patienten bei der Röntgendiagnostik. *Z Med Phys* 1995;5:33–39
179. Bijwaard H, Pruppers M, De Waard-Schalkx I. The influence of population aging and size on the number of CT examinations in the Netherlands. *Health Phys* 2014;107:80–82
180. Bijwaard H, Valk D, De Waard-Schalkx I. Results of a survey on the implementation of diagnostic reference levels for x-rays among Dutch hospitals. *Health Phys* 2015;108:462–464

181. Bly R, Jahn A, Järvinen H, Olerud H, Vassileva J, Vogiatzi S. Collective effective dose in Europe from x-ray and nuclear medicine procedures. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:129-132
182. Børretzen I, Lysdahl KB, Olerud HM. Diagnostic radiology in Norway - trends in examination frequency and collective effective dose. *Radiat Prot Dosim* 2007;124:339-347
183. Brink JA, Miller DL. U.S. national diagnostic reference levels: Closing the gap. *Radiology* 2015;277:3-6
184. Brix G. Bekanntmachung der diagnostischen Referenzwerte für radiologische und nuklearmedizinische Untersuchungen. Bundesamt für Strahlenschutz, Salzgitter, 2003
185. Brix G, Nekolla E, Griebel J. Strahlenexposition von Patienten durch diagnostische und interventionelle Röntgenanwendungen. Fakten, Bewertung und Trends. *Radiologe* 2005;45:340-349
186. Brix B, Nissen-Meyer S, Lechel U, Nissen-Meyer J, Griebel J, Nekolla EA, Becker C, Reiser M. Radiation exposures of cancer patients from medical x-rays: How relevant are they for individual patients and population exposure? *Eur J Radiol* 2009;72:342-347
187. Brix G. Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für radiologische und nuklear-medizinische Untersuchungen. Bundesamt für Strahlenschutz, Salzgitter, 2010
188. Brugmans MJP, Buijs WCAM, Geleijns J, Lembrechts J. Population exposure to diagnostic use of ionizing radiation in the Netherlands. *Health Phys* 2002;82:500-509
189. Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit. Unterrichtung durch die Bundesregierung Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2012. Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit, 2012
190. Charnock P, Dunn AF, Moores BM, Murphy J, Wilde R. Establishment of a comprehensive set of regional DRLs for CT by means of electronic x-ray examination records. *Radiat Prot Dosim* 2015;163:509-520
191. Chen J. Relative effective dose level for better risk communication in radiology. *Radiat Prot Dosim* 2010;142:85-87
192. Cho PK, Seo BK, Choi TK, Kim JS, Kim YH, Choi JH, Oh YW, Kim KH, Kim SU. The development of a diagnostic reference level on patient dose for CT examination in Korea. *Radiat Prot Dosim* 2008;129:463-468
193. Choi JH, Cha SH, Lee KY, Shin DC, Kang JH, Kim YH, Kim KH, Cho PK. The development of a guidance level for patient dose for CT examinations in Korea. *Radiat Prot Dosim* 2010;138:137-143
194. Cho PK. The development of a diagnostic reference level on patient dose for head computed tomography angiography examinations in Korea. *Radiat Prot Dosim* 2013;154:505-509
195. Ciraj-Bjelac O, Beganovic A, Faj D, Gershman V, Ivanovic S, Videnovic IR, Rehani MM. Radiation protection of patients in diagnostic radiology: Status of practice in five Eastern-European countries, based on IAEA project. *Eur J Radiol* 2011;79:e70-e73
196. Clarke J, Cranley K, Robinson J, Smith PHS, Workman A. Application of draft European Commission reference levels to a regional CT dose survey. *Br J Radiol* 2000;73:43-50
197. Crawley MT, Rogers AT. A comparison of computed tomography practice in 1989 and 1991. *Br J Radiol* 1994;67:872-876
198. Drexler G. Diagnostic reference levels in the 1990 and 1996 recommendations of the ICRP. *Radiat Prot Dosim* 1998;80:7-10
199. Elbakri IA, Kirkpatrick IDC. Survey of clinical doses from computed tomography examinations in the Canadian province of Manitoba. *Radiat Prot Dosim* 2013;157:525-535
200. Etard C, Sinno-Tellier S, Empereur-Bissonnet P, Aubert B. French population exposure to ionizing radiation from diagnostic medical procedures in 2007. *Health Phys* 2012;102:670-679
201. European commission. European guidelines on quality criteria for computed tomography. Report EUR 16262 EN. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 1999
202. European commission. Radiation protection no 180. Diagnostic reference levels in thirty-six european countries. Part 2/2. Luxembourg: Publications Office of the European Union, 2014
203. Foley SJ, McEntee MF, Rainford LA. Establishment of CT diagnostic reference levels in Ireland. *Br J Radiol* 2012;85:1390-1397
204. Fukushima Y, Taketomi-Takahashi A, Nakajima T, Tsushima Y. Prefecture-wide multi-centre radiation dose survey as a useful tool for CT dose optimisation: Report of Gunma radiation dose study. *Radiat Prot Dosim* 2015;167:519-524
205. Galanski M, Nagel HD, Stamm G. CT-Expositionspraxis in der Bundesrepublik Deutschland. Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage im Jahre 1999. *Fortschr Röntgenstr* 2001;173:R1-R66
206. Galanski M, Nagel HD, Stamm G. CT-Expositionspraxis in der Bundesrepublik Deutschland. Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage im Jahre 1999. Zentralverband Elektrotechnik- und Elektronikindustrie e.V., Frankfurt, 2002
207. Girjoaba O, Cucu A. Romanian medical exposure to ionising radiation in 2012. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:137-140

208. Goddard CC, Al-Farsi A. Radiation doses from CT in the sultanate of Oman. *Br J Radiol* 1999;72:1073-1077
209. Gray JE, Archer BR, Butler PF, Hobbs BB, Mettler FA, Pizzatiello RJ, Schueler BA, Strauss KJ, Suleiman OH, Yaffe MJ. Reference values for diagnostic radiology: Application and impact. *Radiology* 2005;235:354-358
210. Hansen J, Jurik AG. Analysis of current practice of CT examinations. *Acta Oncologica* 2009;48:295-301
211. Hart D, Wall BF. Radiation exposure of the UK population from medical and dental X-ray examinations. NRPB-W4, Chilton, 2002
212. Hart D, Wall BF. UK population dose from medical X-ray examinations. *Eur J Radiol* 2004;50:285-291
213. Hart D, Wall BF, Shrimpton PC. Frequency and collective dose for medical and dental x-ray examinations in the UK, 2008. HPA-CRCE-012, 2008
214. Hatzioannou K, Papanastassiou E, Delichas M, Bousbouras P. A contribution to the establishment of diagnostic reference levels in CT. *Br J Radiol* 2003;76:541-545
215. Hausleiter J, Meyer T, Hermann F, Hadamitzky M, Krebs M, Gerber TC, McCollough C, Martinoff S, Kastrati A, Schöming A, Achenbach S. Estimated radiation dose associated with cardiac CT angiography. *JAMA* 2009;301:500-507
216. Hayton A, Wallace A, Marks P, Edmonds K, Tingey D, Johnston P, et al. Australian diagnostic reference levels for multi detector computed tomography. *Australas Phys Eng Sci Med* 2013;36:19-26
217. Hayton A, Wallace A, Marks P, Edmonds K, Tingey D, Johnston P. Australian per caput dose from diagnostic imaging and nuclear medicine. *Radiat Prot Dosim* 2013;156:445-450
218. Jahnens A, Järvinen H, Olerud H, Vassilieva J, Vogiatzi S, Shannoun F, Bly R. Analysis of factors correlating with medical radiological examination frequencies. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:133-136
219. Jessen KA, Christensen JJ, Jorgensen J, Petersen J, Sorensen EW. Determination of collective effective dose equivalent due to computed tomography in Denmark in 1989. *Radiat Prot Dosim* 1992;43:37-40
220. Kalmikov L, Pilipenko N, Korneeva V. Collective doses and radiation risks due to medical diagnostic exposures in Ukraine. *Radiat Prot Dosim* 1997;69:275-280
221. Kaul A, Bauer B, Bernhardt J, Nosske D, Veit R. Effective doses to members of the public from the diagnostic application of ionizing radiation in Germany. *Eur Radiol* 1997;7:1127-1132
222. Kharita MH, Khazzam S. Survey of patient dose in computed tomography in Syria 2009. *Radiat Prot Dosim* 2010;141:149-161
223. Kim MC, Han DK, Nam YC, Kim YM, Yoon J. Patient dose for computed tomography examination: Dose reference levels and effective doses based on a national survey of 2013 in Korea. *Radiat Prot Dosim* 2015;164:383-391
224. Kim YH, Choi JH, Kim CK, Kim JM, Kim SS, Oh YW, Lee CY, Kang DH, Lee YB, Cho PK, Kim HC, Kim CM. Patient dose measurements in diagnostic radiology procedures in Korea. *Radiat Prot Dosim* 2007;123:540-545
225. Kharuzhyk SA, Matskevich SA, Filjustin AE, Bogushevich EV, Ugolkova SA. Survey of computed tomography doses and establishment of national diagnostic reference levels in the republic of Belarus. *Radiat Prot Dosim* 2010;139:367-370
226. Korir GK, Wambani JS, Korir IK. Patient doses using multidetector computed tomography scanners in Kenya. *Radiat Prot Dosim* 2012;151:267-271
227. Kudler H, Nowotny R. Strahlendosismessung an 130 CT-Geräten in Österreich; Institut für Biomedizinische Technik und Physik, AKH Wien, 2002
228. Lajunen A. Indication-based diagnostic reference levels for adult CT examinations in Finland. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:95-97
229. Mafalanka F, Etard C, Rehel JL, Pesenti-Rossi D, Amrar-Vennier F, Baron N, Christiaens L, Convers-Domart R, Defez D, Douek P, Gaxotte V, Georges JL, Leygnac S, Ou P, Sablayrolles JL, Salvat C, Schouman-Claeys E, Sirol M, Aubert B. Establishment of diagnostic reference levels in cardiac CT in France: A need for patient dose optimisation. *Radiat Prot Dosim* 2015;164:116-119
230. Maruyama T, Kumamoto Y, Nody Y, Iwai K, Mase N, Nishizawa K, Furuya Y. Determinations of organ or tissue doses and collective dose equivalent from diagnostic x ray examinations in Japan. *Radiat Prot Dosim* 1992;43:213-216
231. McCollough CH. Diagnostic reference levels. *Imagewisely* 2010;11:1-6, www.imagewisely.org
232. Mettler FA, Thomadsen BR, Bhargavan M, Gilley DB, Gray JE, Lipoti JA, McCrohan J, Yoshizumi TT, Mahesh M. Medical radiation exposure in the U.S. 2006: Preliminary results. *Health Phys* 2008;95:502-507
233. Mettler FA, Bhargavan M, Faulkner K, Gilley DB, Gray JE, Ibbott GS, Lipoti JA, Mahesh M, McCrohan JL, Stabin MG, Thomadsen BR, Yoshizumi TT. Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: Frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources - 1950-2007. *Radiology* 2009; 253:520-531

234. Moorin RE, Gibson DAJ, Forsyth RK, Bulsara MK, Holman CDJ. Evaluating data capture methods for the establishment of diagnostic reference levels in CT scanning. *Eur J Radiol* 2014;83:329–337
235. Muhogora WE, Nyanda AM, Ngoye WM, Shao D. Radiation doses to patients during selected CT procedures at four hospitals in Tanzania. *Eur J Radiol* 2006;57:461–467
236. Muhogora WE, Ahmed NA, Beganovic A, Benider A, Ciraj-Bjelac O, Gershman V, Gershkevitch E, Grupetta E, Kharita MH, Manatrakul N, Milakovic M, Ohno K, Ben Omrane L, Ptacek J, Schandorf C, Shabaan MS, Stoyanov D, Touaoui N, Wambani JS, Rehani MM. Patient doses in CT examinations in 18 countries: Initial results from international atomic energy agency projects. *Radiat Prot Dosim* 2009;136:118–126
237. Ngaile JE, Msaki P, Kazema R. Current status of patient radiation doses from computed tomography examinations in Tanzania. *Radiat Prot Dosim* 2006;121:128–135
238. Ngaile JE, Msaki PK. Estimation of patient organ doses from CT examinations in Tanzania. *J Appl Clin Med Phys* 2006;7:80–94
239. Olerud HM. Analysis of factors influencing patient doses from CT in Norway. *Radiat Prot Dosim* 1997;71:123–133
240. Olerud HM, Saxeboel G. Diagnostic radiology in Norway from 1983 to 1993 - examination frequency and collective effective dose to patients. *Radiat Prot Dosim* 1997;74:247–260
241. Origgi D, Vigorito S, Villa G, Bellomi M, Tosi G. Survey of computed tomography techniques and absorbed dose in Italian hospitals: a comparison between two methods to estimate the dose-length product and the effective dose and to verify fulfillment of the diagnostic reference levels. *Eur Radiol* 2006;16:227–237
242. Padovani R, Quai E, de Guerrini F, Bregant P, Rocco G, Peterzol A, Moretti E. Valutazione della dose da esposizioni mediche alla popolazione del Friuli-Venezia Giulia. Report, Fisica Sanitaria, Ospedale S. Maria della Misericordia, Udine, 2003
243. Palorini F, Origgi D, Granata C, Matranga D, Salerno S. Adult exposures from MDCT including multiphase studies: First Italian nationwide survey. *Eur Radiol* 2014;24:469–483
244. Pantos I, Thalassinou S, Argentos S, Kelekis NL, Panayiotakis G, Efstathopoulos EP. Adult patient radiation doses from non-cardiac CT examinations: A review of published results. *Br J Radiol* 2011;84:293–303
245. Panzer W, Scheurer C, Drexler G, Regulla D. Feldstudie zur Ermittlung von Dosiswerten bei der Computertomographie. *Fortschr Röntgenstr* 1988;149:534–538
246. Papadimitriou D, Perris A, Manetou A, Molfetas M, Panagiotakis N, Lyra-Georgosopoulou M, Hourdakis K, Kottou S, Tosi G, Origgi D, Vigorito S. A survey of 14 computed tomography scanners in greece and 32 scanners in italy. Examination frequencies, dose reference values, effective doses and doses to organs. *Radiat Prot Dosim* 2003;104:47–53
247. Perris A, Hourdakis C, Manetou A, Iordanou I, Lyra M. Examination frequencies and patient doses from computed tomography examinations in the area of Athens, Greece. *Health Phys* 1999;77:192–195
248. Poletti JL. Patient doses from CT in New Zealand and a simple method for estimating effective dose. *Br J Radiol* 1996;69:432–436
249. Qurashi AA, Rainford LA, Foley SJ. Establishment of diagnostic reference levels for CT trunk examinations in the western region of Saudi Arabia. *Radiat Prot Dosim* 2015;167:569–575
250. Regulla D, Griebel J, Noßke D, Bauer B, Brix G. Erfassung und Bewertung der Patientenexposition in der diagnostischen Radiologie und Nuklearmedizin. *Z Med Phys* 2003;13:127–135
251. Regulla DF, Eder H. Patient exposure in medical x-ray imaging in Europe. *Radiat Prot Dosim* 2005;114:11–25
252. Rehani MM. Dose surveys and DRLs: Critical look and way forward. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:67–69
253. Rehani MM. Limitations of diagnostic reference level (DRL) and introduction of acceptable quality dose (AQD). *Br J Radiol* 2015;88:20140344
254. Roch P, Aubert B. French diagnostic reference levels in diagnostic radiology, computed tomography and nuclear medicine: 2004–2008 review. *Radiat Prot Dosim* 2013;154:52–75
255. Samara ET, Aroua A, Bochud FO, Ott B, Theiler T, Treier R, Trueb PR, Vader JP, Verdun FR. Exposure of the Swiss population by medical x-rays: 2008 review. *Health Phys* 2012;102:263–270
256. Scanff P, Donadieu J, Pirard P, Aubert B. Population exposure to ionizing radiation from medical examinations in France. *Br J Radiol* 2008;81:204–213
257. Seidenbusch MC. Evaluierung neuer CT-Techniken und Bestimmung der mit ihnen erzielten Strahlenreduktion bei verschiedenen CT-Betreibern in Deutschland. Abschlußbericht zum BfS-Forschungsprojekt BfS AG-F3 – 0803 / 3613S20025, 2015
258. Seidenbusch MC in: Bundesamt für Strahlenschutz. Strahlenschutz – Programmreport 2015. Bericht über das vom Bundesamt für Strahlenschutz fachlich begleitete und administrativ umgesetzte Forschungspro-

- gramm Strahlenschutz des Bundesministeriums für Umwelt, Naturschutz, Bau und Reaktorsicherheit. Programmreport BfS-SCHR-59/16;2016:24-30, urn:nbn:de:0221-2016080114068
259. Shannoun F, Zeeb H, Back B, Blettner M. Medical exposure of the population from diagnostic use of ionizing radiation in Luxembourg between 1994 and 2002. *Health Phys* 2006;91:154-162
260. Shrimpton PC, Jessen KA, Gelejns J, Panzer W, Tosi G. Reference doses in computed tomography. *Radiat Prot Dosim* 1998;80:55-59
261. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M. National survey of doses from CT in the UK: 2003. *Br J Radiol* 2006;79:968-980
262. Simantirakis G, Hourdakis CJ, Economides S, Dimitriou P. Image quality and patient dose in computed tomography examinations in Greece. *Radiat Prot Dosim* 2011;147:129-132
263. Simantirakis G, Hourdakis CJ, Economides S, Kaisas I, Kalathaki M, Koukorava C, Manousaridis G, Pafilis C, Tritakis P, Vogiatzi S, Kamenopoulou V, Dimitriou P. Diagnostic reference levels and patient doses in computed tomography examinations in Greece. *Radiat Prot Dosim* 2015;163:319-324
264. Smith-Bindman R, Miglioretti DL, Johnson E, Lee C, Spencer Feigelson H, Flynn M, Greenlee RT, Kruger RL, Hornbrook MC, Roblin D, Solberg LI, Vanneman N, Weinmann S, Williams AE. Use of diagnostic imaging studies and associated radiation exposure for patients enrolled in large integrated health care systems, 1996-2010. *JAMA* 2012;307:2400-2409
265. Smith-Bindman R, Moghadassi M, Wilson N, Nelson TR, Boone JM, Cagnon CH, Gould R, Hall DJ, Krishnam M, Lamba R, McNitt-Gray M, Seibert A, Miglioretti DL. Radiation doses in consecutive CT examinations from five University of California medical centers. *Radiology* 2015;277:134-141
266. Stadnyk L, Shalopa O, Nosyk O. Collective effective dose from diagnostic radiology in Ukraine. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:146-149
267. Staniszewska MA. Evaluation of patient exposure in computerised tomogram in Poland. *Radiat Prot Dosim* 2002;98:437-440
268. Suliman II, Ibraheem SB, Youssif BE, Abdelgabar MI, Gafar R, Elshiekh E, Ahmed NA, Sulieman A. Examination frequency and population dose from medical x-ray examinations in Sudan in 2010. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:141-145
269. Sutton DG, McVey S, Gentle D, Hince AJ, MacDonald N, McCallum S. CT chest abdomen pelvis doses in Scotland: Has the DRL had its day? *Br J Radiol* 2014;87:20140157
270. Szendrő G, Axelsson B, Leitz W. Computed tomography practice in Sweden. Quality control, techniques, and patient dose. *Radiat Prot Dosim* 1995;57:469-473
271. Tack D, Jahnens A, Kohler S, Harpes N, De Maertelaer V, Back C, Gevenois PA. Multidetector CT radiation dose optimisation in adults: Short- and long-term effects of a clinical audit. *Eur Radiol* 2014;24:169-175
272. Teles P, de Sousa MC, Paulo G, Santos J, Pascoal A, Cardoso G, Lanca I, Matela N, Janeiro L, Sousa P, Carvoeiras P, Parafita R, Santos AI, Simaozinho P, Vaz P. Estimation of the collective dose in the Portuguese population due to medical procedures in 2010. *Radiat Prot Dosim* 2013;154:446-458
273. Treier R, Aroua A, Verdun FR, Samara E, Stuessi A, Trueb PR. Patient doses in CT examinations in Switzerland: Implementation of national diagnostic reference levels. *Radiat Prot Dosim* 2010;142:244-254
274. Tsai HY, Tung CJ, Yu CC, Tyan YS. Survey of computed tomography scanners in Taiwan: Dose descriptors, dose guidance levels, and effective doses. *Med Phys* 2007;34:1234-1243
275. Tsapaki V, Aldrich JE, Sharma R, Staniszewska MA, Krisanachinda A, Rehani M, Hufton A, Triantopoulou C, Maniatis PN, Papailiou J, Prokop M. Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: Diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT - IAEA-coordinated research project. *Radiology* 2006;240:828-834
276. Van Unnik JG, Broerse JJ, Gleijns J, Jansen JTM, Zoetelief J, Zweers D. Survey of CT techniques and absorbed dose in various Dutch hospitals. *Br J Radiol* 1997;70:367-371
277. Veit R, Bauer B, Bernhardt HJ, Lechel U. Proposed procedure for the establishment of diagnostic reference levels in Germany. *Radiat Prot Dosim* 1998;80:117-120
278. Wade JP, Weyman JC, Goldstone KE. CT standard protocols are of limited value in assessing actual patient dose. *Br J Radiol* 1997;70:1146-1151
279. Wall BF, Hart D. Revised radiation doses for typical x-ray examinations. Report on a recent review of doses to patients from medical x-ray examinations in the UK by NRPB. *Br J Radiol* 1997;70:437-439
280. Yates J, Pike LC, Goldstone KE. Effect of multislice scanners on patient dose from routine CT examinations in East Anglia. *Br J Radiol* 2004;77:472-478
281. Zarb F, McEntee M, Rainford L. Maltese CT doses for commonly performed examinations demonstrate alignment with published DRLs across Europe. *Radiat Prot Dosim* 2012;150:198-206

282. Zenone F, Aimonetto F, Catuzzo P, Peruzzo Cornetto A, Marchisio P, Natrella M, Rosano AM, Meloni T, Pasquino M, Tofani S. Effective dose delivered by conventional radiology to Aosta Valley population between 2002 and 2009. *Br J Radiol* 2012;85:e330–e338
283. Zoetelief J, Geleijns J, Kicken PJH, Thijssen MAO, van Unnik JG. Diagnostic reference levels derived from recent surveys on patient dose for various types of radiological examination in the Netherlands. *Radiat Prot Dosim* 1998;80:109–114

6.7.4. Übersichten über CT-Untersuchungsverfahren

284. Bahadori A, Miglioretti D, Kruger R, Flynn M, Weinmann S, Smith-Bindman R, Lee C. Calculation of organ doses for a large number of patients undergoing CT examinations. *AJR* 2015;205:827–833
285. Brix G, Lechel U, Nekolla E, Griebel J, Becker C. Radiation protection issues in dynamic contrast-enhanced (perfusion) computed tomography. *Eur J Radiol* 2015;84:2347–2358
286. Brix G, Lechel U, Veit R, Truckenbrodt R, Stamm G, Coppenrath EM, Griebel J, Nagel HD. Assessment of a theoretical formalism for dose estimation in CT: an anthropomorphic phantom study. *Eur Radiol* 2004;14:1275–1284
287. Catuzzo P, Aimonetto S, Zenone F, Fanelli G, Marchisio P, Meloni T, Pasquino M, Tofani S. Population exposure to ionising radiation from CT examinations in Aosta Valley between 2001 and 2008. *Br J Radiol* 2010;83:1042–1051
288. M, Poll LW, Puettmann C, Ewen K, Saleh A, Mödder U. Effective doses in standard protocols for multi slice CT scanning. *Eur Radiol* 2003;13:1148–1153
289. Ewen K, Steiner H, Jungblut R, Günther D, Schoppe WD. Die Bestimmung von Organdosen bei Röntgenaufnahmen und computertomographischen Untersuchungen sowie die Berechnung der somatisch signifikanten Dosisindizes. *Fortschr Röntgenstr* 1980;133:425–429
290. Faulkner M, Moores BM. Radiation dose and somatic risk from computed tomography. *Acta Radiol* 1987;28:483–488
291. Geleijns J, Van Unnik JG, Zoetelief J, Zweers D, Broerse JJ. Comparison of two methods for assessing patient dose from computed tomography. *Br J Radiol* 1994;67:360–365
292. Geleijns J, Broerse JJ, Zoetelief J, Zweers D, Van Unnik JG. Patient dose and image quality for computed tomography in several Dutch hospitals. *Radiat Prot Dosim* 2005;57:129–133
293. Giacomuzzi SM, Torbica P, Rieger M, Lottersberger C, Peer S, Perkmann R, Buchberger W, Bale R, Mallouhi A, Jaschke W. Untersuchungen zur Strahlenexposition bei der Einzelschicht- und Mehrschicht-Spiral-CT (eine Phantom-Studie). *Fortschr Röntgenstr* 2001;173:643–649
294. Goh V, Dattani M, Farwell J, Shekhdar J, Tam E, Patel S, Jutla J, Simcock I, Stirling J, Mandeville H, Aird E, Hoskin P. Radiation dose from volumetric helical perfusion CT of the thorax, abdomen or pelvis. *Eur Radiol* 2011;21:974–981
295. Gosch D, Kloepfel R, Lieberenz S, Schulz HG. Radiation exposure in computed tomography. *Radiat Prot Dosim* 1998;80:167–169
296. Griglock TM, Sinclair L, Mench A, Cormack B, Bidari S, Rill L, Arreola M. Determining organ doses from CT with direct measurements in postmortem subjects: Part 1 - methodology and validation. *Radiology* 2015;277:463–470
297. Groves AM, Owen KE, Courtney HM, Yates SJ, Goldstone KE, Blake GM, Dixon AK. 16-detector multislice CT: Dosimetry estimation by TLD Measurement compared with Monte Carlo simulation. *Br J Radiol* 2004;77:662–665
298. Héliou R, Normandeau L, Beaudoin G. Towards dose reduction in CT: Patient radiation dose assessment for CT examinations at university health center in Canada and comparison with national diagnostic reference levels. *Radiat Prot Dosim* 2012;148:202–210
299. Hidajat N, Vogl T, Schröder RJ, Felix R. Berechnete Organdosen und effektive Dosis für die computertomographische Untersuchung des Thorax und des Abdomens: Sind diese Dosen realistisch? *Fortschr Röntgenstr* 1996;164:382–387
300. Hidajat N, Wolf M, Felix R. Physical dose quantities in computed tomography - how effective for describing the patient dose and the radiation risk? *Radiat Prot Dosim* 1998;80:171–174
301. Hidajat N, Mäurer J, Schröder RJ, Nunnemann A, Wolf M, Pauli K, Felix R. Relationships between physical dose quantities and patient dose in CT. *Br J Radiol* 1999;72:556–561
302. Hidajat N, Wolf M, Nunnemann A, Liersch P, Gebauer B, Teichgräber U, Schröder RJ, Felix R. Survey of conventional and spiral CT doses. *Radiology* 2001;218:395–401
303. Huda W. Is energy imparted a good measure of the radiation risk associated with CT examinations? *Phys Med Biol* 1984;29:1137–1142
304. Huda W, Sandison GA, Lee TY. Patient doses from computed tomography in Manitoba from 1977 to 1987. *Br J Radiol* 1989;62:138–144

305. Hurwitz LM, Yoshizumi TT, Reiman RE, Paulson EK, Frush DP, Nguyen GT, Toncheva GI, Goodman PC. Radiation dose to the female breast from 16-MDCT body protocols. *AJR* 2006;186:1718–1722
306. Imhof I, Schibany N, Ba-Ssalamah A, Czerny C, Hojreh A, Kainberger F, Krestan C, Kudler H, Nöbauer I, Nowotny R. Spiral CT and radiation dose. *Eur J Radiol* 2003;47:29–37
307. Kato K, Antoku S, Sawada S, Wada T, Russell WJ. Organ doses to atomic bomb survivors during photo-fluorography, fluoroscopy and computed tomography. *Br J Radiol* 1991;64:728–733
308. Kawaura C, Aoyama T, Koyama S, Achiwa M, Mori M. Organ and effective dose evaluation in diagnostic radiology based on in-phantom dose measurements with novel photodiode-dosemeters. *Radiat Prot Dosim* 2006;118:421–430
309. Kim MC, Han DK, Kim YM, Lim CH, Yeon KJ, Yoon J. Radiation exposure in multidetector CT: Dose comparison between late 1990s and early 2010s in Korea. *Radiat Prot Dosim* 2013;156:429–435
310. Langkowski JH, Pogoda P, Hess A. Untersuchungen zur Strahlenexposition der CT-Diagnostik mit der Standard- und Spiraltechnik. *Fortschr Röntgenstr* 1994;161:3–11
311. Loose RW, Popp U, Wucherer M, Adamus R. Medizinische Strahlenexposition und ihre Rechtfertigung an einem Großklinikum: Vergleich von strahlungs- und krankheitsbedingtem Risiko (Medical radiation exposure and justification at a large teaching hospital: Comparison of radiation-related and disease-related risks). *Fortschr Röntgenstr* 2010;182:66–70
312. MacGregor K, Li I, Dowdell T, Gray BG. Identifying institutional diagnostic reference levels for CT with radiation dose index monitoring software. *Radiology* 2015;276:507–517
313. Matsubara K, Koshida K, Suzuki M, Shimono T, Yamamoto T, Matsui O. Effective dose evaluation of multidetector CT examinations: Influence of the ICRP recommendation in 2007. *Eur Radiol* 2009;19:2855–2861
314. Nishizawa K, Maruyama T, Iwata T, Furuya Y, Hashizume T. Estimation of stochastic risk from computed tomographic examinations in Japan. 2. Organ or tissue doses by computed tomographic examinations. *Nippon Acta Radiol* 1981;41:242–249
315. Nishizawa K, Maruyama T, Takayama M, Okada M, Hachiya JI, Furuya Y. Determinations of organ doses and effective dose equivalents from computed tomographic examination. *Br J Radiol* 1991;64:20–28
316. Salminen E, Niinivirta H, Kulmala J, Määttänen H, Järvinen H. Radiation dose estimation in computed tomography examinations using NRPB-SR250 software in a retrospective analysis of a patient population. *Radiat Prot Dosim* 2012;152:328–333
317. Salvadó M, López M, Morant JJ, Calzado A. Monte Carlo calculation of radiation dose in CT examinations using phantom and patient tomographic models. *Radiat Prot Dosim* 2005;114:364–368
318. Tsapaki V, Kottou S, Papadimitriou D. Application of European Commission reference dose levels in CT examinations in Crete, Greece. *Br J Radiol* 2001;74:836–840
319. Van der Molen AJ, Veldkamp WJH, Geleijns J. 16-slice CT: Achievable effective doses of common protocols in comparison with recent CT dose surveys. *Br J Radiol* 2007;80:248–255
320. Wedegärtner U, Thurmann A, Schmidt R, Adam G. Strahlenexposition bei der Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT) von Kopf, Mittelgesicht und Beckenskelett: Vergleich mit dem Einzeilen-Spiral-CT (SSCT) [Radiation exposure of the head, midface and pelvis in multi-slice CT (MSCT): Comparison with single-slice CT (SSCT)]. *Fortschr Röntgenstr* 2003;175:234–238

6.7.5. Übersichten über CT-Scanner und Institutionen

321. Jaffe TA, Hoang JK, Yoshizumi TT, Toncheva G, Lowry C, Ravin C. Radiation dose for routine clinical adult brain CT: Variability on different scanners at one institution. *AJR* 2010;195:433–438
322. Koller CJ, Eatough JP, Bettridge A. Variations in radiation dose between the same model of multislice CT scanner at different hospitals. *Br J Radiol* 2003;76:798–802
323. Livingstone RS, Dinakaran PM. Regional survey of CT dose indices in India. *Radiat Prot Dosim* 2009;136:222–227
324. Rothenberg LN, Pentlow KS. Radiation dose in CT. *RadioGraphics* 1992;12:1225–1243
325. Scheck RJ, Coppenrath EM, Kellner MW, Lehmann KJ, Rock C, Rieger J, Rothmeier L, Schweden F, Bäuml LL, Hahn K. Radiation dose and image quality in spiral computed tomography: Multicenter evaluation at six institutions. *Br J Radiol* 1998;71:734–744
326. Scheck RJ, Coppenrath EM, Bäuml A, Hahn K. Radiation dose and image quality in spiral computed tomography: Results of a multicentre study at eight radiological institutions. *Radiat Prot Dosim* 1998;80:283–286
327. Scheck RJ, Coppenrath EM, Kellner MW, Lehmann KJ, Mayer M, Rock C, Rieger J, Rothmeier L, Schweden F, Sokiranski R, Bäuml A, Hahn K. Dosismessung für Einzelschicht- I und Spiralmodus bei 8 Spiral-CT-Scannern der neuesten Generation. *Fortschr Röntgenstr* 1998;168:562–566
328. Shrimpton PC, Edyvean S. CT scanner dosimetry. *Br J Radiol* 1998;71:1–3

- 329. Shrimpton PC, Jones DG. Normalised organ doses for x ray computed tomography calculated using Monte Carlo techniques and a mathematical anthropomorphic phantom. *Radiat Prot Dosim* 1993;49:241-243
- 330. Slusarczyk-Kacprzyk W, Skrzynski W, Fabiszewska E, Bulski W. Quality control and patient doses in x-ray computed tomography. *Radiat Prot Dosim* 2011;147:126-128
- 331. Stratis A, Molfetas M, Panagiotakis N, Louizi A, Kottou S. Accuracy of CT dose monitor values: A multicentric study. *Radiat Prot Dosim* 2014;158:285-289
- 332. Toth TL. Dose reduction opportunities for CT scanners. *Pediatr Radiol* 2002;32:261-267
- 333. Verdun FR, Meuli RA, Bucher G, Noel A, Stines J, Schnyder P, Valley JF. Dose and image quality characterisation of CT units. *Radiat Prot Dosim* 2000;90:193-196
- 334. Wall BF, Green DAC, Veerappan R. The radiation dose to patients from EMI brain and body scanners. *Brit J Radiol* 1979;52:189-196

6.7.6. Multi-Slice-CT

- 335. Brix G, Nagel HD, Stamm G, Veit R, Lechel U, Griebel J, Galanski M. Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: Results of a nation-wide survey. *Eur Radiol* 2003;13:1979-1991
- 336. Dawson P. Patient dose in multislice CT: why is it increasing and does it matter? *Br J Radiol* 2004;77:S10-S13
- 337. Golding SJ. Multi-slice computed tomography (MSCT): The dose challenge of the new revolution. *Radiat Prot Dosim* 2005;114:303-307
- 338. Harrieler A, Geyer LL, Körner M, Deak Z, Wirth S, Reiser M, Linsenmaier U. Evaluation of radiation dose in 64-row whole-body CT of multiple injured patients compared to 4-row CT. *Fortschr Röntgenstr* 2012;184:443-449
- 339. Jhaveri KS, Saini S, Levine LA, Piazzo DJ, Doncaster RJ, Halpern EF, Jordan PF, Thrall JH. Effect of multislice CT technology on scanner productivity. *AJR* 2001;177:769-772
- 340. McCollough CH, Zink FE. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med Phys* 1999;26:2223-2230
- 341. Moore WH, Bonvento M, Olivieri-Fitt R. Comparison of MDCT radiation dose: A phantom study. *AJR* 2006;187:W498-W502
- 342. Mori S, Endo M, Nishizawa K, Murase K, Fujiwara H, Tanada S. Comparison of patient doses in 256-slice CT and 16-slice CT scanners. *Br J Radiol* 2006;79:56-61
- 343. Paul J, Schell B, Kerl JM, Maentele W, Vogl TJ, Bauer RW. Effect of contrast material on image noise and radiation dose in adult chest computed tomography using automatic exposure control: A comparative study between 16-, 64- and 128-slice CT. *Eur J Radiol* 2011;79:e128-e132

6.7.7. CT-Untersuchungen

6.7.7.1. Schädel

- 344. Damet D, Sans-Merce M, Miéville F, Becker M, Poletti PA, Verdun FR, Baechler S. Comparison of organ doses and image quality between CT and flat panel XPERCT scans in wrist and inner ear examinations. *Radiat Prot Dosim* 2010;139:164-168
- 345. Garba I, Engel-Hills P, Davidson F, Tabari AM. Computed tomography dose index for head CT in northern Nigeria. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:98-101
- 346. Gündoglu S, Mahmetyazicioglu K, Özdemir H, Savranlar A, Asil K. Assessment of image quality of a standard and three dose-reducing protocols in adult cranial CT. *Eur Radiol* 2005;15:1959-1968
- 347. Hobday P, Parker RP. Radiation exposure to the patient in computerized tomography. *Br J Radiol* 1978;51:925-926
- 348. Horsley RJ, Peters VG. Radiation exposure from EMI scanner - multiple scans. *Br J Radiol* 1976;49:810-811
- 349. Hsu PC, Wenig PS, Su LN. Exposure to gonads and eyes due to computerized tomography for brain scanning. *Radiat Prot Dosim* 1986;15:51-55
- 350. MacLennan AC. Radiation dose to the lens from CT of petrous bones. *Br J Radiol* 1995;68:1136-1137
- 351. MacLennan AC. Radiation dose to the lens from CT brain scans in general radiology departments. *Br J Radiol* 1995;68:219-220
- 352. MacLennan AC, Hadley DM. Radiation dose to the lens from computed tomography scanning in a neuroradiology department. *Br J Radiol* 1995;68:19-22
- 353. Moseley IF, Zilkha E. Considerations of radiation dose in the management of intracranial abscesses by computed tomography. *Brit J Radiol* 1984;57:303-307
- 354. Nemec HW, Roth J. Über die Strahlenbelastung des Kopfes, insbesondere der Augenlinsen, bei der axialen Tomographie mit dem EMI-Scanner. *Fortschr Röntgenstr* 1976;124:526-530

355. Plattfaut G, Ewen K. Die Bestimmung der Integraldosen bei konventionellen Röntgenuntersuchungen und Computertomographien des Schädels. *Fortschr Röntgenstr* 1987;146:455-459
356. Schmidt T, Pauly H, Hasl G. Die Integraldosis bei der Computertomographie des Schädels. *Fortschr Röntgenstr* 1982;136:157-165
357. Schneider G, Sager WD, Spreizer H. Strahlenbelastung der Orbita bei der Computertomographie mit dem EMI-Scanner CT 1010. *Fortschr Röntgenstr* 1978;128:687-690
358. Seifert H, Blab G, Leetz KH, Voges M. The radiation exposure of the patient from stable-xenon computed tomography. *Br J Radiol* 1995;68:301-305
359. Seifert H, Hagen T, Bartylla K, Blaß G, Piepgas U. Patient doses from standard and spiral CT of the head using a fast twin-beam system. *Br J Radiol* 1997;70:1139-1145
360. Smith A, Shah GA, Kron T. Variation of patient dose in head CT. *Br J Radiol* 1998;71:1296-1301
361. Staniszewska MA, Obrzut M, Rybka K. Phantom studies for possible dose reduction in CT head procedures. *Radiat Prot Dosim* 2005;114:326-331
362. Struffert T, Hauer M, Banckwitz R, Köhler C, Royalty K, Doerfler A. Effective dose to patient measurements in flat-detector and multislice computed tomography: A comparison of applications in neuroradiology. *Eur Radiol* 2014;24:1257-1265
363. Trefler M, Haughton VM. Patient dose and image quality in computed tomography. *AJR* 1981;187:25-27
364. Tweed JJ, Davies L, Faulkner K, Rawlings DJ, Forster E. Patient dose and associated risk due to radiological investigation of the internal auditory meatus. *Brit J Radiol* 1991; 64: 447-451
365. Vekic B, Ranogajec-Komor M. Determination of patient surface doses from computerised tomography examination of the head. *Radiat Prot Dosim* 1996;66:311-314

6.7.7.2. Nasennebenhöhlen

366. Czechowski J, Janeczek J, Kelly G, Johansen J. Radiation dose to the lens in sequential and spiral CT of the facial bones and sinuses. *Eur Radiol* 2001;11:711-713
367. Dammann F, Momino-Traserra E, Remy C, Pereira PL, Baumann I, Koitschev A, Claussen CD. Strahlenexposition bei der Spiral-CT der Nasennebenhöhlen. *Fortschr Röntgenstr* 2000;172:232-237
368. De Cock J, Zanca F, Pauwels JCR, Hermans R. A comparative study for image quality and radiation dose of a cone beam computed tomography scanner and a multislice computed tomography scanner for paranasal sinus imaging. *Eur Radiol* 2015;25:1891-1900
369. Sohaib SA, Peppercorn PD, Horrocks JA, Keene MH, Kenyon GS, Reznek MH. The effect of decreasing mAs on image quality and patient dose in sinus CT. *Br J Radiol* 2001;74:157-161
370. Tack D, Widelec J, De Maertelaer V, Bailly JM, Delcour C, Gevenois PA. Comparison between low-dose and standard-dose multidetector CT in patients with suspected chronic sinusitis. *AJR* 2003;181:939-944
371. Zammit-Maempel I, Chadwick CL, Willis SP. Radiation dose to the lens of eye and thyroid gland in paranasal sinus multislice CT. *Br J Radiol* 2003;76:418-420

6.7.7.3. Hals

372. Bodelle B, Beeres M, Scheithauer S, Wichmann JL, Nour-Eldin A, Vogl TJ, Schulz B. Automated tube potential selection as a method of dose reduction for CT of the neck: First clinical results. *AJR* 2015; 204:1049-1054
373. Huda W, Spampinato MV, Tipnis SV, Magill D. Computation of thyroid doses and carcinogenic radiation risks to patients undergoing neck ct examinations. *Radiat Prot Dosim* 2013;156:436-444
374. Mueck FG, Roesch S, Geyer L, Scherr M, Seidenbusch M, Stahl R, Deak Z, Wirth S. Emergency CT head and neck imaging: effects of swimmer's position on dose and image quality. *Eur Radiol* 2014;24:969-979
375. Tipnis SV, Spampinato MV, Hungerford J, Huda W. Thyroid doses and risks to adult patients undergoing neck CT examinations. *AJR* 2015;204:1064-1068

6.7.7.4. Thorax

376. Beeres M, Wichmann JL, Paul J, Mbalisike E, Elsabaie M, Vogl TJ, Nour-Eldin NEA. CT chest and gantry rotation time: Does the rotation time influence image quality? *Acta Radiol* 2015;56:950-954
377. Das M, Mahnken AH, Mühlenbruch G, Stargardt A, Wei C, Sennst DA, Flohr TG, Günther RW, Wildberger JE. Individually adapted examination protocols for reduction of radiation exposure for 16-MDCT chest examinations. *AJR* 2005;184:1437-1443
378. Durmus T, Rogalla P, Lembcke A, Mühler MR, Hamm B, Hein PA. Low-dose triple-rule-out using 320-row-detector volume MDCT – less contrast medium and lower radiation exposure. *Eur Radiol* 2011;21:1416-1423
379. Hall JL, Navarrete JL, Surprenant E, Sklansky J, Eisenman JI. Technical Note: A new TLD-phantom measurement system for determining dose distribution levels in the right and left breast from spiral CT chest imaging. *J Appl Clin Med Phys* 2002;3:324-327

380. Huda W, Scalzetti EM, Roskopf M. Effective doses to patients undergoing thoracic computed tomography examinations. *Med Phys* 2000;27:838-844
381. Huda W, Sterzik A, Tipnis S, Schoepf UJ. Organ doses to adult patients for chest CT. *Med Phys* 2010;37:842-847
382. Kubo T, Lin PJP, Stiller W, Takahashi M, Kauczor HU, Ohno Y, Hatabu H. Radiation dose reduction in chest CT: A review. *AJR* 2008;190:335-343
383. Kubo T, Ohno Y, Kauczor HU, Hatabu H. Radiation dose reduction in chest CT – review of available options. *Eur J Radiol* 2014;83:1953-1961
384. Larke FJ, Kruger RL, Cagnon CH, Flynn MJ, McNitt-Gray MM, Wu X, Judy PF, Cody DD. Estimated radiation dose associated with low-dose chest CT of average-size participants in the national lung screening trial. *AJR* 2011;197:1165-1169
385. Mascalchi M, Mazzoni LN, Falchini M, Belli G, Picozzi G, Merlini V, Vella A, Diciotti S, Falaschi F, Lopes Pegna A, Paci E. Dose exposure in the ITALUNG trial of lung cancer screening with low-dose CT. *Br J Radiol* 2012;85:1134-1139
386. Mayo JR, Jackson SA, Müller NL. High-resolution CT of the chest: Radiation dose. *AJR* 1993;160:479-481
387. Mayo JR, Hartman TE, Lee KS, Primack SL, Vedal S, Müller NL. CT of the chest: Minimal tube current required for good image quality with the least radiation dose. *AJR* 1995;64:603-607
388. Mayo JR, Aldrich J, Müller NL. Radiation exposure at chest CT: A statement of the Fleischner Society. *Radiology* 2003; 228:15-21
389. Nitta N, Takahashi M, Murata K, Morita R. Ultra low-dose helical CT of the chest. *AJR* 1998;171:383-385
390. Peng G, Zeng Y, Luo T, Zhao F, Peng S, You R, Tan H, Liu X, Wang W. Organ dose evaluation for multi-slice spiral CT scans based on China Sichuan chest anthropomorphic phantom measurements. *Radiat Prot Dosim* 2012;150:292-297
391. Prasad SR, Wittram C, Shepard JA, McLoud T, Rhea J. Standard-dose and 50%-reduced-dose chest CT: Comparing the effect on image quality. *AJR* 2002;179:461-465
392. Ravenel JG, Scalzetti EM, Huda W, Garrisi W. Radiation exposure and image quality in chest CT examinations. *AJR* 2001;177:279-284
393. Singh S, Digumarthy SR, Back A, Shepard JA, Kalra MK. Radiation dose reduction for chest CT with non-linear adaptive filters. *Acta Radiol* 2013;54:169-174
394. Yamamura J, Wildberger JE, Nagel HD, Dichtl D, Adam G, Wedegärtner U. High-Resolution-MSCT-Thoraxuntersuchungen zur Infiltratsuche: Untersuchung einer Dosisreduktion bei immunsupprimierten Patienten [Dose reduction in high-resolution MSCT examinations of the chest for early detection of pneumonia in immunocompromised patients]. *Fortschr Röntgenstr* 2009;181:549-555

6.7.7.5. Abdomen

395. Bazeed MF, Fooshang FF, Ahmed MA. Low-radiation-dose dual-phase MDCT protocol with split contrast media dose and time optimization: protocol design for renal donors evaluation. *Acta Radiol* 2011;52:927-932
396. Dahlman P, Jangland L, Segelsjö M, Magnusson A. Optimization of computed tomography urography protocol, 1997 to 2008: Effects on radiation dose. *Acta Radiol* 2009;50:446-454
397. Fält T, Söderberg M, Hörberg L, Carlgren I, Leander P. Seesaw balancing radiation dose and IV contrast dose: Evaluation of a new abdominal CT protocol for reducing age-specific risk. *AJR* 2013;200:383-388
398. Herts BR, Baker ME, Obuchowski N, Primak A, Schneider E, Rhana H, Dong F. Dose reduction for abdominal and pelvic MDCT after change to graduated weight-based protocol for selecting quality reference tube current, peak kilovoltage, and slice collimation. *AJR* 2013;200:1298-1303
399. Hough DM, Fletcher JG, Grant KL, Fidler JL, Yu L, Geske JR, Carter RE, Raupach R, Schmidt B, Flohr T, McCollough CH. Lowering kilovoltage to reduce radiation dose in contrast-enhanced abdominal CT: Initial assessment of a prototype automated kilovoltage selection tool. *AJR* 2012;199:1070-1077
400. Hwang SH, You JS, Song MK, Choi JY, Kim MJ, Chung YE. Comparison of diagnostic performance between single and multiphasic contrast-enhanced abdominopelvic computed tomography in patients admitted to the emergency department with abdominal pain: Potential radiation dose reduction. *Eur Radiol* 2015;25:1048-1058
401. Jaffe TA, Gaca AM, Delaney S, Yoshizumi TT, Toncheva G, Nguyen G, Flush DP. Radiation doses from small-bowel follow-through and abdominopelvic MDCT in Crohn's disease. *AJR* 2007;189:1015-1022
402. Kambadakone AR, Prakash P, Hahn PF, Sahan DV. Low-dose CT examinations in Crohn's disease: Impact on image quality, diagnostic performance, and radiation dose. *AJR* 2010;195:78-88

403. Kambadakone AR, Sharma A, Catalano OA, Hahn PF, Sahani DV. Protocol modifications for CT perfusion (CTp) examinations of abdomen-pelvic tumors: Impact on radiation dose and data processing time. *Eur Radiol* 2011;21:1293–1300
404. Takeuchi M, Kawai T, Ito M, Ogawa M, Ohashi K, Hara M, Shibamoto Y. Split-bolus CT-urography using dual-energy CT: Feasibility, image quality and dose reduction. *Eur J Radiol* 2012;81:3160–3165
405. Weßling J, Fischbach R, Ludwig K, Juergens KU, Schaller S, Fallenberg EM, Lenzen H, Heindel W. Mehrschicht-Spiral-CT bei onkologischen Patienten: Einfluss von Tischvorschub und Detektorkonfiguration auf Bildqualität und Strahlenexposition. *Fortschr Röntgenstr* 2001;173:373–378
406. Wessling J, Esseling R, Raupach R, Fockenberg S, Osada N, Gerß J, Heindel W, Fischbach R. The effect of dose reduction and feasibility of edge-preserving noise reduction on the detection of liver lesions using MSCT. *Eur Radiol* 2007;17:1885–1891

6.7.7.6. Becken

407. Gurung J, Khan MF, Maataoui A, Herzog C, Bux R, Bratzke H, Ackermann H, Vogl TJ. Multislice CT of the pelvis: Dose reduction with regard to image quality using 16-row CT. *Eur Radiol* 2005;15:1898–1905
408. Jurik AG, Jensen LC, Hansen J. Total effective radiation dose from spiral ct and conventional radiography of the pelvis with regard to fracture classification. *Acta Radiol* 1996;37:651–654
409. Jurik AG, Hansen J, Puhakka KB. Effective radiation dose from semicoronal CT of the sacroiliac joints in comparison with axial CT and conventional radiography. *Eur Radiol* 2002;12:2820–2825
410. Wedegärtner U, Lorenzen M, Lorenzen J, Nolte-Ernsting C, Weber C, Dieckmann C, Cramer M, Schoder V, Adam G. Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT) des Beckenskelettes: Dosisoptimierung unter Berücksichtigung der Bildqualität [Multislice CT oft the pelvis: Dose reduction with regard to image quality]. *Fortschr Röntgenstr* 2004;176:106–112

6.7.7.7. Ganzkörper

411. Furtado CD, Aguirre DA, Sirlin CB, Dang D, Stamato SK, Lee P, Sani F, Brown MA, Levin DL, Casola G. Whole-body CT screening: Spectrum of findings and recommendations in 1192 patients. *Radiology* 2005;237:385–394
412. Goldman AR, Maldjian PD. Reducing radiation dose in body CT: A practical approach to optimizing CT protocols. *AJR* 2013;200:748–754
413. Guttikondaa R, Hertsza BR, Donga F, Bakera ME, Fenner KB, Pohlman B. Estimated radiation exposure and cancer risk from CT and PET/CTscans in patients with lymphoma. *Eur J Radiol* 2014;83:1011–1015
414. Kordolaimi SD, Saradeas I, Ploussi A, Pantos I, Argentos S, Efstathopoulos EP. Introduction of an effective method for the optimization of CT protocols using iterative reconstruction algorithms: Comparison with patient data. *AJR* 2014;203:W434–W439
415. Kortesniemi M, Kiljunen T, Kangasmäki A. Radiation exposure in body computed tomography examinations of trauma patients. *Phys Med Biol* 2006;51:3269–3282
416. Morin R, Broadbent M. Free-standing, self referral centers for whole-body CT screening should be closed, or at least restricted to at-risk patients. *Med Phys* 2003;30:2569–2571
417. Ptak T, Rhea JT, Novelline RA. Radiation dose is reduced with a single-pass whole-body multi-detector row CT trauma protocol compared with a conventional segmented method: Initial experience. *Radiology* 2003;229:902–905
418. Manssor E, Abuderman A, Osman S; Alenezi SB, Almehemeid S, Babikir E, Alkhorayef M, Sulieman A. Radiation doses in chest, abdomen and pelvis CT procedures. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:194–198

6.7.7.8. Wirbelsäule

419. Abul-Kasim K. Low-dose spine CT: Optimisation and clinical implementation. *Radiat Prot Dosim* 2010;139:169–172
420. Rybicki F, Nawfel RD, Judy PF, Ledbetter S, Dyson RL, Halt PS, Shu KM, Nuñez DB. Skin and Thyroid dosimetry in cervical spine screening: Two methods for evaluation and a comparison between a helical CT and radiographic trauma series. *AJR* 2002;179:933–937

6.7.8. CT-Angiographien

6.7.8.1. Schädel-Perfusion

421. Arandjic A, Bonutti F, Biasizzo E, Ciraj-Bjelac O, Floreani M, Giustizieri M, Iaiza F, Inkoom S, Tommasini G, Padovani R. Radiation doses in cerebral perfusion computed tomography: Patient and phantom study. *Radiat Prot Dosim* 2013;154:459–464

422. Hoang JK, Wang C, Frush DP, Enterline DS, Samei E, Toncheva G, Lowry C, Yoshizumi TT. Estimation of radiation exposure for brain perfusion CT: Standard protocol compared with deviations in protocol. *AJR* 2013;201:W730–W734
423. Shankar JJS, Lum C, Sharma M. Whole-brain perfusion imaging with 320-MDCT scanner: Reducing radiation dose by increasing sampling interval. *AJR* 2010;195:1183–1186
424. Suzuki S, Kidouchi T, Yamamoto A, Machida H, Takei R, Ibukuro K, Mehta D. Evaluation of skin exposure during cerebral CT perfusion studies on a phantom. *Eur J Radiol* 2011;80:851–855
425. Zhang D, Cagnon CH, Villablanca JP, McCollough CH, Cody DD, Stevens DM, Zankl M, Demarco JJ, Turner AC, Khatonabadi M, McNitt-Gray MF. Peak skin and eye lens radiation dose from brain perfusion CT based on Monte Carlo simulation. *AJR* 2012;198:412–417

6.7.8.2. Schädel-CTA

426. Cho PK. The development of a diagnostic reference level on patient dose for head computed tomography angiography examinations in Korea. *Radiat Prot Dosim* 2013;154:505–509
427. Sabarudin A, Yusof MZ, Mohamad M, Sun Z. Radiation dose associated with cerebral CT angiography and CT perfusion: An experimental phantom study. *Radiat Prot Dosim* 2014;162:316–321
428. Yamamuchi-Kawara C, Fujii K, Aoyama T, Yamamuchi M, Koyama S. Radiation dose evaluation in multidetector-row CT imaging for acute stroke with an anthropomorphic phantom. *Br J Radiol* 2010;83:1029–1041
429. Zhang LJ, Wu SY, Niu JB, Zhang ZL, Wang HZ, Zhao YE, Chai X, Zhou CS, Lu GM. Dual-energy CT angiography in the evaluation of intracranial aneurysms: Image quality, radiation dose, and comparison with 3D rotational digital subtraction angiography. *AJR* 2010;194:23–30

6.7.8.3. Pulmonal-CTA

430. Bauer RW, Kramer S, Renker M, Schell B, Larson MC, Beeres M, Lehnert T, Jacobi V, Vogl TJ, Kerl JM. Dose and image quality at CT pulmonary angiography - comparison of first and second generation dual-energy CT and 64-slice CT. *Eur Radiol* 2011;21:2139–2147
431. Kuiper JW, Geleijns J, Mattheijssen NAA, Teeuwisse W, Pattynama PMT. Radiation exposure of multi-row detector spiral computed tomography of the pulmonary arteries: Comparison with digital subtraction pulmonary angiography. *Eur Radiol* 2003;13:1496–1500
432. O'Neill J, Murchison JT, Wright L, Williams J. Effect of the introduction of helical CT on radiation dose in the investigation of pulmonary embolism. *Br J Radiol* 2005;78:46–50
433. Parker MS, Hui FK, Camacho MA, Chung JK, Broga DW, Sethi NN. Female breast radiation exposure during CT pulmonary angiography. *AJR* 2005;185:1228–1233
434. Resten A, Mausoleo F, Valero M, Musset D. Comparison of doses for pulmonary embolism detection with helical CT and pulmonary angiography. *Eur Radiol* 2003;13:1515–1521

6.7.8.4. Cardio-CTA

435. Achenbach S, Anders K, Kalender WA. Dual-source cardiac computed tomography: Image quality and dose considerations. *Eur Radiol* 2008;18:1188–1198
436. Alkadhi H, Stolzmann P, Scheffel H, Desbiolles L, Baumüller S, Plass A, Genoni M, Marincek B, Leschka S. Radiation dose of cardiac dual-source CT: The effect of tailoring the protocol to patient-specific parameters. *Eur J Radiol* 2008;68:385–391
437. Alkadhi H. Radiation dose of cardiac CT - what is the evidence? *Eur Radiol* 2009;19:1311–1315
438. Alkadhi H, Leschka S. Radiation dose of cardiac computed tomography – what has been achieved and what needs to be done. *Eur Radiol* 2011;21:505–509
439. Bazeed MF, Moselhy MS, Rezk AI, Al-Murayeh MA. Low radiation dose non-contrast cardiac CT: Is it of value in the evaluation of mechanical aortic valve? *Acta Radiol* 2012;53:389–393
440. Bischoff B, Hein F, Meyer T, Krebs M, Hadamitzky M, Martinoff S, Schömid A, Hausleiter J. Comparison of sequential and helical scanning for radiation dose and image quality: Results of the prospective multicenter study on radiation dose estimates of cardiac CT angiography (PROTECTION) I study. *AJR* 2010;194:1495–1499
441. Blanke P, Baumann T, Bulla S, Schaefer O, Kotter E, Langer M, Pache G. Prospective ECG-triggered CT angiography of the thoracic aorta in patients with atrial fibrillation or accelerated heart rates: Feasibility and image quality. *AJR* 2010;194:W111–W114
442. De Denaro M, Bregant P, Severgnini M, de Guarini F. In vivo dosimetry for estimation of effective doses in multislice CT coronary angiography. *Med Phys* 2007;34:3705–3710
443. Di Cesare E, Gennarelli A, Di Sibio A, Felli V, Splendiani A, Gravina GL, Masciocchi C. Image quality and radiation dose of single heartbeat 640-slice coronary CT angiography: A comparison between patients

- with chronic atrial fibrillation and subjects in normal sinus rhythm by propensity analysis. *Eur J Radiol* 2015;84:631–636
444. Einstein AJ, Henzlova MJ, Rajagopalan S. Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography. *JAMA* 2007;298:317–323
445. Ewen K, Lackner K, Fischer P. Das somatische Strahlenrisiko bei Herzuntersuchungen mit der digitalen Angiographie und der EKG-getriggerten Computertomographie. *Fortschr Röntgenstr* 1983;139:440–443
446. Fei X, Du X, Li P, Liao J, Shen Y, Li K. Effect of dose-reduced scan protocols on cardiac coronary image quality with 64-row MDCT: A cardiac phantom study. *Eur J Radiol* 2008;67:85–91
447. Geleijns J, Joemai RMS, Dewey M, de Roos A, Zankl M, Calzado Cantera M, Salvadó Artells M. Radiation exposure to patients in a multicenter coronary angiography trial (CORE 64). *AJR* 2011;196:1126–1132
448. Hoppe ME, Gandhi D, Stevens GM, Foley WD, Schmidt TG. The effects of gantry tilt on breast dose and image noise in cardiac CT. *Med Phys* 2013;40,121905;doi:10.1118/1.4829521
449. Horiguchi J, Kiguchi M, Fujioka C, Shen Y, Arie R, Sunasaka K, Ito K. Radiation dose, image quality, stenosis measurement, and CT densitometry using ECG-triggered coronary 64-MDCT angiography: A phantom study. *AJR* 2008;190:315–320
450. Huda W, Tipnis S, Sterzik A, Schoepf UJ. Computing effective dose in cardiac CT. *Phys Med Biol* 2010;55:3675–3684
451. Huda W, Schoepf UJ, Abro JA, Mah E, Costello P. Radiation-related cancer risks in a clinical patient population undergoing cardiac CT. *AJR* 2011;196:W159–W165
452. Hunold P, Vogt FM, Schmermund A, Debatin JF, Kerkhoff G, Budde T, Erbel R, Ewen K, Barkhausen J. Radiation exposure during cardiac CT: Effective doses at multi-detector row CT and electron-beam CT. *Radiology* 2003;226:145–152
453. Hurwitz LM, Reiman RE, Yoshizumi TT, Goodman PC, Toncheva G, Nguyen G, Lowry C. Radiation dose from contemporary cardiothoracic multidetector CT protocols with an anthropomorphic female phantom: Implications for cancer induction. *Radiology* 2007;245:742–750
454. Jakobs TF, Wintersperger BJ, Herzog P, Flohr T, Suess C, Knez A, Reiser MF, Becker CR. Ultra-low-dose coronary artery calcium screening using multislice CT with retrospective ECG gating. *Eur Radiol* 2003;13:1923–1930
455. Ketelsen D, Buchgeister M, Fenche M, Thomas C, Boehringer N, Tsiflikas I, Kaempf M, Syha R, Claussen CD, Heuschmid M. Estimation of radiation exposure of prospectively triggered 128-slice computed tomography coronary angiography (Abschätzung der Strahlenexposition der prospektiv getriggerten 128-Zeil-CT-Koronarangiografie). *Fortschr Röntgenstr* 2010;182:1105–1109
456. Ketelsen D, Fenichel M, Buchgeister M, Thomas C, Boehringer N, Tsiflikas I, Kaempf M, Syha R, Claussen CD, Heuschmid M. Estimation of radiation exposure of different dose saving techniques in 128-slice computed tomography coronary angiography. *Eur J Radiol* 2012;81:e153–e157
457. Khan A, Khosa F, Nasir K, Yassin A, Clouse ME. Comparison of radiation dose and image quality: 320-MDCT versus 64-MDCT coronary angiography. *AJR* 2011;197:163–168
458. Kopp AF, Küttner A, Trabold T, Heuschmid M, Schröder S, Claussen CD. Multislice CT in cardiac and coronary angiography. *Br J Radiol* 2004;77:S87–S97
459. Laspas F, Tsantioti D, Roussakis A, Kritikos N, Efthimiadou R, Kehagias D, Andreou J. Correlation of radiation dose and heart rate in dual-source computed tomography coronary angiography. *Acta Radiol* 2011;52:273–277
460. Leschka S, Kim CH, Baumueller S, Stolzmann S, Scheffel H, Marincek B, Alkadhi H. Scan length adjustment of CT coronary angiography using the calcium scoring scan: Effect on radiation dose. *AJR* 2010;194:W272–W277
461. Mayo JR, Leipsic JA. Radiation dose in cardiac CT. *AJR* 2009; 192:646–653
462. Mori S, Nishizawa K, Kondo C, Ohno M, Akahane K, Endo M. Effective doses in subjects undergoing computed tomography cardiac imaging with the 256-multislice CT scanner. *Eur J Radiol* 2008;65:442–448
463. Nickoloff EL, Alderson PO. A comparative study of thoracic radiation doses from 64-slice cardiac CT. *Br J Radiol* 2007;80:537–544
464. Oda S, Katahira K, Utsunomiya D, Takaoka H, Honda K, Noda K, Oshima S, Yuki H, Namimoto T, Yamashita Y. Improved image quality at 256-slice coronary CT angiography in patients with a high heart rate and coronary artery disease: comparison with 64-slice CT imaging. *Acta Radiol* 2015;56:1308–1314
465. Oncel D, Oncel G, Tastan A. Effectiveness of dual-source CT coronary angiography for the evaluation of coronary artery disease in patients with atrial fibrillation: Initial experience. *Radiology* 2007;245:703–711
466. Pasricha SS, Nandurkar D, Seneviratne SK, Cameron JD, Crossett M, Schneider-Kolsky ME, Troupis JM. Image quality of coronary 320-MDCT in patients with atrial fibrillation: Initial experience. *AJR* 2009;193:1514–1521

467. Paul JF, Abada HT. Strategies for reduction of radiation dose in cardiac multislice CT. *Eur Radiol* 2007;17:2028–2037
468. Primak AN, McCollough CH, Bruesewitz MR, Zhang J, Fletcher JG. Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac multi-detector row CT. *RadioGraphics* 2006;26:1785–1794
469. Rist C, Johnson TR, Müller-Starck J, Arnoldi E, Saam T, Becker A, Leber AW, Wintersperger BJ, Becker CR, Reiser MF, Nikolaou K. Noninvasive coronary angiography using dual-source computed tomography in patients with atrial fibrillation. *Invest Radiol* 2009;44:159–167
470. Rupcich F, Badal A, Popescu LM, Kyprianou I, Schmidt TG. Reducing radiation dose to the female breast during CT coronary angiography: A simulation study comparing breast shielding, angular tube current modulation, reduced kV, and partial angle protocols using an unknown-location signal-detectability metric. *Med Phys* 2013;40: doi:10.1118/1.4816302
471. Sabarudin A, Sun Z, Ng KH. Radiation dose in coronary ct angiography associated with prospective ECG-triggering technique: Comparisons with different CT generations. *Radiat Prot Dosim* 2013;154:301–307
472. Sun G, Li M, Jiang XS, Li L, Peng ZH, Li GY, Xu L. 320-detector row CT coronary angiography: Effects of heart rate and heart rate variability on image quality, diagnostic accuracy and radiation exposure. *Br J Radiol* 2012;85:e388–e394
473. Tatsugami F, Husmann L, Herzog BA, Burkhard N, Valenta I, Gaemperli O, Kaufmann PA. Evaluation of a body mass index–adapted protocol for low-dose 64-MDCT coronary angiography with prospective ECG triggering. *AJR* 2009;192:635–638
474. Trabold T, Buchgeister M, Küttner A, Heuschmid M, Kopp AF, Schröder S, Claussen CD. Estimation of radiation exposure in 16-detector raw computed tomography of the heart with retrospective ECG-gating [Abschätzung der Strahlenexposition der 16-Zeil-Multidetektor-Computertomographie des Herzens mit retrospektivem EKG-Gating]. *Fortschr Röntgenstr* 2003;175:1051–1055
475. Utsunomiya D, Weigold WG, Weissman G, Taylor AJ. Effect of hybrid iterative reconstruction technique on quantitative and qualitative image analysis at 256-slice prospective gating cardiac CT. *Eur Radiol* 2012;22:1287–1294
476. Wang M, Qi HAT, Wang XM, Wang T, Chen JH, Liu C. Dose performance and image quality: Dual source CT versus single source CT in cardiac CT angiography. *Eur J Radiol* 2009;72:396–400
477. Xu L, Yang L, Fan Z, Yu W, Lv B, Zhang Z. Diagnostic performance of 320-detector CT coronary angiography in patients with atrial fibrillation: Preliminary results. *Eur Radiol* 2011;21:936–943
478. Yang L, Zhang Z, Fan Z, Xu C, Zhao L, Yu W, Yan Z. 64-MDCT coronary angiography of patients with atrial fibrillation: Influence of heart rate on image quality and efficacy in evaluation of coronary artery disease. *AJR* 2009;193:795–801
479. Zimmermann E, Dewey M. Whole-heart 320-row computed tomography: Reduction of radiation dose via prior coronary calcium scanning [Dosisreduktionsmöglichkeiten in der 320-Zeil-CTA der Koronararterien mittels vorherigen Kalziumscorings]. *Fortschr Röntgenstr* 2011;183:54–59

6.7.8.5. EKG-Modulation

480. Abada HT, Larchez C, Daoud B, Sigal-Cinqualbre A, Paul JF. MDCT of the coronary arteries: Feasibility of low-dose CT with ECG-pulsed tube current modulation to reduce radiation dose. *AJR* 2006;186:S387–S390
481. Abadi S, Mehrez H, Ursani A, Parker M, Paul N. Direct quantification of breast dose during coronary CT angiography and evaluation of dose reduction strategies. *AJR* 2011;196:W152–W158
482. Arnoldi E, Johnson TR, Rist C, Wintersperger BJ, Sommer WH, Becker A, Becker CR, Reiser MF, Nikolaou K. Adequate image quality with reduced radiation dose in prospectively triggered coronary CTA compared with retrospective techniques. *Eur Radiol* 2009;19:2147–2155
483. Blanke P, Bulla S, Baumann T, Siepe M, Winterer JT, Euringer W, Schäfer AO, Kotter E, Langer M, Pache G. Thoracic aorta: Prospective electrocardiographically triggered CT angiography with dual-source CT – feasibility, image quality, and dose reduction. *Radiology* 2010;255:207–217
484. Earls JP, Berman EL, Urban BA, Curry CA, Lane JL, Jennings RS, McCulloch CC, Hsieh J, Londt JH. Prospectively gated transverse coronary CT angiography versus retrospectively gated helical technique: Improved image quality and reduced radiation dose. *Radiology* 2008;246:742–753
485. Efstathopoulos EP, Kelekis NL, Pantos I, Brountzos E, Argentos S, Grebáč J, Ziaka D, Katritsis DG, Seimenis I. Reduction of the estimated radiation dose and associated patient risk with prospective ECG-gated 256-slice CT coronary angiography. *Phys Med Biol* 2009;54:5209–5222
486. Efstathopoulos EP, Pantos I, Thalassinou S, Argentos S, Kelekis NL, Zografos T, Panayiotakis G, Katritsis DG. Patient radiation doses in cardiac computed tomography: Comparison of published results with prospective and retrospective acquisition. *Radiat Prot Dosim* 2012;148:83–91

487. Einstein AJ, Elliston CD, Arai AE, Chen MY, Mather R, Pearson GDN, DeLaPaz RL, Nickoloff E, Dutta A, Brenner DJ. Single-heartbeat coronary CT angiography performed with a 320-detector row volume scanner. *Radiology* 2010; 254:698–706
488. Goitein O, Matetzky S, Eshet Y, Goitein D, Hamdan A, Di Segni E, Konen E. Coronary CT angiography for acute chest pain triage: Techniques for radiation exposure reduction; 128 vs. 64 multidetector CT. *Acta Radiol* 2011;52:840–845
489. Hausleiter J, Meyer T, Hadamitzky M, Huber E, Zankl M, Martinoff S, Kastrati A, Schömig A. Radiation dose estimates from cardiac multislice computed tomography in daily practice. *Circulation* 2006;113:1305–1310
490. Hirai N, Horiguchi J, Fujioka C, Kiguchi M, Yamamoto H, Matsuura N, Kitagawa T, Teragawa H, Kohno N, Ito K. Prospective versus retrospective ECG-gated 64-detector coronary CT angiography: Assessment of image quality, stenosis, and radiation dose. *Radiology* 2008;248:424–430
491. Hlaihel C, Boussel L, Cochet H, Roch JA, Coulon P, Walker MJ, Douek PC. Dose and image quality comparison between prospectively gated axial and retrospectively gated helical coronary CT angiography. *Br J Radiol* 2011;84:51–57
492. Hosch W, Heye T, Schulz F, Lehrke S, Schlieter M, Giannitsis E, Kauczor HU, Katus HU, Korosoglou G. Image quality and radiation dose in 256-slice cardiac computed tomography: Comparison of prospective versus retrospective image acquisition protocols. *Eur J Radiol* 2011;80:127–135
493. Huang B, Li J, Law MWM, Zhang J, Shen Y, Khong PL. Radiation dose and cancer risk in retrospectively and prospectively ECG-gated coronary angiography using 64-slice multidetector CT. *Br J Radiol* 2010;83:152–158
494. Jakobs TF, Becker CR, Ohnesorge B, Flohr T, Suess C, Schoepf UJ, Reiser MF. Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: Reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation. *Eur Radiol* 2002;12:1081–1086
495. Ketelsen D, Thomas C, Werner M, Luetkoff MH, Buchgeister M, Tsiflikas I, Reimann A, Burgstahler C, Brodoefel H, Kopp AF, Claussen CD, Heuschmid M. Dual-source computed tomography: Estimation of radiation exposure of ECG-gated and ECG-triggered coronary angiography. *Eur J Radiol* 2010;73:274–279
496. Ketelsen D, Fenchel M, Thomas C, Buchgeister M, Boehringer N, Tsiflikas I, Kaempf M, Claussen CD, Heuschmid M. Estimation of radiation exposure of retrospective gated and prospective triggered 128-slice triple-rule-out CT angiography. *Acta Radiol* 2011;52:762–766
497. Khan A, Nasir K, Khosa F, Saghir A, Sarwar S, Clouse ME. Prospective gating with 320-MDCT angiography: Effect of volume scan length on radiation dose. *AJR* 2011;196:407–411
498. Kim JS, Choo KS, Jeong DW, Chun KJ, Park YH, Song SG, Park JH, Kim JH, Kim J, Han D, Lim SJ. Step-and-shoot prospectively ECG-gated vs. retrospectively ECG-gated with tube current modulation coronary CT angiography using 128-slice MDCT patients with chest pain: Diagnostic performance and radiation dose. *Acta Radiol* 2011;52:860–865
499. Kirchhoff S, Herzog P, Johnson T, Böhm H, Nikolaou K, Reiser MF, Becker CH. Assessment of radiation exposure on a dual-source computed tomography-scanner performing coronary computed tomography-angiography. *Eur J Radiol* 2010;74:e181–e185
500. Kobayashi M, Asada Y, Matsubara K, Koshida K, Suzuki S, Matsunaga Y, Kawaguchi A, Haba T, Katada K, Toyama H. Evaluation of the CT dose index for scans with an ECG using a 320-row multiple-detector CT scanner. *Radiat Prot Dosim* 2015;167:532–541
501. LaBounty TM, Leipsic J, Min JK, Heilbron B, Mancini GBJ, Lin FY, Earls JP. Effect of padding duration on radiation dose and image interpretation in prospectively ECG-triggered coronary CT angiography. *AJR* 2010;194:933–937
502. Lehmkuhl L, Gosch D, Nagel HD, Stumpf P, Kahn T, Gutberlet M. Quantification of radiation dose savings in cardiac computed tomography using prospectively triggered mode and ECG pulsing: A phantom study. *Eur Radiol* 2010;20:2116–2125
503. Li JL, Huang MP, Lianga CH, Zhaoa ZJ, Liua H, Cuia YH, Liua QS, Zhang JE, Yanga L, Ivanc TB, Yanof JH. Individualized radiation dose control in 256-slice CT coronary angiography (CTCA) in retrospective ECG-triggered helical scans: Using a measure of body size to adjust tube current selection. *Eur J Radiol* 2012;81:3146–3153
504. Loader RJ, Gosling O, Roobottom C, Morgan-Hughes G, Rowles N. Practical dosimetry methods for the determination of effective skin and breast dose for a modern CT system, incorporating partial irradiation and prospective cardiac gating. *Br J Radiol* 2012;85:237–248
505. Lund GK, Wegian E, Saeed M, Wassermeyer J, Adam G, Stork A. 64-Slice spiral computed tomography of the coronary arteries: Dose reduction using an optimized imaging protocol including individual weight-adaptation of voltage and current–time product. *Eur Radiol* 2009;19:1132–1138

506. Matsubara K, Koshida K, Noto K, Takata T, Shimono T, Kawashima H, Yamamoto T, Matsui O. Estimation of organ-absorbed radiation doses during 64-detector CT coronary angiography using different acquisition techniques and heart rates: A phantom study. *Acta Radiol* 2011;52:632–637
507. Matsubara K, Koshida H, Sakuta K, Takata T, Horii J, Iida H, Koshida K, Ichikawa K, Matsui O. Radiation dose and physical image quality in 128-section dual-source computed tomographic coronary angiography: A phantom study. *J Appl Clin Med Phys* 2012;13:252–261
508. May MS, Deak P, Kuettner A, Lell MM, Wuest W, Scharf M, Keller AK, Häberle L, Achenbach S, Seltmann M, Uder M, Kalender WA. Radiation dose considerations by intra-individual Monte Carlo simulations in dual source spiral coronary computed tomography angiography with electrocardiogram-triggered tube current modulation and adaptive pitch. *Eur Radiol* 2012;22:569–578
509. Oliveira LCG, Gottlieb I, Rizzi P, Lopes RT, Kodlulovich S. Radiation dose in cardiac CT angiography: Protocols and image quality. *Radiat Prot Dosim* 2013;155:73–80
510. Paul J, Jacobi V, Bazrafshan B, Farshid P, Vogl T. Effect of contrast material on radiation dose in an adult cardiac dual-energy CT using retrospective ECG-gating. *Health Phys* 2013;105:156–164
511. Pfleiderer T, Rudofsky L, Ropers D, Bachmann S, Marwan M, Daniel WG, Achenbach S. Image quality in a low radiation exposure protocol for retrospectively ECG-gated coronary CT angiography. *AJR* 2009;192:1045–1050
512. Pfleiderer T, Jakstat J, Marwan M, Schepis T, Bachmann S, Kuettner A, Anders K, Lell M, Muschiol G, Ropers D, Daniel WG, Achenbach S. Radiation exposure and image quality in staged low-dose protocols for coronary dual-source CT angiography: A randomized comparison. *Eur Radiol* 2010;20:1197–1206
513. Poll LW, Cohnen M, Brachten S, Ewen K, Mödder U. Dose reduction in multi-slice CT of the heart by use of ECG-controlled tube current modulation (“ECG pulsing”): Phantom measurements (Reduktion der Strahlenexposition bei der Mehrschicht-Spiral CT des Herzens durch EKG-synchronisierte Modulation des Röhrenstromes (“ECG pulsing”): Phantommessungen). *Fortschr Röntgenstr* 2002;174:1500–1505
514. Pursnani A, Lee A, Mayrhofer T, Panagia M, Sharma U, Abbara S, Hoffmann U, Ghoshhajra BB. Feasibility of a radiation dose conserving CT protocol for myocardial function assessment. *Br J Radiol* 2014;87:20130755
515. Qin J, Liu LY, Fang Y, Zhu JM, Wu Z, Zhu KS, Zhang JS, Shan H. 320-detector CT coronary angiography with prospective and retrospective electrocardiogram gating in a single heartbeat: Comparison of image quality and radiation dose. *Br J Radiol* 2012;85:945–951
516. Renker M, Nance JW, Schoepf UJ, O’Brien TX, Zwerner PL, Meyer M, Kerl JM, Bauer RW, Fink C, Vogl TJ, Henzler T. Evaluation of heavily calcified vessels with coronary CT angiography: Comparison of iterative and filtered back projection image reconstruction. *Radiology* 2011;260:390–399
517. Sabarudin A, Sun Z, Ng KH. Radiation dose associated with coronary CT angiography and invasive coronary angiography: An experimental study of the effect of dose-saving strategies. *Radiat Prot Dosim* 2012;150:180–187
518. Schernthaner RE, Stadler A, Beitzke D, Homolka P, Weber M, Lammer J, Czerny M, Loewe C. Dose modulated retrospective ECG-gated versus non-gated 64-row CT angiography of the aorta at the same radiation dose: Comparison of motion artifacts, diagnostic confidence and signal-to-noise-ratios. *Eur J Radiol* 2012;81:e585–e590
519. Seguchi S, Aoyama T, Koyama S, Fujii K, Yamauchi-Kawaura C. Patient radiation dose in prospectively gated axial CT coronary angiography and retrospectively gated helical technique with a 320-detector row CT scanner. *Med Phys* 2010;37:5579–5585
520. Shuman WP, Branch KR, May JM, Mitsumori LM, Lockhart DW, Dubinsky TJ, Warren BH, Caldwell JH. Prospective versus retrospective ECG gating for 64-detector CT of the coronary arteries: Comparison of image quality and patient radiation dose. *Radiology* 2008;248:431–437
521. Shuman WP, Branch KR, May JM, Mitsumori LM, Strote JN, Warren BH, Dubinsky TJ, Lockhart DW, Caldwell JH. Whole-chest 64-MDCT of emergency department patients with nonspecific chest pain: Radiation dose and coronary artery image quality with prospective ECG triggering versus retrospective ECG gating. *AJR* 2009;192:1662–1667
522. Shuman WP, Leipsic JA, Busey JM, Green DE, Pipavath SN, Hague CJ, Koprowicz KM. Prospectively ECG gated CT pulmonary angiography versus helical ungated CT pulmonary angiography: Impact on cardiac related motion artifacts and patient radiation dose. *Eur J Radiol* 2012;81:2444–2449
523. Stolzmann P, Scheffel H, Schertler T, Frauenfelder T, Leschka S, Husmann L, Flohr TG, Marincek B, Kaufmann PA, Alkadhi A. Radiation dose estimates in dual-source computed tomography coronary angiography. *Eur Radiol* 2008;18:592–599
524. Takakuwa KM, Halpern EJ, Gingold EL, Levin DC, Shofer FS. Radiation dose in a “triple rule-out” coronary CT angiography protocol of emergency department patients using 64-MDCT: The impact of ECG-based tube current modulation on age, sex, and body mass index. *AJR* 2009;192:866–872

525. Wu W, Budovec J, Foley WD. Prospective and retrospective ECG gating for thoracic CT angiography: A comparative study. *AJR* 2009;193:955–963
526. Xie Z, Wang J, Ding G, Song W, Xu K, Ren K. Radiation dose study of 64-slice spiral CT coronary angiography: A paired design. *Radiat Prot Dosim* 2013;155:115–118
527. Yerramasu A, Venuraju S, Atwal S, Goodman D, Lipkin D, Lahiri A. Radiation dose of CT coronary angiography in clinical practice: Objective evaluation of strategies for dose optimization. *Eur J Radiol* 2012;81:1555–1561
528. Zhang LJ, Qi L, Wang J, Tang CX, Zhou CS, Ji XM, Spearman JV, De Cecco CN, Meinel FG, Schoepf UJ, Lu GM. Feasibility of prospectively ECG-triggered high-pitch coronary CT angiography with 30 ml iodinated contrast agent at 70 kVp: Initial experience. *Eur Radiol* 2014;24:1537–1546
529. Zhao L, Zhang Z, Fan Z, Yang L, Du L. Prospective versus retrospective ECG gating for dual source CT of the coronary stent: Comparison of image quality, accuracy, and radiation dose. *Eur J Radiol* 2011;77:436–442

6.7.8.6. Abdomen-CTA

530. Pinho DF, Kulkarni NM, Krishnaraj A, Kalva SP, Sahani DV. Initial experience with single-source dual-energy CT abdominal angiography and comparison with single-energy CT angiography: Image quality, enhancement, diagnosis and radiation dose. *Eur Radiol* 2013;23:351–359

6.7.8.7. CT-Urographie

531. Bankvall G, Ekelund L, Gustafsson M, Svahn G. Absorbed doses at CT of the kidneys and at urography. *Acta Radiol* 1982;23:245–249
532. Hamza Y, Sulieman A, Abuderman A, Alzimami K, Omer H. Evaluation of patient effective doses in CT urography, intravenous urography and renal scintigraphy. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:452–456
533. Hwang I, Choa JY, Kim SY, Oh SJ, Ku JH, Lee J, Kim SH. Low tube voltage computed tomography urography using low-concentration contrast media: Comparison of image quality in conventional computed tomography urography. *Eur J Radiol* 2015;84:2454–2463
534. Knöpfle E, Hamm M, Wartenberg S, Bohndorf K. CT in urolithiasis with a radiation dose equal to intravenous urography: Results in 209 patients. *Fortschr Röntgenstr* 2003;175:1667–1672

6.7.9. Dosisreduktionstechniken

535. Del Gaizo AJ, Fletcher JG, Yu L, Paden RG, Spencer GC, Leng S, Silva AM, Fidler JL, Silva AC, Hara AK. Reducing radiation dose in CT enterography. *RadioGraphics* 2013;33:1109–1124
536. Diederichs CG, Bruhn H, Funke M, Grabbe E. Spiral-CT mit reduzierter Strahlendosis. *Fortschr Röntgenstr* 1996;164:183–188
537. Kalra MK, Sodickson AD, Mayo-Smith WW. CT radiation: Key concepts for gentle and wise use. *RadioGraphics* 2015;35:1706–1721
538. Kaza RK, Platt JF, Goodsitt MM, Al-Hawary MM, Maturen KE, Wasnik AP, Pandya A. Emerging techniques for dose optimization in abdominal CT. *RadioGraphics* 2014;34:4–17
539. Koller F, Roth J. Die Bestimmung der effektiven Dosen bei CT-Untersuchungen und deren Beeinflussung durch Einstellparameter (Determination of the effective dose for CT examinations and influence of the setup parameters). *Fortschr Röntgenstr* 2007;179:38–45
540. Lee TY, Chhem RK. Impact of new technologies on dose reduction in CT. *Eur J Radiol* 2010;76:28–35
541. Li K, Gomez-Cardona D, Hsieh J, Lubner MG, Pickhardt PJ, Chen GH. Statistical model based iterative reconstruction in clinical CT systems. Part III. Task-based kV/mAs optimization for radiation dose reduction. *Med Phys* 2015;42:5209–5221
542. Litmanovich DE, Tack DM, Shahrzad M, Bankier AA. Dose reduction in cardiothoracic CT: Review of currently available methods. *RadioGraphics* 2014;34:1469–1489

6.7.9.1. Abschirmung

543. Beaconsfield T, Nicholson R, Thornton A, Al-Kutoubi A. Would thyroid and breast shielding be beneficial in CT of the head? *Eur Radiol* 1998;8:664–667
544. Brnić Z, Vekić B, Hebrang A, Anić P. Efficacy of breast shielding during CT of the head. *Eur Radiol* 2003;13:2436–2440
545. Chang KH, Lee W, Choo DM, Lee CS, Y Kim. Dose reduction in CT using bismuth shielding: Measurements and Monte Carlo simulations. *Radiat Prot Dosim* 2010;138:382–388
546. Colletti PM, Micheli OA, Lee KH. To shield or not to shield: Application of bismuth breast shields. *AJR* 2013;200:503–507

547. Foley SJ, McEntee MF, Achenbach S, Brennan PC, Rainford LS, Dodd JD. Breast surface radiation dose during coronary CT angiography: Reduction by breast displacement and lead shielding. *AJR* 2011;197:367–373
548. Foley SJ, McEntee MF, Rainford LA. An evaluation of in-plane shields during thoracic CT. *Radiat Prot Dosim* 2013;155:439–450
549. Geleijns J, Artells MS, Veldkamp WJH, Tortosa ML, Cantera AC. Quantitative assessment of selective in-plane shielding of tissues in computed tomography through evaluation of absorbed dose and image quality. *Eur Radiol* 2006;16: 2334–2340
550. Grobe H, Sommer M, Koch A, Hietschold V, Henniger J, Abolmaali N. Dose reduction in computed tomography: The effect of eye and testicle shielding on radiation dose measured in patients with beryllium oxide-based optically stimulated luminescence dosimetry. *Eur Radiol* 2009;19:1156–1160
551. Hein E, Rogalla P, Klingebiel R, Hamm B. Low-dose CT of the paranasal sinuses with eye lens protection: Effect on image quality and radiation dose. *Eur Radiol* 2002;12:1693–1696
552. Hidajat N, Schröder RJ, Vogl T, Schedel H, Felix R. Effektivität der Bleiabdeckung zur Dosisreduktion beim Patienten in der Computertomographie. *Fortschr Röntgenstr* 1996;165:462–465
553. Hohl C, Mahnken AH, Klotz E, Das M, Stargardt A, Mühlenbruch G, Schmidt T, Günther RW, Wildberger JE. Radiation dose reduction to the male gonads during MDCT: The effectiveness of a lead shield. *AJR* 2005;184:128–130
554. Hohl C, Wildberger JE, Sueß C, Thomas C, Mühlenbruch G, Schmidt T, Honnepf D, Günther RW, Mahnken AH. Radiation dose reduction to breast and thyroid during MDCT: Effectiveness of an in-plane bismuth shield. *Acta Radiol* 2006;6:562–567
555. Hopper KD, King SH, Lobell ME, TenHave TR, Weaver JS. The breast: Inplane x-ray protection during diagnostic thoracic CT – shielding with bismuth radioprotective garments. *Radiology* 1997;205:853–858
556. Hopper KD, Neuman JD, King SH, Kunselman AR. Radioprotection to the eye during CT scanning. *Am J Neuroradiol* 2001;22:1194–1198
557. Huggett J, Mukonoweshuro W, Loader R. A phantom-based evaluation of three commercially available patient organ shields for computed tomography x-ray examinations in diagnostic radiology. *Radiat Prot Dosim* 2013;155:161–168
558. Iball GR, Brettle DS. Organ and effective dose reduction in adult chest CT using abdominal lead shielding. *Br J Radiol* 2011;84:1020–1026
559. Keil B, Wulff J, Schmitt R, Auvanis D, Danova D, Heverhagen JT, Fiebich M, Madsack B, Leppek R, Klose KJ, Zink K. Schutz der Augenlinse in der Computertomografie – Dosisevaluation an einem anthropomorphen Phantom mittels Thermolumineszenzdosimetrie und Monte-Carlo-Simulationen [Protection of eye lens in computed tomography – dose evaluation on an anthropomorphic phantom using thermo-luminescent dosimeters and Monte-Carlo simulations]. *Fortschr Röntgenstr* 2008;180:1047–1053
560. McCollough CH, Wang J, Gould RG. The use of bismuth breast shields for CT should be discouraged. *Med Phys* 2012;39:2321–2324
561. Mendes M, Costa F, Figueira C, Madeira P, Teles P, Vaz P. Assessment of patient dose reduction by bismuth shielding in CT using measurements, GEANT4 and MCNPX simulations. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:175–181
562. Ngaile JE, Uiso CBS, Msaki P, Kazema R. Use of lead shields for radiation protection of superficial organs in patients undergoing head CT examinations. *Radiat Prot Dosim* 2008;130:490–498
563. Ott B, Stüssi A, Mini R. Effectiveness of protective patient equipment for CT: An anthropomorphic phantom study. *Radiat Prot Dosim* 2010;142:213–221
564. Price R, Halson B, Sampson M. Dose reduction during CT scanning in an anthropomorphic phantom by the use of a male gonad shield. *Br J Radiol* 1999;72:489–494
565. Yilmaz MH, Albayram S, Yazar D, Özer H, Adaletli I, Selcuk D, Akman C, Altug C. Female breast radiation exposure during thorax multidetector computed tomography and the effectiveness of bismuth breast shield to reduce breast radiation dose. *J Comput Assist Tomogr* 2007;31:138–142
566. Yilmaz MH, Yasar D, Albayram S, Adaletli I, Özer H, Ozbayrak M, Mihmanli I, Akman C. Coronary calcium scoring with MDCT: The radiation dose to the breast and the effectiveness of bismuth breast shield. *Eur J Radiol* 2007;61:139–143

6.7.9.2. Selektion der Röhrenspannung, Röhrenspannungsmodulation

567. Al-Amin M, Dyakov I, Vassileva J, Hadjidekov V. Cutting down the radiation dose on CT urography: How it is done and what results are received? *Radiat Prot Dosim* 2015;165:172–174
568. Antypas EJ, Sokhandom F, Farah M, Emerson S, Bis KG, Tien H, Mezwa D. A comprehensive approach to CT radiation dose reduction: One institution's experience. *AJR* 2011;197:935–940

569. Beitzke D, Wolf F, Edelhauser G, Plank C, Schernthaner R, Weber M, Nolz R, Lammer J, Loewe C. Computed tomography angiography of the carotid arteries at low kV settings: A prospective randomised trial assessing radiation dose and diagnostic confidence. *Eur Radiol* 2011;21:2434–2444
570. Björkdahl P, Nyman U. Using 100- instead of 120-kVp computed tomography to diagnose pulmonary embolism almost halves the radiation dose with preserved diagnostic quality. *Acta Radiol* 2010;3:260–270
571. Bodelle B, Klement D, Kerl JM, Lehnert T, Frellesen C, Bauer R, Vogl TJ, Sedlmair M, Schulz B. 70 kV computed tomography of the thorax: Valence for computer-assisted nodule evaluation and radiation dose - first clinical results. *Acta Radiol* 2014;55:1056–1062
572. Braun FM, Johnson TRC, Sommer WH, Thierfelder KM, Meinel FG. Chest CT using spectral filtration: Radiation dose, image quality, and spectrum of clinical utility. *Eur Radiol* 2015;25:1598–1606
573. Cao JX, Wang YM, Lu JG, Zhang Y, Wang P, Yang C. Radiation and contrast agent doses reductions by using 80-kV tube voltage in coronary computed tomographic angiography: A comparative study. *Eur J Radiol* 2014;83:309–314
574. Cho ES, Chung TS, Oh DK, Choi HS, Suh SH, Lee HK, Lee KH. Cerebral computed tomography angiography using a low tube voltage (80 kVp) and a moderate concentration of iodine contrast material. *Invest Radiol* 2012;47:142–147
575. Cho PK. Radiation dose reduction from low-kilovoltage liver computed tomography using multidetector row computed tomography. *Radiat Prot Dosim* 2013;154:76–80
576. Eller A, Wuest W, Scharf M, Brand M, Achenbach S, Uder M, Lell MM. Attenuation-based automatic kilovolt (kV)-selection in computed tomography of the chest: Effects on radiation exposure and image quality. *Eur J Radiol* 2013;82:2386–2391
577. Euler A, Heye T, Kekelidze M, Bongartz G, Szucs-Farkas Z, Sommer C, Schmidt B, Schindera ST. Assessment of image quality and low-contrast detectability in abdominal CT of obese patients: Comparison of a novel integrated circuit with a conventional discrete circuit detector at different tube voltages. *Eur Radiol* 2015;25:687–693
578. Fanous R, Kashani H, Jimenez L, Murphy G, Paul NS. Image quality and radiation dose of pulmonary CT angiography performed using 100 and 120 kVp. *AJR* 2012;199:990–996
579. Felsenberg D, Kalender WA, Trinkwalter W, Wolf KJ. CT-Untersuchungen mit reduzierter Strahlendosis. *Fortschr Röntgenstr* 1990;153:516–521
580. Feuchtnner GM, Jodocy D, Klauser A, Haberfellner B, Aglan I, Spoeck A, Hiehs S, Soegner P, Jaschke W. Radiation dose reduction by using 100-kV tube voltage in cardiac 64-slice computed tomography: A comparative study. *Eur J Radiol* 2010;75:e51–e56
581. Funama Y, Awai K, Nakayama Y, Kakei K, Nagasue N, Shimamura M, Sato N, Sultana S, Morishita S, Yamashita Y. Radiation dose reduction without degradation of low-contrast detectability at abdominal multisection CT with a low-tube voltage technique: Phantom study. *Radiology* 2005;237:905–910
582. Gnant R, Winklehner A, Eberli D, Knuth A, Frauenfelder T, Alkadhi H. Automated tube potential selection for standard chest and abdominal CT in follow-up patients with testicular cancer: Comparison with fixed tube potential. *Eur Radiol* 2012;22:1937–1945
583. Hoang JK, Yoshizumi TT, Nguyen G, Toncheva G, Choudhury KR, Gafton AR, Eastwood JD, Lowry C, Hurwitz LM. Variation in tube voltage for adult neck MDCT: Effect on radiation dose and image quality. *AJR* 2012;198:621–627
584. Holmquist F, Hansson K, Pasquariello F, Björk J, Nyman U. Minimizing contrast medium doses to diagnose pulmonary embolism with 80-kVp multidetector computed tomography in azotemic patients. *Acta Radiol* 2009;2:181–193
585. Hough DM, Yu L, Shiung MM, Carter RE, Geske JR, Leng S, Fidler JL, Huprich JE, Jondal DY, McCollough CH, Fletcher JG. Individualization of abdominopelvic CT protocols with lower tube voltage to reduce iv contrast dose or radiation dose. *AJR* 2013;201:147–153
586. Huda W, Atherton JV. Energy imparted in computed tomography. *Med Phys* 1995;22:1263–1269
587. Huda W. Dose and image quality. How does the choice of kilovoltage affect patient dose, scattered radiation, and image quality in CT examinations? *Pediatr Radiol* 2004;34:185
588. Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. Effect of dose metrics and radiation risk models when optimizing CT x-ray tube voltage. *Phys Med Biol* 2008;53:4719–4732
589. Imai K, Ikeda M, Kawaura C, Aoyama T, Enchi Y, Yamauchi M. Dose reduction and image quality in CT angiography for cerebral aneurysm with various tube potentials and current settings. *Br J Radiol* 2012;85:e673–e681
590. Jun BR, Yong HS, Kang EY, Woo OH, Choi EJ. 64-slice coronary computed tomography angiography using low tube voltage of 80 kV in subjects with normal body mass indices: Comparative study using 120 kV. *Acta Radiol* 2012;53:1099–1106
591. Kalender WA, Wolf H, Suess C. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. II. Phantom measurements. *Med Phys* 1999;26:2248–2253

592. Kalender WA, Deak P, Kellermeier M, van Straten M, Vollmar SV. Application- and patient size-dependent optimization of x-ray spectra for CT. *Med Phys* 2009;36:993-1007
593. Khawaja RDA, Singha S, Madan R, Sharma A, Padole A, Pourjabbar S, Digumarthy S, Shepard JA, Kalra MK. Ultra low-dose chest CT using filtered back projection: Comparison of 80-, 100-and 120 kVp protocols in a prospective randomized study. *Eur J Radiol* 2014;83:1934-1944
594. Kidoh M, Nakaura T, Nakamura S, Nakamura S, Sakaino N, Harada K, Uemura S, Yamashita Y. Low-contrast-dose protocol in cardiac CT: 20% contrast dose reduction using 100 kVp and high-tube-current-time setting in 256-slice CT. *Acta Radiol* 2014;55:545-553
595. Krazinski AW, Meinel FG, Schoepf UJ, Silverman JR, Canstein C, De Cecco CN, Geyer LL. Reduced radiation dose and improved image quality at cardiovascular CT angiography by automated attenuation-based tube voltage selection: Intra-individual comparison. *Eur Radiol* 2014;24:2677-2684
596. Krissak R, Henzler T, Prechel A, Reichert M, Gruettner J, Sueselbeck T, Schoenberg SO, Fink C. Triple-rule-out dual-source CT angiography of patients with acute chest pain: Dose reduction potential of 100 kV scanning. *Eur J Radiol* 2012;81:3691-3696
597. LaBounty TM, Leipsic J, Poulter R, Wood D, Johnson M, Srichai MB, Cury RC, Heilbron B, Hague C, Lin FY, Taylor C, Mayo JR, Thakur Y, Earls JP, Mancini GB, Dunning A, Gomez MJ, Min JK. Coronary CT angiography of patients with a normal body mass index using 80 kVp versus 100 kVp: A prospective, multicenter, multivendor randomized trial. *AJR* 2011;197:W860-W867
598. Lee AM, Engel LC, Hui GC, Liew G, Ferencik M, Sidhu MS, Hoffmann U, Ghoshhajra BB. Coronary computed tomography angiography at 140 kV versus 120 kV: Assessment of image quality and radiation exposure in overweight and moderately obese patients. *Acta Radiol* 2014;55:554-562
599. Lee S, Jung SE, Rha SE, Byun JY. Reducing radiation in CT urography for hematuria: Effect of using 100 kilovoltage protocol. *Eur J Radiol* 2012;81:e830-e834
600. Leschka S, Stolzmann P, Schmid FT, Scheffel H, Stinn B, Marincek B, Alkadhi H, Wildermuth S. Low kilovoltage cardiac dual-source CT: attenuation, noise, and radiation dose. *Eur Radiol* 2008;18:1809-1817
601. Li Q, Yu H, Zhang L, Fan L, Liu SY. Combining low tube voltage and iterative reconstruction for contrast-enhanced CT imaging of the chest - initial clinical experience. *Clin Radiol* 2013;68:e249-e253
602. Litmanovich D, Tack D, Lin PJP, Boiselle PM, Raptopoulos V, Bankier AA. Female breast, lung, and pelvic organ radiation from dose-reduced 64-MDCT thoracic examination protocols: A phantom study. *AJR* 2011;197:929-934
603. Marin D, Nelson RC, Samei E, Paulson EK, Ho LM, Boll DT, DeLong DM, Yoshizumi TT, Schindera ST. Hypervascular liver tumors: Low tube voltage, high tube current multidetector CT during late hepatic arterial phase for detection - initial clinical experience. *Radiology* 2009;251:771-779
604. Meyer M, Haubenreisser H, Schoepf UJ, Vliegenthart R, Leidecker C, Allmendinger T, Lehmann R, Sudarski S, Borggrefe M, Schoenberg SO, Henzler T. Closing in on the K edge: Coronary CT angiography at 100, 80, and 70 kV - initial comparison of a second- versus a third-generation dual-source CT system. *Radiology* 2014;273:373-382
605. Nakaura T, Awai K, Oda S, Funama Y, Harada K, Uemura S, Yamashita Y. Low-kilovoltage, high-tube-current MDCT of liver in thin adults: Pilot study evaluating radiation dose, image quality, and display settings. *AJR* 2011;196:1332-1338
606. Nakaura T, Nakamura S, Maruyama N, Funama Y, Awai K, Harada K, Uemura S, Yamashita Y. Low contrast agent and radiation dose protocol for hepatic dynamic CT of thin adults at 256-detector row CT: Effect of low tube voltage and hybrid iterative reconstruction algorithm on image quality. *Radiology* 2012;264:445-454
607. Nakayama Y, Awai K, Funama Y, Hatemura M, Imuta M, Nakaura T, Ryu D, Morishita S, Sultana S, Sato N, Yamashita Y. Abdominal CT with low tube voltage: Preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise. *Radiology* 2005;237:945-951
608. Nakayama Y, Awai K, Funama Y, Liu D, Nakaura T, Tamura Y, Yamashita Y. Lower tube voltage reduces contrast material and radiation doses on 16-MDCT aortography. *AJR* 2006;187:W490-W497
609. Niemann T, Henry S, Faivre JP, Yasunaga K, Bendaoud S, Simeone A, Remy J, Duhamel A, Flohr T, Remy-Jardin M. Clinical evaluation of automatic tube voltage selection in chest CT angiography. *Eur Radiol* 2013;23:2643-2651
610. Nikolic B, Khosa F, Lin PJP, Khan AN, Sarwar S, Yam CS, Court LE, Raptopoulos V, Clouse ME. Absorbed radiation dose in radiosensitive organs during coronary CT angiography using 320-MDCT: Effect of maximum tube voltage and heart rate variations. *AJR* 2010;195:1347-1354
611. Noda Y, Kanematsu M, Goshima S, Kondo H, Watanabe H, Kawada H, Kawaia N, Tanahashia Y, Miyoshi TRT, Bae KT. Reducing iodine load in hepatic CT for patients with chronic liver disease with a combination of low-tube-voltage and adaptive statistical iterative reconstruction. *Eur J Radiol* 2015;84:11-18
612. Nyman U, Björkdahl P, Olsson ML, Gunnarsson M, Goldman B. Low-dose radiation with 80-kVp computed tomography to diagnose pulmonary embolism: A feasibility study. *Acta Radiol* 2012;53:1004-1013

613. Paul P, Krauss B, Banckwitz R, Maentele W, Bauer RW, Vogl TJ. Relationships of clinical protocols and reconstruction kernels with image quality and radiation dose in a 128-slice CT scanner: Study with an anthropomorphic and water phantom. *Eur J Radiol* 2012;81:e699–e703
614. Paul J, Banckwitz R, Krauss B, Vogl TJ, Maentele W, Bauer RW. Estimation and comparison of effective dose (E) in standard chest CT by organ dose measurements and dose-length-product methods and assessment of the influence of CT tube potential (energy dependency) on effective dose in a dual-source CT. *Eur J Radiol* 2012;81:e507–e512
615. Qi L, Zhao Y, Zhou CS, Spearman JV, Renker M, Schoepf UJ, Zhang LJ, Lu GM. Image quality and radiation dose of lower extremity CT angiography at 70 kVp on an integrated circuit detector dual-source computed tomography. *Acta Radiol* 2015;56:659–665
616. Rehbock B, Hieckel HG. Thorax-Untersuchungsprotokoll mit reduzierter Dosis an einem Mehrschicht-Spiral-CT. *Fortschr Röntgenstr* 2003;175:963–966
617. Ripsweden J, Brismar TB, Holm J, Melinder A, Mir-Akbari H, Nilsson T, Nyman U, Rasmussen E, Rück A, Cederlund K. Impact on image quality and radiation exposure in coronary CT angiography: 100 kVp versus 120 kVp. *Acta Radiol* 2010;8:903–909
618. Rodrigues JCL, Joshi D, Lyen SM, Negus IS, Manghat NE, Hamilton MCK. Tube potential can be lowered to 80 kVp in test bolus phase of CT coronary angiography (CTCA) and CT pulmonary angiography (CTPA) to save dose without compromising diagnostic quality. *Eur Radiol* 2014;24:2458–2466
619. Sabarudin A, Khairuddin A, Yusof M, Tay MF, Ng KH, Sun Z. Dual-source CT coronary angiography: Effectiveness of radiation dose reduction with lower tube voltage. *Radiat Prot Dosim* 2013;153:441–447
620. Schindera ST, Graca P, Patak MA, Abderhalden S, von Allmen G, Vock P, Szucs-Farkas Z. Thoraco-abdominal-aortoiliac multidetector-row CT angiography at 80 and 100 kVp. Assessment of image quality and radiation dose. *Invest Radiol* 2009;44: 650–655
621. Schwarz F, Grandl K, Arnoldi A, Kirchin MA, Bamberg F, Reiser MF, Becker CR. Lowering radiation exposure in CT angiography using automated tube potential selection and optimized iodine delivery rate. *AJR* 2013; 200:W628–W634
622. Seyal AR, Arslanoglu A, Abboud SF, Sahin A, Horowitz JM, Yaghmai V. CT of the abdomen with reduced tube voltage in adults: A practical approach. *RadioGraphics* 2015;35:1922–1939
623. Stiller W, Schwarzwälder CB, Sommer CM, Veloza S, Radeleff BA, Kauczor HU. Dual-energy, standard and low-kVp contrast-enhanced CT-cholangiography: A comparative analysis of image quality and radiation exposure. *Eur J Radiol* 2012;81:1405–1412
624. Szucs-Farkas Z, Kurmann L, Strautz T, Patak MA, Vock P, Schindera ST. Patient exposure and image quality of low-dose pulmonary computed tomography angiography: Comparison of 100- and 80-kVp protocols. *Invest Radiol* 2008;43:871–876
625. Thor D, Brismar TB, Fischer MA. Low tube voltage dual source computed tomography to reduce contrast media doses in adult abdomen examinations: A phantom study. *Med Phys* 2015;42:5100–5109
626. Vollmar SV, Kalender WA. Reduction of dose to the female breast as a result of spectral optimisation for high-contrast thoracic CT imaging: A phantom study. *Br J Radiol* 2009;82:920–929
627. Widmann G, Fasser M, Schullian P, Zangerl A, Puelacher W, Kral F, Riechelmann H, Jaschke W, Bale R. Substantial dose reduction in modern multi-slice spiral computed tomography (MSCT)-guided craniofacial and skull base surgery [Substanzielle Dosisersparungen in der modernen Multi-Slice-Spiral-Computer-Tomografie (MSCT)-gesteuerten kraniofazialen und Schädelbasischirurgie]. *Fortschr Röntgenstr* 2012;184:136–142
628. Winklehner A, Gordic S, Lauk E, Frauenfelder T, Leschka S, Alkadhi H, Husarik DB. Automated attenuation-based tube voltage selection for body CTA: Performance evaluation of 192-slice dual-source CT. *Eur Radiol* 2015;25:2346–2353
629. Wintersperger B, Jakobs T, Herzog P, Schaller S, Nikolaou K, Suess C, Weber C, Reiser M, Becker C. Aorto-iliac multidetector-row CT angiography with low kV settings: Improved vessel enhancement and simultaneous reduction of radiation dose. *Eur Radiol* 2005;15:334–341
630. Yu L, Fletcher JG, Grant KL, Carter RE, Hough DM, Barlow JM, Vrtiska TJ, Williamson EE, Young PM, Goss BC, Shiung M, Leng S, Raupach R, B Schmidt, Flohr T, McCollough CH. Automatic selection of tube potential for radiation dose reduction in vascular and contrast-enhanced abdominopelvic CT. *AJR* 2013;201:W297–W306

6.7.9.3. Selektion der Röhrenspannung + Abschirmung

631. Midgley SM, Einsiedel PF, Langenberg F, Lui EH, Heinze SB. Assessment of patient dose and image quality for cardiac CT with breast shields. *Radiat Prot Dosim* 2012;151:463–468

6.7.9.4. Röhrenstrommodulation

632. Angel E, Yaghmai N, Jude CM, DeMarco JJ, Cagnon CH, Goldin JG, McCollough CH, Primak AN, Cody DD, Steven DM, McNitt-Gray MF. Dose to radiosensitive organs during routine chest CT: Effects of tube current modulation. *AJR* 2009;193:1340–1345
633. Bauknecht HC, Jach C, Bohner G, Meyer H, Scheurig C, Siebert E, Klingebiel R. Impact of image noise levels, scout scan dose and lens shield on image quality and radiation exposure in z-axis dose-modulated neck MSCT on 16- and 64-slice Toshiba Aquilion scanners. *Eur J Radiol* 2010;73:439–443
634. Brink M, de Lange F, Oostveen LJ, Dekker HM, Kool DR, Deunk J, Edwards MJR, van Kuijk C, Kamman RL, Blickman JG. Arm raising at exposure controlled multidetector trauma CT of thoracoabdominal region: Higher image quality, lower radiation dose. *Radiology* 2008;249:661–670
635. Campbell J, Kalra MK, Rizzo S, Maher MM, Shepard JA. Scanning beyond anatomic limits of the thorax in chest CT: Findings, radiation dose, and automatic tube current modulation. *AJR* 2005;185:1525–1530
636. Colli V, Strocchi S, Vite S, Cacciatori M, Rizzi E, Conte L. Automatic exposure control systems and current modulations: Comparison of different 64-slice CT scanners. *IFMBE Proceedings* 2009;25:189–192
637. Dalal T, Kalra MK, Rizzo SMR, Schmidt B, Suess C, Flohr T, Blake MA, Saini S. Metallic prosthesis: Technique to avoid increase in CT radiation dose with automatic tube current modulation in a phantom and patients. *Radiology* 2005;236:671–675
638. D'Hondt A, Cornil A, Bohy P, De Maerteler V, Genevois PA, Tack D. Tuning of automatic exposure control strength in lumbar spine CT. *Br J Radiol* 2014;87:20130707
639. Giacomuzzi SM, Erckert B, Schöpf T, Freund MC, Springer P, Dessl A, Jaschke W. Das „Smart-Scan“-Verfahren der Spiralcomputertomographie: Eine neue Methode der Dosisreduktion. *Fortschr Röntgenstr* 1996;165:10–16
640. Gies M, Kalender WA, Wolf H, Suess C. Dose reduction in CT by anatomically adapted tube current modulation. I. Simulation studies. *Med Phys* 1999;26:2235–2247
641. Gosch D, Stumpf P, Kahn T, Nagel HD. Performance of an automatic dose control system for CT: Anthropomorphic phantom studies [Praxistauglichkeit eines Systems zur automatischen Dosisregelung für CT: Untersuchungen mit einem anthropomorphen Phantom]. *Fortschr Röntgenstr* 2011;183:154–162
642. Greess H, Wolf H, Baum U, Lell M, Pirkl M, Kalender W, Bautz WA. Dose reduction in computed tomography by attenuation-based online modulation of tube current: Evaluation of six anatomical regions. *Eur Radiol* 2000;10:391–394
643. Greess H, Baum U, Wolf H, Lell M, Nömayr A, Schmidt B, Kalender WA, Nautz W. Dosisreduktion bei der Spiral-CT: Detektion von Lungenrundherden mit und ohne anatomisch angepasster Röhrenstrommodulation. *Fortschr Röntgenstr* 2001;173:466–470
644. Gudjonsdottir J, Svensson JR, Campling S, Brennan PC, Jonsdottir B. Efficient use of automatic exposure control systems in computed tomography requires correct patient positioning. *Acta Radiol* 2009;9:1035–1041
645. Harri PA, Moreno CC, Nelson RC, Fani N, Small WC, Duong A, Tang X, Applegate KE. Variability of MDCT dose due to technologist performance: Impact of posteroanterior versus anteroposterior localizer image and table height with use of automated tube current modulation. *AJR* 2014;203:377–386
646. He W, Huda W, Magill D, Tavrides E, Yao H. X-ray tube current modulation and patient doses in chest CT. *Radiat Prot Dosim* 2011;143:81–87
647. Hentschel D, Klingenbeck-Regn K, Popescu S, Suess C, Wolf H, Kalender W. Reduced patient dose and improved image quality in computed tomography examinations with online anatomically adapted tube current modulation. *Radiat Prot Dosim* 1998;80:287–289
648. Israel GM, Cicchiello L, Brink J, Huda W. Patient size and radiation exposure in thoracic, pelvic, and abdominal CT examinations performed with automatic exposure control. *AJR* 2010;195:1342–1346
649. Jach C. Einsatz der Dosismodulation in der Mehrschicht-Computertomographie der Kopf-/ Halsregion. Dissertation, Medizinische Fakultät der Charité - Universitätsmedizin Berlin, 2008
650. Kalender WA, Heiko Wolf H, Suess C, Gies M, Greess H, Bautz WA. Dose reduction in CT by on-line tube current control: Principles and validation on phantoms and cadavers. *Eur Radiol* 1999;9:323–33
651. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Kamath RS, Halpern EF, Saini S. Radiation from “extra” images acquired with abdominal and / or pelvic CT: Effect of automatic tube current modulation. *Radiology* 2004;232:409–414
652. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Schmidt B, Westerman BL, Morgan HAT, Saini S. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. *Radiology* 2004;233:649–657
653. Kalra MK, Naz NN, Rizzo SMR, Blake MA. Computed tomography radiation dose optimization: Scanning protocols and clinical applications of automatic exposure control. *Curr Probl Diagn Radiol* 2005;71:181
654. Kanematsu M, Kondo H, Miyoshi T, Goshima S, Noda Y, Tanahashi Y, Bae KT. Whole-body CT with high heat-capacity x-ray tube and automated tube current modulation – effect of tube current limitation on contrast enhancement, image quality and radiation dose. *Eur J Radiol* 2015;84:877–883

655. Koyama H, Ohno Y, Yamazaki Y, Matsumoto K, Onishi Y, Takenaka D, Yoshikawa T, Nishio M, Matsumoto S, Murase K, Nishimura Y, Sugimura K. Reduced-dose chest CT with 3D automatic exposure control vs. standard chest CT: Quantitative assessment of emphysematous changes in smokers' lung parenchyma. *Eur J Radiol* 2012;81:1330–1334
656. Kuo F, Plaza M, Saigal G. Inappropriate arm positioning during scout image acquisition resulting in increased radiation dose while performing a chest CT. *Pediatr Radiol* 2012; 42:508–509
657. Lechel U, Becker C, Langenfeld-Jäger G, Brix G. Dose reduction by automatic exposure control in multi-detector computed tomography: Comparison between measurement and calculation. *Eur Radiol* 2009;19:1027–1034
658. Lee CH, Goo JM, Lee HJ, Ye SJ, Park, CM, Chun EJ, Im JG. Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: From basics to practice. *RadioGraphics* 2008;28:1451–1459
659. Lee S, Yoon SW, Yoo SM, Ji YG, Kim KA, Kim SH, Lee JT. Comparison of image quality and radiation dose between combined automatic tube current modulation and fixed tube current technique in CT of abdomen and pelvis. *Acta Radiol* 2011;52:1101–1106
660. Li J, Udayasankar UK, Toth TL, Seamans J, Small WC, Kalra MK. Automatic patient centering for MDCT: Effect on radiation dose. *AJR* 2007;188:547–552
661. Liu H, Gao Y, Ding A, Caracappa PF, Xu XG. The profound effects of patient arm positioning on organ doses from CT procedures calculated using Monte Carlo simulations and deformable phantoms. *Radiat Prot Dosim* 2015;164:368–375
662. Mastora I, Remy-Jardin M, Delannoy V, Duhamel A, Scherf C, Suess C, Remy J. Multi-detector row spiral CT angiography of the thoracic outlet: Dose reduction with anatomically adapted online tube current modulation and preset dose savings. *Radiology* 2004;230:116–124
663. Matsubara K, Koshida K, Ichikawa K, Suzuki M, Takata T, Yamamoto T, Matsui O. Misoperation of CT automatic tube current modulation systems with inappropriate patient centering: Phantom studies. *AJR* 2009;192:862–865
664. Matsumoto K, Ohno Y, Koyama H, Kono A, Inokawa H, Onishi Y, Nogami M, Takenaka D, Araki T, Sugimura K. 3D automatic exposure control for 64-detector row CT: Radiation dose reduction in chest phantom study. *Eur J Radiol* 2011;77:522–527
665. McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM. CT dose reduction and dose management tools: Overview of available options. *RadioGraphics* 2006;26:503–512
666. Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M, Ghysen D, Van Dijck K, Mussen E, Venstermans C, Termote JL. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: Clinical evaluation. *Radiology* 2005; 237:213–223
667. Nagel HD, Stumpf P, Kahn T, Gosch D. Performance of an automatic dose control system for CT: Specifications and basic phantom tests [Praxistauglichkeit eines Systems zur automatischen Dosisregelung für CT: Spezifikationen und grundlegende Phantomtests]. *Fortschr Röntgenstr* 2011;183:60–67
668. Rizzo S, Kalra M, Schmidt B, Dalal T, Suess C, Flohr T, Blake M, Saini S. Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis. *AJR* 2006;186:673–679
669. Sabarudin A, Mustafa Z, Nassir KM, Hamid HA, Sun Z. Radiation dose reduction in thoracic and abdomen-pelvic CT using tube current modulation: A phantom study. *J Appl Clin Med Phys* 2015;16:319–327
670. Schindera ST, Nelson RC, Toth TL, Nguyen GT, Toncheva GI, DeLong DM, Yoshizumi TT. Effect of patient size on radiation dose for abdominal MDCT with automatic tube current modulation: Phantom study. *AJR* 2008;190:W100–W105
671. Söderberg M. Automatic exposure control in CT: An investigation between different manufacturers considering radiation dose and image quality. Master of Science Thesis, Lund University, 2008
672. Söderberg M, Gunnarsson M. Automatic exposure control in computed tomography – an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta Radiol* 2010;6:625–634
673. Sookpeng S, Martin CJ, Gentle DJ. Investigation of the influence of image reconstruction filter and scan parameters on operation of automatic tube current modulation systems for different CT scanners. *Radiat Prot Dosim* 2015;163:521–530
674. Stratis A, Kottou S, Molfetas M, Xirafi I, Delis H, Panayiotakis G. The effect of a combined tube current modulation system on dose delivered to patients undergoing thoracic and abdominal CT with a 128-slice scanner. *Radiat Prot Dosim* 2013;153:206–211
675. Stumpf P, Gosch D, Kühn A, Sorge I, Weber D, Lehmkuhl L, Kahn T, Nagel HD. Performance of an automatic dose control system for CT: Patient studies (Praxistauglichkeit eines Systems zur automatischen Dosisregelung für CT: Untersuchungen an Patienten). *Fortschr Röntgenstr* 2013;185:144–152
676. Tack D, De Maertelaer V, Gevenois PA. Dose reduction in multidetector CT using attenuation-based online tube current modulation. *AJR* 2003;181:331–334

677. Tian X, Li X, Segars WP, Ravin CE, Frush DP, Samei E. Prospective estimation of organ dose in CT under tube current modulation. *Med Phys* 2015;42:1575-1585
678. Van Straten M, Deak P, Shrimpton PC, Kalender WA. The effect of angular and longitudinal tube current modulations on the estimation of organ and effective doses in x-ray computed tomography. *Med Phys* 2009;36:4881-4889
679. Wang J, Duan X, Christner JA, Leng S, Yu L, McCollough CH. Radiation dose reduction to the breast in thoracic CT: Comparison of bismuth shielding, organ-based tube current modulation, and use of a globally decreased tube current. *Med Phys* 2011;38:6084-6092
680. Wang J, Duan X, Christner JA, Leng S, Grant KL, McCollough CH. Bismuth shielding, organ-based tube current modulation, and global reduction of tube current for dose reduction to the eye at head CT. *Radiology* 2012;262:191-198
681. Wang ZJ, Chen KS, Gould R, Coakley FV, Fu Y, Yeh BM. Positive enteric contrast material for abdominal and pelvic CT with automatic exposure control: What is the effect on patient radiation exposure? *Eur J Radiol* 2011;79:e58-e62
682. Zarb F, McEntee MF, Rainford L. A multi-phased study of optimization methodologies and radiation dose savings for head CT examinations. *Radiat Prot Dosim* 2015;163:480-490

6.7.9.5. Röhrenstrommodulation + Abschirmung

683. Hoang JK, Yoshizumi TT, Choudhury KR, Nguyen GB, Toncheva G, Gafton AR, Eastwood JD, Lowry C, Hurwitz LM. Organ-based dose current modulation and thyroid shields: Techniques of radiation dose reduction for neck CT. *AJR* 2012;198:1132-1138
684. Hurwitz LM, Yoshizumi TT, Goodman PC, Nelson RN, Toncheva G, Nguyen GB, Lowry C, Anderson-Evans C. Radiation dose savings for adult pulmonary embolus 64-MDCT using bismuth breast shields, lower peak kilovoltage, and automatic tube current modulation. *AJR* 2009;192:244-253
685. Lee K, Lee W, Lee J, Lee B, Oh G. Dose reduction and image quality assessment in MDCT using AEC (D-dom & Z-dom) and in-plane bismuth shielding. *Radiat Prot Dosim* 2010;141:162-167
686. Leswick DA, Hunt MM, Webster ST, Fladeland DA. Thyroid shields versus z-axis automatic tube current modulation for dose reduction at neck CT. *Radiology* 2008;249:572-580
687. Matsubara K, Koshida K, Ichikawa K, Suzuki M, Takata T, Yamamoto T, Matsui O. Misoperation of CT automatic tube current modulation systems with inappropriate patient centering: Phantom studies. *AJR* 2009;192:862-865
688. Vollmar SV, Kalender WA. Reduction of dose to the female breast in thoracic CT: A comparison of standard-protocol, bismuth-shielded, partial and tube-current-modulated CT examinations. *Eur Radiol* 2008;18:1674-1682

6.7.9.6. Organbasierte Röhrenstrommodulation

689. Duan X, Wang J, Christner JA, Leng S, Grant KL, McCollough CH. Dose reduction to anterior surfaces with organ-based tube-current modulation: Evaluation of performance in a phantom study. *AJR* 2011;197:689-695
690. Gandhi D, Crotty DJ, Stevens GM, Schmidt TG. Technical note: Phantom study to evaluate the dose and image quality effects of a computed tomography organ-based tube current modulation technique. *Med Phys* 2015;42:6572-6578
691. Lungren MP, Yoshizumi TT, Brady SM, Toncheva G, Anderson-Evans C, Lowry C, Zhou XR, Frush D, Hurwitz LM. Radiation dose estimations to the thorax using organ-based dose modulation. *AJR* 2012;199:W65-W73
692. Mastora I, Remy-Jardin M, Suess C, Scherf C, Guillot JP, Remy J. Dose reduction in spiral CT angiography of thoracic outlet syndrome by anatomically adapted tube current modulation. *Eur Radiol* 2001;11:590-596
693. Matsubara K, Sugai M, Toyoda A, Koshida H, Sakuta K, Takata T, Koshida K, Iida H, Matsui O. Assessment of an organ-based tube current modulation in thoracic computed tomography. *J Appl Clin Med Phys* 2012;13:148-158
694. Schimmöller L, Lanzman RS, Heusch P, Dietrich S, Miese F, Aissa J, Heusner TA, Antoch G, Kröpil P. Impact of organ-specific dose reduction on the image quality of head and neck CT angiography. *Eur Radiol* 2013;23:1503-1509
695. Taylor S, Litmanovich DE, Shahrzad M, Bankier AA, Gevenois PA, Tack D. Organ-based tube current modulation: Are women's breasts positioned in the reduced-dose zone? *Radiology* 2015;274:260-266

6.7.9.7. Organbasierte Röhrenstrommodulation + Abschirmung

696. Kim YK, Sung YM, Choi JH, Kim EY, Kim HS. Reduced radiation exposure of the female breast during low-dose chest CT using organ-based tube current modulation and a bismuth shield: Comparison of image quality and radiation dose. *AJR* 2013;200:537–544
697. Nikupaavo U, Kaasalainen T, Reijonen V, Ahonen SM, Kortesniemi M. Lens dose in routine head CT: Comparison of different optimization methods with anthropomorphic phantoms. *AJR* 2015;204:117–123

6.7.9.8. Röhrenstrommodulation + Röhrenspannungsmodulation

698. Lee KH, Lee JM, Moon SK, Baek JH, Park JH, Flohr TG, Kim KW, Kim SJ, Han JK, Choi BI. Attenuation-based automatic tube voltage selection and tube current modulation for dose reduction at contrast-enhanced liver CT. *Radiology* 2012;265:437–447
699. McCollough CH. Automatic exposure control in CT: Are we done yet? *Radiology* 2005;37:755–756

6.7.9.9. Iterative Rekonstruktion

700. Andrabi Y, Pianykh O, Agrawal M, Kambadakone A, Blake MA, Sahani DV. Radiation dose consideration in kidney stone CT examinations: Integration of iterative reconstruction algorithms with routine clinical practice. *AJR* 2015;204:1055–1063
701. Arapakis I, Efthathopoulos E, Tsitsia V, Kordolaimi S, Economopoulos N, Argentos S, Ploussi A, Alexopoulou E. Using “iDose4” iterative reconstruction algorithm in adults’ chest–abdomen–pelvis CT examinations: Effect on image quality in relation to patient radiation exposure. *Brit J Radiol* 2014;87:1–8
702. Baskan O, Erol C, Ozbek H, Paksoy Y. Effect of radiation dose reduction on image quality in adult head CT with noise-suppressing reconstruction system with a 256 slice MDCT. *J Appl Clin Med Phys* 2015;16:285–296
703. Baumueller S, Winklehner A, Karlo C, Goetti R, Flohr T, Russi EW, Frauenfelder T, Alkadhi H. Low-dose CT of the lung: Potential value of iterative reconstructions. *Eur Radiol* 2012;22:2597–2606
704. Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in x-ray CT. *Phys Med* 2012;28:94–108
705. Bittencourt M, Schmidt B, Seltmann M, Muschiol G, Ropers D, Daniel WG, Achenbach S. Iterative reconstruction in image space (IRIS) in cardiac computed tomography: Initial experience. *Int J Cardiovasc Imaging* 2011;27:1081–1087
706. Bodelle B, Klein E, Naguib NNN, Bauer RW, Kerl JM, Al-Butmeh F, Wichmann JL, Ackermann H, Lehnert T, Vogl TJ, Schulz B. Acute intracranial hemorrhage in CT: Benefits of sinogram-affirmed iterative reconstruction techniques. *AJNR Am J Neuroradiol* 2014;35:445–449
707. Böning G, Schäfer M, Grupp U, Kaul D, Kahn J, Pavel M, Maurer M, Denecke T, Hamm B, Streitparth F. Comparison of applied dose and image quality in staging CT of neuroendocrine tumor patients using standard filtered backprojection and adaptive statistical iterative reconstruction. *Eur J Radiol* 2015;84:1601–1607
708. Botelho MPF, Agrawal R, Gonzalez-Guindalini FD, Hart EM, Patel SK, Töre HG, Yaghmai V. Effect of radiation dose and iterative reconstruction on lung lesion conspicuity at MDCT: Does one size fit all? *Eur J Radiol* 2013;82:e726–e733
709. Brodoefel H, Bender B, Schabel C, Fenchel M, Ernemann U, Korn A. Potential of combining iterative reconstruction with noise efficient detector design: Aggressive dose reduction in head CT. *Br J Radiol* 2015;88:20140404
710. Bulla S, Blanke P, Hassepass F, Krauss T, Winterer JT, Breunig C, Langer M, Pache G. Reducing the radiation dose for low-dose CT of the paranasal sinuses using iterative reconstruction: Feasibility and image quality. *Eur J Radiol* 2012;81:2246–2250
711. Buls N, Van Gompel G, Van Cauteren T, Nieboer K, Willekens I, Verfaillie G, Evans P, Macholl S, Newton B, deMey J. Contrast agent and radiation dose reduction in abdominal CT by a combination of low tube voltage and advanced image reconstruction algorithms. *Eur Radiol* 2015;25:1023–1031
712. Chen B, Giraldo JCR, Solomon J, Samei E. Evaluating iterative reconstruction performance in computed tomography. *Med Phys* 2014;41:12191301–12101310
713. Chen J-H, Jin E-H, He W, Zhao L-Q. Combining automatic tube current modulation with adaptive statistical iterative reconstruction for low-dose chest CT screening. *PLoS One* 2014;9:e92414
714. Cornfeld D, Israel G, Detry E, Bokhari J, Mojibian H. Impact of adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR) on radiation dose and image quality in aortic dissection studies: A qualitative and quantitative analysis. *AJR* 2011;196:W336–W340
715. Deák Z, Grimm JM, Treitl M, Geyer LL, Linsenmaier U, Körner M, Reiser MF, Wirth S. Filtered back projection, adaptive statistical iterative reconstruction, and a model-based iterative reconstruction in abdominal CT: An experimental clinical study. *Radiology* 2013;266:197–206

716. Den Harder AM, Willemink MJ, de Ruiter QMB, Schilham AMR, Krestin GP, Leiner T, de Jong PA, Budde RPJ. Achievable dose reduction using iterative reconstruction for chest computed tomography: A systematic review. *Eur J Radiol* 2015;84:2307-2313
717. Desai GS, Uppot RN, Yu EW, Kambadakone AR, Sahani DV. Impact of iterative reconstruction on image quality and radiation dose in multidetector CT of large body size adults. *Eur Radiol* 2012;22:1631-1640
718. Desai GS, Thabet A, Elias AYA, Sahani DV. Comparative assessment of three image reconstruction techniques for image quality and radiation dose in patients undergoing abdominopelvic multidetector CT examinations. *Br J Radiol* 2013;86:20120161
719. Dyakov I, Stoinova V, Groudeva V, Vassileva J. The influence of novel CT reconstruction technique and ECG-gated technique on image quality and patient dose of cardiac computed tomography. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:182-184
720. Eck BL, Fahmi R, Brown KM, Zabic S, Raihani N, Miao J, Wilson DL. Computational and human observer image quality evaluation of low dose, knowledge-based CT iterative reconstruction. *Med Phys* 2015;42:6098-6111
721. Ehman EC, Yu L, Manduca A, Hara AK, Shiung MM, Jondal D, Lake DS, Paden RG, Blezek DJ, Bruesewitz MR, McCollough CH, Hough DM, Fletcher JG. Methods for clinical evaluation of noise reduction techniques in abdominopelvic CT. *RadioGraphics* 2014;34:849-862
722. Fan J, Yue M, Melnyk R. Benefits of ASiR-V reconstruction for reducing patient radiation dose and preserving diagnostic quality in CT exams. GE Healthcare, General Electric Company, 2014
723. Flicek KT, Hara AK, Silva AC, Wu Q, Peter MB, Johnson CD. Reducing the radiation dose for CT colonography using adaptive statistical iterative reconstruction: A pilot study. *AJR* 2010;195:126-131
724. Fontarensky M, Alfidja A, Perignon R, Schoenig A, Perrier C, Mulliez A, Guy L, Boyer L. Reduced radiation dose with model-based iterative reconstruction versus standard dose with adaptive statistical iterative reconstruction in abdominal CT for diagnosis of acute renal colic. *Radiology* 2015;276:156-166
725. Gervaise A, Osement B, Lecocq S, Noel A, Micard E, Felblinger J, Blum A. CT image quality improvement using adaptive iterative dose reduction with wide-volume acquisition on 320-detector CT. *Eur Radiol* 2012;22:295-301
726. Gervaise A, Naulet P, Beuret F, Henry C, Pernin M, Portron Y, Lapierre-Combes M. Low-dose CT with automatic tube current modulation, adaptive statistical iterative reconstruction, and low tube voltage for the diagnosis of renal colic: Impact of body mass index. *AJR* 2014;202:553-560
727. Geyer LL, Schoepf UJ, Meinel FG, Nance JW, Bastarrika G, Leipsic JA, Paul NS, Rengo M, Laghi A, De Cecco CN. State of the art: Iterative CT reconstruction techniques. *Radiology* 2015;276:339-357
728. Gramer BM. Neue iterative Bildrekonstruktionsalgorithmen in der kardialen Computertomographie – Einfluss auf die Bildqualität und Strahlendosis. Dissertation, Technische Universität München, 2013
729. Hansen NJ, Kaza RK, Muren KE, Liu PS, Platt JF. Evaluation of low-dose CT angiography with model-based iterative reconstruction after endovascular aneurysm repair of a thoracic or abdominal aortic aneurysm. *AJR* 2014;202:648-655
730. 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* 2009;193:764-771
731. Hong SS, Lee JW, Seo JB, Jung JE, Choi J, Kweon DC. Evaluation of image quality and radiation dose by adaptive statistical iterative reconstruction technique level for chest CT examination. *Radiat Prot Dosim* 2013;157:163-171
732. Hou Y, Liu X, Xv S, Guo W, Guo Q. Comparisons of image quality and radiation dose between iterative reconstruction and filtered back projection reconstruction algorithms in 256-MDCT coronary angiography. *AJR* 2012;199:588-594
733. Hoxworth JM, Lal D, Fletcher GP, Patel AC, He M, Paden RG, Hara AK. Radiation dose reduction in paranasal sinus CT using model-based iterative reconstruction. *Am J Neuroradiol* 2014;35:644-649
734. Hu XH, Ding XF, Wu RZ, Zhang MM. Radiation dose of non-enhanced chest CT can be reduced 40 % by using iterative reconstruction in image space. *Clin Radiol* 2011;66:1023-1029
735. Hur BY, Lee JM, Joo I, Yu MH, Yoon JH, Han JK, Choi BI. Liver computed tomography with low tube voltage and model-based iterative reconstruction algorithm for hepatic vessel evaluation in living liver donor candidates. *J Comput Assist Tomogr* 2014;38:367-375
736. Hwang HJ, Seo JB, Lee JS, Song J-W, Kim SS, Lee HJ, Lim CH. Radiation dose reduction of chest CT with iterative reconstruction in image space - part II: Assessment of radiologists' preferences using dual source CT. *Korean J. Radiol* 2012;13:720-727
737. Ichikawa Y, Kitagawa K, Nagasawa N, Murashima S, Sakuma H. CT of the chest with model-based, fully iterative reconstruction: Comparison with adaptive statistical iterative reconstruction. *BMC Med. Imaging* 2013;13:27
738. Irwan B, Nakanishi S, Blum A. AIDR 3D - reduces dose and simultaneously improves image quality. Toshiba Medical Systems Whitepaper, 2012

739. Jensen K, Martinsen ACT, Tingberg A, Aaløkken TM, Fosse E. Comparing five different iterative reconstruction algorithms for computed tomography in an ROC study. *Eur Radiol* 2014;24:2989-3002
740. Kahn J, Grupp U, Kaul D, Böning G, Lindner T, Streitparth F. Computed tomography in trauma patients using iterative reconstruction: Reducing radiation exposure without loss of image quality. *Acta Radiol* 2016;57:362-369
741. Kalmar PI, Quehenberger F, Steiner J, Lutfi A, Bohlsen D, Talakic E, Hassler EM, Schöllnast H. The impact of iterative reconstruction on image quality and radiation dose in thoracic and abdominal CT. *Eur J Radiol* 2014;83:1416-1420
742. Kalra MK, Woisetschläger M, Dahlström N, Singh S, Digumarthy S, Do S, Pien H, Quick P, Schmidt B, Sedlmair M, Shepard JO, Persson A. Sinogram-affirmed iterative reconstruction of low-dose chest CT: Effect on image quality and radiation dose. *AJR* 2013;201:W235-W244
743. 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;36:339-346
744. Kambadakone AR, Chaudhary NA, Desai GS, Nguyen DD, Kulkarni NM, Sahani DV. Low-Dose MDCT and CT enterography of patients with Crohn disease: Feasibility of adaptive statistical iterative reconstruction. *AJR* 2011;196:W743-W752
745. Karpitschka M, Augart D, Becker H-C, Reiser M, Graser A. Dose reduction in oncological staging multidetector CT: Effect of iterative reconstruction. *Br J Radiol* 2013;86:20120224
746. Kataria B, Smedby Ö. Patient dose and image quality in low-dose abdominal CT: A comparison between iterative reconstruction and filtered back projection. *Acta Radiol* 2013;54:540-548
747. Katsura M, Matsuda I, Akahane M, Sato J, Akai H, Yasaka K, Kunitatsu A, Ohtomo K. Model-based iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: Comparison with the adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Eur Radiol* 2012;22:1613-1623
748. Katsura M, Matsuda I, Akahane M, Yasaka K, Hanaoka S, Akai H, Sato J, Kunitatsu A, Ohtomo K. Model-based iterative reconstruction technique for ultralow-dose chest CT: Comparison of pulmonary nodule detectability with the adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Invest Radiol* 2013;48:206-212
749. Kaul D, Grupp U, Kahn J, Ghadjar P, Wiener E, Hamm B, Streitparth F. Reducing radiation dose in the diagnosis of pulmonary embolism using adaptive statistical iterative reconstruction and lower tube potential in computed tomography. *Eur Radiol* 2014;24:2685-2691
750. Kawaguchi A, Matsunaga Y, Kobayashi M, Suzuki S, Matsubara K, Chida K. Effect of tube current modulation for dose estimation using a simulation tool on body CT examination. *Radiat Prot Dosim* 2015;167:562-568
751. Kaza RK, Platt JF, Al-Hawary MM, Wasnik A, Liu PS, Pandya A. CT enterography at 80 kVp with adaptive statistical iterative reconstruction versus at 120 kVp with standard reconstruction: Image quality, diagnostic adequacy, and dose reduction. *AJR* 2012;198:1084-1092
752. Khawaja RDA, Singh S, Blake M, Harisinghani M, Choya G, Karosmangulu A, Padole A, Do S, Brown K, Thompson R, Morton T, Raihani , Koehler T, Kalra MK. Ultra-low dose abdominal MDCT: Using a knowledge-based iterative model reconstruction technique for substantial dose reduction in a prospective clinical study. *Eur J Radiol* 2015;84:2-10
753. Kilic K, Erbas G, Guryildirim M, Arac M, Ilgit E, Coskun B. Lowering the dose in head CT using adaptive statistical iterative reconstruction. *AJNR* 2011;32:1578-1582
754. Kim H, Park CM, Song YS, Lee SM, Goo JM. Influence of radiation dose and iterative reconstruction algorithms for measurement accuracy and reproducibility of pulmonary nodule volumetry: A phantom study. *Eur J Radiol* 2014;83:848-857
755. Kim SH, Yoon JH, Lee JH, Lim YJ, Kim OH, Ryu JH, Son JH. Low-dose CT for patients with clinically suspected acute appendicitis: Optimal strength of sinogram affirmed iterative reconstruction for image quality and diagnostic performance. *Acta Radiol* 2015;56:899-907
756. Klink T, Obmann V, Heverhagen J, Stork A, Adam G, Begemann P. Reducing CT radiation dose with iterative reconstruction algorithms: The influence of scan and reconstruction parameters on image quality and CTDI_{vol}. *Eur J Radiol* 2014;83:1645-1654
757. Kondratyev E, Karmazanovsky G. Low radiation dose 256-MDCT angiography of the carotid arteries: Effect of hybrid iterative reconstruction technique on noise, artifacts, and image quality. *Eur J Radiol* 2013;82:2233-2239
758. Korn A, Fenchel M, Bender B, Danz S, Hauser TK, Ketelsen D, Flohr T, Claussen CD, Heuschmid M, Ernemann U, Brodofel H. Iterative reconstruction in head CT: Image quality of routine and low-dose protocols in comparison with standard filtered back-projection. *AJNR* 2011;33:218-224
759. Koyama H, Ohno Y, Nishio M, Matsumoto S, Sugihara N, Yoshikawa T, Seki S, Sugimura K. Iterative reconstruction technique vs filter back projection: Utility for quantitative bronchial assessment on low-

- dose thin-section MDCT in patients with / without chronic obstructive pulmonary disease. *Eur Radiol* 2014;24:1860-1867
760. Kulkarni NM, Uppot RN, Eisner BH, Sahani DV. Adaptive statistical iterative reconstruction for evaluation of urolithiasis: How low can we go? *Radiology* 2012;265:158-166
761. Kwon H, Cho J, Oh J, Kim D, Cho J, Kim S, et al. The adaptive statistical iterative reconstruction-V technique for radiation dose reduction in abdominal CT: Comparison with the adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Br J Radiol* 2015;88:20150463
762. Lee SJ, Park SH, Kim AY, Yang SK, Yun SC, Lee SS, Jung GS, Ha HK. A prospective comparison of standard-dose CT enterography and 50 % reduced-dose CT enterography with and without noise reduction for evaluating Crohn disease. *AJR* 2011;197:50-57
763. Lee SW, Kim Y, Shim SS, Lee JK, Lee SJ, Ryu YJ, Chang JH. Image quality assessment of ultra low-dose chest CT using sinogram-affirmed iterative reconstruction. *Eur Radiol* 2014;24:817-826
764. Leipsic J, Nguyen G, Brown J, Sin2 D, Mayo JR. A prospective evaluation of dose reduction and image quality in chest CT using adaptive statistical iterative reconstruction. *AJR* 2010;195:1095-1099
765. Leipsic J, LaBounty TM, Heilbron B, Min JK, Mancini GBJ, Lin FY, Taylor C, Dunning A, Earls JP. Adaptive statistical iterative reconstruction: Assessment of image noise and image quality in coronary CT angiography. *AJR* 2010;195:649-654
766. Leipsic J, LaBounty TM, Heilbron B, Min JK, Mancini GBJ, Lin FY, Taylor C, Dunning A, Earls JP. Estimated radiation dose reduction using adaptive statistical iterative reconstruction in coronary CT angiography: The ERASIR study. *AJR* 2010;195:655-660
767. Li W, Zhang CQ, Li AY, Deng K, Shi H. Preliminary study of dose reduction and image quality of adult pelvic low-dose CT scan with adaptive statistical iterative reconstruction. *Acta Radiol* 2015;56:1222-1229
768. Löve A, Olsson ML, Siemund R, Stalhammar F, Björkman-Burtscher M, Söderberg MS. Six iterative reconstruction algorithms in brain CT: A phantom study on image quality at different radiation dose levels. *Br J Radiol* 2013;86:20130388
769. Löve A, Siemund R, Höglund P, Van Westen D, Stenberg L, Petersen C, Björkman-Burtscher IM. Hybrid iterative reconstruction algorithm in brain CT: A radiation dose reduction and image quality assessment study. *Acta Radiol* 2014;55:208-217
770. Marin D, Nelson RC, Schindera ST, Richard S, Youngblood RS, Yoshizumi TT, Samei E. Low-tube-voltage, high-tube-current multidetector abdominal CT: Improved image quality and decreased radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction algorithm – initial clinical experience. *Radiology* 2010;254:145-153
771. Martini K, Higashigaito K, Barth BK, Baumueller S, Alkadhi H, Frauenfelder T. Ultralow-dose CT with tin filtration for detection of solid and sub solid pulmonary nodules: A phantom study. *Br J Radiol* 2015;88:20150389
772. Martinsen ACT, Sæther HK, Hol PK, Olsen DR, Skaane P. Iterative reconstruction reduces abdominal CT dose. *Eur J Radiol* 2012;81:1483-1487
773. Mathieu KB, Ai H, Fox PS, Godoy MCB, Munden RF, De Groot PM, Pan T. Radiation dose reduction for CT lung cancer screening using ASIR and MBIR: A phantom study. *J Appl Clin Med Phys* 2014;15:271-280
774. Matsuki M, Murakami T, Juri H, Yoshikawa S, Narumi Y. Impact of adaptive iterative dose reduction (AIDR) 3D on low-dose abdominal CT: Comparison with routine-dose CT using filtered back projection. *Acta Radiol* 2013;54:869-875
775. May MS, Eller A, Stahl C, Wuest W, Scharf M, Hammon M, Dankerl P, Schlechtweg PM, Allmendinger T, Sedlmair M, Schmidt B, Uder M, Lell MM. Dose reduction in computed tomography of the chest: Image quality of iterative reconstructions at a 50% radiation dose compared to filtered back projection at a 100% radiation dose. *Fortschr Röntgenstr* 2014;186:576-584
776. May MS, Wüst W, Brand M, Stahl C, Allmendinger T, Schmidt B, Uder M, Lell MM. Intraindividual comparison of image quality of full-dose standard and half-dose iterative reconstructions with dual-source computed tomography. *Invest Radiol* 2011;46:465-470
777. McCollough CH, Yu L, Kofler JM, Leng S, Zhang Y, Li Z, Carter RE. Degradation of CT low-contrast spatial resolution due to the use of iterative reconstruction and reduced dose levels. *Radiology* 2015;276:499-506
778. Mehta D, Thompson R, Morton T, Dhanantwari A, Shefer E. Iterative model reconstruction: Simultaneously lowered computed tomography radiation dose and improved image quality. *Medical Physics International Journal* 2013;2:147-155
779. Mitsumori LM, Shuman WP, Busey JM, Kolokythas O, Koprowicz KM. Adaptive statistical iterative reconstruction versus filtered back projection in the same patient: 64 channel liver CT image quality and patient radiation dose. *Eur Radiol* 2012;22:138-143

780. Montet X, Hachulla AL, Neroladaki A, Lador F, Rochat T, Botsikas D, Becker CD. Image quality of low mA CT pulmonary angiography reconstructed with model based iterative reconstruction versus standard CT pulmonary angiography reconstructed with filtered back projection: An equivalency trial. *Eur Radiol* 2015;25:1665-1671
781. Moscariello A, Takx RAP, Schoepf UI, Renker M, Zwerner PL, O'Brien TX, Ilmendinger T, Vogt S, Schmidt B, Savino G, Fink C, Bonomo L, Henzler T. Coronary CT angiography: Image quality, diagnostic accuracy, and potential for radiation dose reduction using a novel iterative image reconstruction technique - comparison with traditional filtered back projection. *Eur Radiol* 2011;21:2130-2138
782. Mueck FG, Körner M, Scherr MK, Geyer LL, Deak Z, Linsenmaier U, Reiser M, Wirth S. Upgrade to iterative image reconstruction (IR) in abdominal MDCT imaging: A clinical study for detailed parameter optimization beyond vendor recommendations using the adaptive statistical iterative reconstruction environment (ASiR). *Fortschr Röntgenstr* 2012;184:229-238
783. Nakamoto A, Kim T, Hori M, Onishi H, Tsuboyama T, Sakane M, Tatsumi M, Tomiyama N. Clinical evaluation of image quality and radiation dose reduction in upper abdominal computed tomography using model-based iterative reconstruction: Comparison with filtered back projection and adaptive statistical iterative reconstruction. *Eur J Radiol* 2015;84:1715-1723
784. Nepveu S, Stevens LM, Chartrand-Lefebvre C. Iterative reconstruction in 256-MDCT of coronary artery bypass grafts: Assessment of radiation dose reduction and image quality. *AJR* 2014;202:W599
785. Neroladaki A, Botsikas D, Boudabbous S, Becker CD, Montet X. Computed tomography of the chest with model-based iterative reconstruction using a radiation exposure similar to chest X-ray examination: Preliminary observations. *Eur Radiol* 2013;23:360-366
786. Niesten JM, van der Schaaf IC, Riordan AJ, de Jong HWAM, Horsch AD, Eijspaart D, Smit EJ, Mali WTPM, Velthuis BK. Radiation dose reduction in cerebral CT perfusion imaging using iterative reconstruction. *Eur Radiol* 2014;24:484-493
787. Nishio M, Matsumoto S, Ohno Y, Sugihara N, Inokawa H, Yoshikawa T, Sugimura K. Emphysema quantification by low-dose CT: Potential impact of adaptive iterative dose reduction using 3D processing. *AJR* 2012;199:595-601
788. NN. iDose⁴ iterative reconstruction technique - breakthrough in image quality and dose reduction with the 4th generation of reconstruction. Philips Healthcare, 2011
789. Noël PB, Fingerle AA, Renger B, Münzel D, Rummeny EJ, Dobritz M. Initial performance characterization of a clinical noise-suppressing reconstruction algorithm for MDCT. *AJR* 2011;197:1404-1409
790. Notohamiprodjo S, Deak Z, Meurer F, Maertz F, Mueck FG, Geyer LL, Wirth S. Image quality of iterative reconstruction in cranial CT imaging: Comparison of model-based iterative reconstruction (MBiR) and adaptive statistical iterative reconstruction (ASiR). *Eur Radiol* 2015;25:140-146
791. Oda S, Weissman G, Vembar M, Weigold G. Iterative model reconstruction: Improved image quality of low-tube-voltage prospective ECG-gated coronary CT angiography images at 256-slice CT. *Eur J Radiol* 2014;83:1408-1415
792. Ohana M, Labani A, Jeung MY, El Ghannudi S, Gaertner S, Roy C. Iterative reconstruction in single source dual-energy CT pulmonary angiography: Is it sufficient to achieve a radiation dose as low as state-of-the-art single-energy CTPA? *Eur J Radiol* 2015;84:2314-2320
793. Ohno Y, Takenaka D, Kanda T, Yoshikawa T, Matsumoto S, Sugihara N, Sugimura K. Adaptive iterative dose reduction using 3D processing for reduced and low-dose pulmonary CT: Comparison with standard-dose CT for image noise reduction and radiological findings. *AJR* 2012;199:W477-W485
794. Padole A, Khawaja RDA, Kalra MK, Singh S. CT radiation dose and iterative reconstruction techniques. *AJR* 2015; 204:W384-W392
795. Patino M, Fuentes JM, Hayano K, Kambadakone AR, Uyeda JW, Sahani DV. Commercial (hybrid and model-based) iterative reconstruction techniques: An anthropomorphic phantom study. *AJR* 2015;204:W176-W183
796. Pickhardt PJ, Lubner MG, Kim DH, Tang J, Ruma JA, del Rio AM, Chen GH. Abdominal CT with model-based iterative reconstruction (MBiR): Initial results of a prospective trial comparing ultralow-dose with standard-dose imaging. *AJR* 2012;199:1266-1274
797. Ploussi A, Alexopoulou E, Economopoulos N, Argentos SI, Tsitsia V, Arapakis I, Kordolaimi S, Seimenis I, Efstathopoulos EP. Patient radiation exposure and image quality evaluation with the use of Idose4 iterative reconstruction algorithm in chest-abdomen-pelvis CT examinations. *Radiat Prot Dosim* 2014;158:399-405
798. Pontana F, Pagniez J, Flohr T, Faivre JB, Duhamel A, Remy J, Remy-Jardin M. Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (Part 1): Evaluation of image noise reduction in 32 patients. *Eur Radiol* 2011;21:627-635

799. 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;21:636-643
800. Pontana F, Pagniez J, Duhamel A, Flohr T, Faivre JB, Murphy C, Remy J, Remy-Jardin M. Reduced-dose low-voltage chest CT angiography with sinogram-affirmed iterative reconstruction versus standard-dose filtered back projection. *Radiology* 2013; 267:609-618
801. Pourjabbar S, Singh S, Kulkarni N, Muse V, Digumarthy SR, Khawaja RDA, Padole A, Do S, Kalra MK. Dose reduction for chest CT: Comparison of two iterative reconstruction techniques. *Acta Radiol* 2015; 56:688-695
802. Prakash P, Kalra MK, Ackman JB, Digumarthy SR, Hsieh J, Do S, Shepard JAO, Gilman MD. Diffuse lung disease: CT of the chest with adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Radiology* 2010;256:261-269
803. Prakash P, Kalra MK, Digumarthy SR, Hsieh J, Pien H, Singh S, Gilman MD, Shepard JAO. Radiation dose reduction with chest computed tomography using adaptive statistical iterative reconstruction technique: Initial experience. *J Comput Assist Tomogr* 2010;34:40-45
804. Prakash P, Kalra MK, Kambadakone AK, Pien H, Hsieh J, Blake MA, Sahani DV. Reducing abdominal CT radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction technique. *Invest Radiol* 2010;45:202-210
805. Qi LP, Li Y, Tang L, Li YL, Li XT, Cui Y, Sun YS, Zhang XP. Evaluation of dose reduction and image quality in chest CT using adaptive statistical iterative reconstruction with the same group of patients. *Br J Radiol* 2012;85:e906-e911
806. Rapalino O, Kamalian S, Kamalian S, Payabvash S, Souza LCS, Zhang D, Mukta J, Sahani DV, Lev MH, Pomerantz SR. Cranial CT with adaptive statistical iterative reconstruction: Improved image quality with concomitant radiation dose reduction. *AJNR Am J Neuroradiol* 2012;33:609-615
807. Ren Q, Dewan SK, Li M, Li J, Mao D, Wang Z, Hua Y. Comparison of adaptive statistical iterative and filtered back projection reconstruction techniques in brain CT. *Eur J Radiol* 2012;81:2597-2601
808. Sagara Y, Hara AK; Pavlicek W, Silva AC, Paden RG, Wu Q. Abdominal CT: Comparison of low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection in 53 patients. *AJR* 2010; 195:713-719
809. Saiprasad G, Filliben J, Peskin A, Siegel E, Chen J, Trimble C, Yang Z, Christianson O, Samei E, Krupinski E, Dima A. Evaluation of low-contrast detectability of iterative reconstruction across multiple institutions, CT scanner manufacturers, and radiation exposure levels. *Radiology* 2015;277:124-133
810. Samei E, Richard S. Assessment of the dose reduction potential of a model-based iterative reconstruction algorithm using a task-based performance metrology. *Med Phys* 2015;42:314-323
811. Schindera ST, Diedrichsen L, Müller HC, Rusch O, Marin D, Schmidt B, Raupach R, Vock P, Szucs-Farkas Z. Iterative reconstruction algorithm for abdominal multidetector CT at different tube voltages: Assessment of diagnostic accuracy, image quality, and radiation dose in a phantom study. *Radiology* 2011;260:454-462
812. Schindera ST, Odedra D, Raza SA, Kim TK, Jang HJ, Szucs-Farkas Z, Rogalla P. Iterative reconstruction algorithm for CT: Can radiation dose be decreased while low-contrast detectability is preserved? *Radiology* 2013;269:511-518
813. Schindera ST, Odedra D, Mercer D, Thipphavong S, Chou P, Szucs-Farkas Z, Rogalla P. Hybrid iterative reconstruction technique for abdominal CT protocols in obese patients: Assessment of image quality, radiation dose, and low-contrast detectability in a phantom. *AJR* 2014;202:W146-W152
814. Shuman WP, Chan KT, Busey JM, Mitsumori LM, Choi E, Koprowicz KM, Kanal KM. Standard and reduced radiation dose liver CT images: Adaptive statistical iterative reconstruction versus model-based iterative reconstruction - comparison of findings and image quality. *Radiology* 2014;273:793-800
815. 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* 2010;194:191-199
816. Singh S, Kalra MK, Do S, Thibault JP, Pien H, Connor OOJ, Blake MA. Comparison of hybrid and pure iterative reconstruction techniques with conventional filtered back projection: Dose reduction potential in the abdomen. *J Comput Assist Tomogr* 2012;36:347-353
817. Singh S, Kalra MK, Gilman MD, Hsieh J, Pien HH, Digumarthy SR, Shepard JAO. Adaptive statistical iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in chest CT: A pilot study. *Radiology* 2011;259:565-573
818. Singh S, Kalra MK, Hsieh J, Licato PE, Do S, Pien HH, Blake MA. Abdominal CT: Comparison of adaptive statistical iterative and filtered back projection reconstruction techniques. *Radiology* 2010;257:373-383
819. Solomon J, Mileto A, Ramirez-Giraldo JC, Samei E. Diagnostic performance of an advanced modeled iterative reconstruction algorithm for low-contrast detectability with a third-generation dual-source multi-

- detector CT scanner: Potential for radiation dose reduction in a multireader study. *Radiology* 2015;275:735-745
820. Takahashi H, Okada M, Hyodo T, Hidaka S, Kagawa Y, Matsuki M, Tsurusaki M, Murakami T. Can low-dose CT with iterative reconstruction reduce both the radiation dose and the amount of iodine contrast medium in a dynamic CT study of the liver? *Eur J Radiol* 2014;83:684-691
821. Thomas P, Hayton A, Beveridge T, Marks P, Wallace A. Evidence of dose saving in routine CT practice using iterative reconstruction derived from a national diagnostic reference level survey. *Br J Radiol* 2015;88:20150380
822. Vachha B, Brodoefel H, Wilcox C, Hackney DB, Moonis G. Radiation dose reduction in soft tissue neck CT using adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR). *Eur J Radiol* 2013;82:2222-2226
823. Vardhanabutti V, Loader RJ, Mitchell GR, Riordan RD, Roobottom CA. Image quality assessment of standard- and low-dose chest CT using filtered back projection, adaptive statistical iterative reconstruction, and novel model-based iterative reconstruction algorithms. *AJR* 2013;200:545-552
824. Vardhanabutti V, Riordan RD, Mitchell GR, Hyde C, Roobottom CA. Image comparative assessment using iterative reconstructions. Clinical comparison of low-dose abdominal/pelvic computed tomography between adaptive statistical, model-based iterative reconstructions and traditional filtered back projection in 65 patients. *Invest Radiol* 2014;49:209-216
825. Wang R, Schoepf UJ, Wu R, Reddy RP, Zhang C, Yu W, Liu Y, Zhang Z. Image quality and radiation dose of low dose coronary CT angiography in obese patients: Sinogram affirmed iterative reconstruction versus filtered back projection. *Eur J Radiol* 2012;81:3141-3145
826. Wang H, Tan B, Zhao B, Liang C, Xu Z. Raw-data-based iterative reconstruction versus filtered back projection: Image quality of low-dose chest computed tomography examinations in 87 patients. *Clin Imaging* 2013;37:1024-1032
827. Willemink MJ, De Jong PA, Leiner T, De Heer LM, Nieuvelstein RAJ, Budde RPJ, Schilham AMR. Iterative reconstruction techniques for computed tomography. Part 1: Technical principles. *Eur Radiol* 2013;23:1623-1631
828. Winkler A, Karlo C, Puijpe G, Schmidt B, Flohr T, Goetti R, Pfammatter T, Frauenfelder T, Alkadhi H. Raw data-based iterative reconstruction in body CTA: Evaluation of radiation dose saving potential. *Eur Radiol* 2011;21:2521-2526
829. Yamada Y, Jinzaki M, Hosokawa T, Tanami Y, Sugiura H, Abe T, Kuribayashi S. Dose reduction in chest CT: Comparison of the adaptive iterative dose reduction 3D, adaptive iterative dose reduction, and filtered back projection reconstruction techniques. *Eur J Radiol* 2012;81:4185-4195
830. Yamada Y, Jinzaki M, Niijima Y, Hashimoto M, Yamada M, Abe T, Kuribayashi S. CT dose reduction for visceral adipose tissue measurement: Effects of model-based and adaptive statistical iterative reconstructions and filtered back projection. *AJR* 2015;204:W677-W683
831. Yamada Y, Jinzaki M, Tanami Y, Shiomi E, Sugiura H, Abe T, Kuribayashi S. Model-based iterative reconstruction technique for ultralow-dose computed tomography of the lung: A pilot study. *Invest Radiol* 2012;47:482-489
832. Yanagawa M, Honda O, Kikuyama A, Gyobu T, Sumikawa H, Koyama M, Tomiyama N. Pulmonary nodules: Effect of adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR) technique on performance of a computer-aided detection (CAD) system - comparison of performance between different-dose CT scans. *Eur J Radiol* 2012;81:2877-2886
833. Yasaka K, Katsura M, Akahane M, Sato J, Matsuda I, Ohtomo K. Dose-reduced CT with model-based iterative reconstruction in evaluations of hepatic steatosis: How low can we go? *Eur J Radiol* 2014;83:1063-1068
834. Yu MH, Lee JM, Yoon JH, Baek JH, Han JK, Choi BI, Flohr TG. Low tube voltage intermediate tube current liver MDCT: Sinogram-affirmed iterative reconstruction algorithm for detection of hypervasculär hepatocellular carcinoma. *AJR* 2013;201:23-32

6.7.9.10. Iterative Rekonstruktion + High-Pitch-Verfahren

835. Co SJ, Mayo J, Liang T, Krzymyka K, Yousefi M, Nicolaou S. Iterative reconstructed ultra high pitch CT pulmonary angiography with cardiac bowtie-shaped filter in the acute setting: Effect on dose and image quality. *Eur J Radiol* 2013;82:1571-1576
836. Schuhbaeck A, Achenbach S, Layritz C, Eisentopf J, Hecker F, Pfleiderer T, Gauss S, Rixe J, Kalender W, Daniel WG, Lell M, Ropers D. Image quality of ultra-low radiation exposure coronary CT angiography with an effective dose < 0.1 mSv using high-pitch spiral acquisition and raw data-based iterative reconstruction. *Eur Radiol* 2013;23:597-606

6.7.9.11. High-Pitch-Verfahren

837. Amacker NA, Mader C, Alkadhi H, Leschka S, Frauenfelder T. Routine chest and abdominal high-pitch CT: An alternative low dose protocol with preserved image quality. *Eur J Radiol* 2012;81:e392–e397
838. Bodelle B, Bauer RW, Holthaus L, Schulz B, Al-Butmeh F, Wichmann JL, Beeres M, Vogl TJ, Kerl JM. Dose and image quality of high-pitch dual source computed tomography for the evaluation of cervical lymph node status – comparison to regular 128-slice single source computed tomography. *Eur J Radiol* 2013;82:e281–e285
839. Bolen MA, Popovic ZB, Tandon N, Flamm SD, Schoenhagen P, Halliburton SS. Image Quality, contrast enhancement, and radiation dose of ECG-triggered high-pitch CT versus non-ECG-triggered standard-pitch CT of the thoracoabdominal aorta. *AJR* 2012;198:931–938
840. De Zordo T, von Lutterotti K, Dejaco C, Soegner PF, Frank R, Aigner F, Klauser AS, Pechlaner C, Schoepf UJ, Jaschke WR, Feuchtner GM. Comparison of image quality and radiation dose of different pulmonary CTA protocols on a 128-slice CT: High-pitch dual source CT, dual energy CT and conventional spiral CT. *Eur Radiol* 2012;22:279–286
841. Goetti R, Leschka S, Boschung M, Mayer S, Wyss C, Stolzmann P, Frauenfelder T. Radiation doses from phantom measurements at high-pitch dual-source computed tomography coronary angiography. *Eur J Radiol* 2012;81:773–779
842. Hardie AD, Horst ND, Mayes N. Preliminary evaluation of ultra-high pitch computed tomography enterography. *Acta Radiol* 2012;53:1088–1091
843. Mahesh M, Scatirige JC, Cooper J, Fishman EK. Dose and pitch relationship for a particular multislice CT scanner. *AJR* 2001;177:1273–1275
844. Maurer MH, Hamm B, Huppertz A, Lembcke A. Ultra-low-dose dual-source CT coronary angiography with high pitch: Diagnostic yield of a volumetric planning scan and effects on dose reduction and imaging strategy. *Br J Radiol* 2015;88:20140602
845. McNitt-Gray MF, Cagnon CH, Solberg TD, Chetty I. Radiation dose in spiral CT: The relative effects of collimation and pitch. *Med Phys* 1999;26:409–414
846. Mileto A, Ramirez-Giraldo JC, Nelson RC, Hurwitz LM, Choudhury KR, Seaman DM, Marin D. High-pitch dual-source MDCT for imaging of the thoracoabdominal aorta: Relationships among radiation dose, noise, pitch, and body size in a phantom experiment and clinical study. *AJR* 2015;205:834–839
847. Neefjes LA, Dharampal AS, Rossi A, Nieman K, Weustink AC, Dijkshoorn ML, ten Kate GJR, Dedic A, Papadopoulou SL, van Straten M, Cademartiri F, Krestin GP, de Feyter PJ, Mollet NR. Image quality and radiation exposure using different low-dose scan protocols in dual-source CT coronary angiography: Randomized study. *Radiology* 2011;261:779–786
848. Rimondini A, Pozzi Mucelli R, De Denaro M, Bregant P, Dalla Palma L. Evaluation of image quality and dose in renal colic: Comparison of different spiral-CT protocols. *Eur Radiol* 2001;11:1140–1146
849. Schulz B, Potente S, Zangos S, Friedrichs I, Bauer RW, Kerl M, Vogl TJ, Mack MM. Ultra-low dose dual-source high-pitch computed tomography of the paranasal sinus: Diagnostic sensitivity and radiation dose. *Acta Radiol* 2012;53:435–440
850. Sommer WH, Albrecht E, Bamberg F, Schenkle JC, Johnson TR, Neumaier K, Reiser MF, Nikolaou K. Feasibility and radiation dose of high-pitch acquisition protocols in patients undergoing dual-source cardiac CT. *AJR* 2010;195:1306–1312
851. Sommer WH, Schenkle JC, Becker CR, Nikolaou K, Graser A, Michalski G, Neumaier K, Reiser MF, Johnson TRC. Saving dose in triple-rule-out computed tomography examination using a high-pitch dual spiral technique. *Invest Radiol* 2010;45:64–71
852. Sulieman A, Tammam N, Alzimami K, Elnour AM, Babikir E, Alfuraih A. Dose reduction in chest CT examination. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:185–189
853. Verdun FR, Meuli RA, Bochud FO, Imsand C, Raimondi S, Schnyder P, Valley JF. Image quality and dose in spiral computed tomography. *Eur Radiol* 1996;6:485–488

6.7.9.12. Dual-Energy-CT

854. Ehman EC, Guimaraes LS, Fidler JL, Takahashi N, Ramirez-Giraldo JC, Yu L, Manduca A, Huprich JE, McCollough CH, Holmes D, Harmsen WS, Fletcher JG. Noise reduction to decrease radiation dose and improve conspicuity of hepatic lesions at contrast-enhanced 80-kV hepatic CT using projection space denoising. *AJR* 2012;98:405–411
855. Henzler T, Fink C, Schoenberg SO, Schoepf UJ. Dual-energy CT: Radiation dose aspects. *AJR* 2012;199:S16–S25
856. Johnson TRC. Dual-energy CT: General principles. *AJR* 2012;199:S3–S8
857. Li B, Yadava G, Hsieh J. Quantification of head and body CTDIvol of dual-energy x-ray CT with fast-kVp switching. *Med Phys* 2011;38:2595–2601
858. Lu GM, Zhao YE, Zhang LJ, Schoepf UJ. Dual-energy CT of the lung. *AJR* 2012;199:S40–S53

859. McCollough CH, Primak AN, Saba O, Bruder H, Stierstorfer K, Raupach R, Suess C, Schmidt B, Ohnesorge BM, Flohr TG. Dose performance of a 64-channel dual-source CT scanner. *Radiology* 2007;243:775–784
860. Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr TG. Technical principles of dual source CT. *Eur J Radiol* 2008;68:362–368
861. Primak AN, Giraldo JCR, Eusemann CD, Schmidt B, Kantor B, Fletcher JG, McCollough CH. Dual-source dual-energy CT with additional tin filtration: Dose and image quality evaluation in phantoms and in vivo. *AJR* 2010;195:1164–1174
862. Schenzle JC, Sommer WH, Neumaier K, Michalski G, Lechel U, Nikolaou K, Becker CR, Reiser MF, Johnson TRC. Dual energy CT of the chest. How about the dose? *Invest Radiol* 2010;45:347–353

6.7.9.13. Spezialtechniken

863. Haubenreisser H, Meyer M, Sudarskia S, Allmendinger T, Schoenberg SO, Henzler T. Unenhanced third-generation dual-source chest CT using a tin filter for spectral shaping at 100 kVp. *Eur J Radiol* 2015;84:1608–1613

6.8. Kinderradiologie

6.8.1. Allgemeine Prinzipien

864. Armao DM, Smith JK, Semelka RC. Debriefing the brief: It is time for the provision of informed consent before pediatric CT. *Radiology* 2015;275:326–330
865. Berdon WE, Slovis TL. Where we are since ALARA and the series of articles on CT dose in children and risk of long-term cancers: What has changed? *Pediatr Radiol* 2002;32:699
866. Brody AS, Frush DP, Huda W, Brent RL. Radiation risk to children from computed tomography. *Pediatrics* 2007;120:677–682
867. Colang JE, Killion JB, Vano E. Patient dose from CT: A literature review. *Radiologic Technology* 2007;79:17–26
868. Cohen MD. CT radiation dose reduction: Can we do harm by doing good? *Pediatr Radiol* 2012;42:397–398
869. Donnelly FL, Emery KH, Brody AS, Laor T, Gylys-Morin VM, Anton CG, Thomas SR, Frush DP. Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT: Strategies at a large children's hospital. *AJR* 2001;176:303–306
870. Donnelly FL. Reducing radiation dose associated with pediatric CT by decreasing unnecessary examinations. *AJR* 2005;184:655–657
871. Donnelly FL, Frush DP. Fallout from recent articles on radiation dose and pediatric CT. *Pediatr Radiol* 2001;31:388
872. Fotter R. CT protocols: Balancing radiation dose and image quality. *Pediatr Radiol* 2011;41:S215–S216
873. Fotter R, Donogue V. New knowledge about CT usage and dose optimization in children, but a major question is still unanswered. *Pediatr Radiol* 2011; 41:801–802
874. Frush DP. Strategies of dose reduction. *Pediatr Radiol* 2002;32:293–297
875. Frush DP. Pediatric CT: Practical approach to diminish the radiation dose. *Pediatr Radiol* 2002;32:714–717
876. Frush DP, Donnelly LF, Rosen NS. Computed tomography and radiation risks: What pediatric health care providers should know. *Pediatrics* 2003;112:951–957
877. Frush DP. Computed tomography: Important considerations for pediatric patients. *Exp Rev Med Devices* 2005;2:567–575
878. Frush DP. Pediatric dose reduction in computed tomography. *Health Phys* 2008;95:518–527
879. Frush DP. Radiation, CT, and children: The simple answer is ... it's complicated. *Radiology* 2009;252:4–6
880. Frush DP. Deciding why and when to use CT in children: A radiologist's perspective. *Pediatr Radiol* 2014;44:S404–S408
881. Frush DP, Goske MJ. Image gently: Toward optimizing the practice of pediatric CT through resources and dialogue. *Pediatr Radiol* 2015;45:471–475
882. Frush DP, Soden B, Frush KS, Lowry C. Improved pediatric multidetector body CT using a size-based color-coded format. *AJR* 2002;178:721–726
883. Frush K. Why and when to use CT in children: Perspective of a pediatric emergency medicine physician. *Pediatr Radiol* 2014;44:S409–S413
884. Goske MJ. Doctor, is a CT scan safe for my child? *Br J Radiol* 2014;87:20130517

885. Goske MJ, Applegate KE, Boylan J, Butler PF, Callahan MJ, Coley BD, Farley S, Flush DP, Hernanz-Schulman M, Jaramillo D, Johnson ND, Kaste SC, Morrison G, Strauss KJ, Tuggle N. The 'Image Gently' campaign: Increasing CT radiation dose awareness through a national education and awareness program. *Pediatr Radiol* 2008;38:265–269
886. Goske MJ, Applegate KE, Bulas D, Butler PF, Callahan MJ, Coley BD, Don S, Farley S, Flush DP, Hernanz-Schulman M, Kaste SC, Morrison G, Sidhu M, Strauss KJ, Treves ST. Approaches to promotion and implementation of action on radiation protection for children. *Radiat Prot Dosim* 2011;147:137–141
887. Goske MJ, Applegate KE, Bulas D, Butler PF, Callahan MJ, Don S, Farley S, Flush D, Hernanz-Schulman M, John SD, Kaste SC, Kaupp S, McElveny C, Morrison G, Sidhu M, Strauss K, Treves ST. Image gently 5 years later: What goals remain to be accomplished in radiation protection for children? *AJR* 2012;199:477–479
888. Goske MJ, Phillips RR, Mandel K, McLinden D, Racadio JM, Hall S. Image Gently: A web-based practice quality improvement program in CT safety for children. *AJR* 2010;194:1177–1182
889. Goske MJ, Strauss KJ, Westra SJ, Flush DP. The Image Gently ALARA CT summit on new CT technologies for children. *Pediatr Radiol* 2014;44:S403
890. Greenwood TJ, Lopez-Costa RI, Rhoades PD, Ramírez-Giraldo JC, Starr M, Street M, Duncan J, McKinstry RC. CT dose optimization in pediatric radiology: A multiyear effort to preserve the benefits of imaging while reducing the risks. *RadioGraphics* 2015;35:1539–1554
891. Guillerman RP. From 'Image Gently' to image intelligently: A personalized perspective on diagnostic radiation risk. *Pediatr Radiol* 2014;44:S444–S449
892. Hojreh A, Prosch H. Dosisoptimierung bei CT-Untersuchungen von Kindern. *Radiologe* 2012; DOI 10.1007/s00117-012-2341-0
893. Hollingsworth C, Flush DP, Cross M, Lucaya J. Helical CT of the Body: A survey of techniques used for pediatric patients. *AJR* 2003;180:401–406
894. Honnep D, Wildberger JE, Stangardt A, Hohl C, Barker M, Günther RW, Staatz G. Mehrschicht-Spiral-CT (MSCT) in der Kinderradiologie: Dosisreduktion bei der Untersuchung von Thorax und Abdomen [Multislice spiral CT (MSCT) in pediatric radiology: Dose reduction for chest and abdomen examinations]. *Fortschr Röntgenstr* 2004;176:1021–1030
895. Krishnamoorthi R, Ramarajan N, Wang NE, Newman B, Rubesova E, Mueller CM, Barth RA. Effectiveness of a staged US and CT protocol for the diagnosis of pediatric appendicitis: Reducing radiation exposure in the age of ALARA. *Radiology* 2011;59:231–239
896. Larson DB, Rader SB, Forman HP, Fenton LZ. Informing parents about CT radiation exposure in children: It's ok to tell them. *AJR* 2007;189:271–275
897. Larson DB, Johnson LW, Schnell BM, Goske MJ, Salisbury SR, Forman HP. Rising use of CT in child visits to the emergency department in the United States, 1995–2008. *Radiology* 2011;259:793–801
898. Linton OW, Mettler FA. National conference on dose reduction in CT, with an emphasis on pediatric patients. *AJR* 2003;181:321–329
899. McLean D. Computed tomography doses in children. *Lancet*, 2003;363:1178
900. Morgan HT. Dose reduction for CT pediatric imaging. *Pediatr Radiol* 2002;32:724–728
901. Newman B, Callahan MJ. Reply to commentary – CT radiation dose reduction: Can we do harm by doing good? *Pediatr Radiol* 2012;42:399–401
902. Nivelstein RAJ, van Dam IM, van der Molen AJ. Multidetector CT in children: Current concepts and dose reduction strategies. *Pediatr Radiol* 2010;40:1324–1344
903. Oikarinen H, Meriläinen S, Pääkkö E, Karttunen A, Nieminen MT, Tervonen O. Unjustified CT examinations in young patients. *Eur Radiol* 2009;19:1161–1165
904. Paterson A, Flush DP, Donnelly LF. Helical CT of the Body: Are settings adjusted for pediatric patients? *AJR* 2001;176:297–301
905. Paul JF, Rohnen A, Sigal-Cinqualbre A. Multidetector CT for congenital heart patients: What a paediatric radiologist should know. *Pediatr Radiol* 2010;40:869–875
906. Pearce MS, Salotti JA, McHugh K, Metcalf W, Kim KP, Craft AW, Parker L, Ron E. CT scans in young people in Northern England: Trends and patterns 1993–2002. *Pediatr Radiol* 2011;41:832–838
907. Pearce MS, Salotti JA, Howe NL, McHugh K, Kim KP, Lee C, Craft AW, Berrington de González A, Parker L. CT scans in young people in Great Britain: Temporal and descriptive patterns, 1993–2002. Hindawi Publishing Corporation, Radiology Research and Practice, Volume 2012, Article ID 594278, doi:10.1155/2012/594278
908. Pearce MS, Salotti JA, McHugh K, Kim KP, Craft AW, Lubin J, Ron E, Parker L. Socio-economic variation in CT scanning in Northern England, 1990–2002. *BMC Health Services Research* 2012, 12:24, <http://www.biomedcentral.com/1472-6963/12/24>
909. Riccabona M. CT in children: Why and what to consider for CT in children. *Eur J Radiol* 2013;82:1041–1042

910. Robinson A, Dellagrammaticas HD. Radiation doses to neonates requiring intensive care. *Brit J Radiol* 1983;56:397-400
911. Robinson AE, Hill EP, Harpen MD. Radiation dose reduction in pediatric CT. *Pediatr Radiol* 1986;16:53-54
912. Rogers LF. Taking Care of Children: Check out the parameters used for helical CT. *AJR* 2001;176:287
913. Santos J, Batista MC, Foley S, Paulo G, McEntee MF, Rainford L. Paediatric CT optimization utilizing Catphan® 600 and age-specific anthropomorphic phantoms. *Radiat Prot Dosim* 2014;162:586-596
914. Schmidt T, Stieve FE. Radiation exposure of infants and children in computed tomography. *Ann Radiol* 1980;23:143-149
915. Singh S, Kalra MK, Moore MA, Shailam R, Liu B, Toth TL, Grant E, Westra SJ. Dose reduction and compliance with pediatric CT protocols adapted to patient size, clinical indication, and number of prior studies. *Radiology* 2009;252:200-208
916. Slovis TL. The ALARA concept in rush pediatric CT: Myth or reality? *Radiology* 2002;223:5-6
917. Slovis TL. Boots on the ground: How to influence your local radiology departments to use appropriate CT dose. *Pediatr Radiol* 2014;44:S492-S494
918. Sodhi KS, Krishna S, Saxena AK, Sinha A, Khandelwal N, Leeb EY. Clinical application of 'Justification' and 'Optimization' principle of ALARA in pediatric CT imaging: How many children can be protected from unnecessary radiation? *Eur J Radiol* 2015;84:1752-1757
919. Sorantin E, Weissensteiner S, Hasenburger G, Riccabona M. CT in children – dose protection and general considerations when planning a CT in a child. *Eur J Radiol* 2013;82:1043-1049
920. Strauss KJ. Developing patient-specific dose protocols for a CT scanner and exam using diagnostic reference levels. *Pediatr Radiol* 2014;44:S479-S488
921. Strauss KJ, Butler PF, Goske MJ, Ritenour ER. Image gently: Reduction of radiation dose in pediatric computed tomography through collaboration. *Med Phys* 2009;36:5719-5720
922. Suess C, Chen X. Dose optimization in pediatric CT: Current technology and future innovations. *Pediatr Radiol* 2002;32:729-734
923. Thomas KE. Comparative dose in pediatric radiology: Uncertainty, estimates and ballparks. *Pediatr Radiol* 2011;41:S212-S214
924. Townsend BA, Callahan MJ, Zurakowski D, Taylor GA. Has pediatric CT at children's hospitals reached its peak? *AJR* 2010; 194:1194-1196
925. Vock P. CT-Exposition beim Kind: Geht das Erwachen der Amerikaner auch uns Europäer an? *Radiologe* 2002;42:697-702
926. Vock P. CT dose reduction in children. *Eur Radiol* 2005;15:2330-2340
927. Vock P. CT dose reduction in children. *Eur Radiol* 2005;15:2383-2384
928. Zacharias C, Alessio AM, Otto RK, Iyer RS, Philips GS, Swanson JO, Thapa MM. Pediatric CT: Strategies to lower radiation dose. *AJR* 2013; 200:950-956

6.8.2. Anthropometrie

929. American Association of Physicists in Medicine. Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations. AAPM report no, 204, One Physics Ellipse, College Park, MD, 2011, ISBN 978-1-936366-08-8
930. Bohmann I. Ermittlung des Durchstrahlungsdurchmessers bei Säuglingen, Kindern und Jugendlichen zur Aufstellung von Belichtungswerten in der Röntgendiagnostik und Abschätzung der Organdosiswerte bei typischen Röntgenuntersuchungen. GSF-Bericht 16/90, GSF – Forschungszentrum für Umwelt und Gesundheit Neuherberg, 1990
931. Boone JM, Geraghty EM, Seibert JA, Wootton-Gorges SL. Dose reduction in pediatric CT: A rational approach. *Radiology* 2003;228:352-360
932. Brady SL, Kaufman RA. Investigation of American Association of Physicists in Medicine Report 204 - Size-specific dose estimates for pediatric CT implementation. *Radiology* 2012;265:832-840
933. Dong F, Davros W, Pozzuto J, Reid J. Optimization of kilovoltage and tube current-exposure time product based on abdominal circumference: An oval phantom study for pediatric abdominal CT. *AJR* 2012;199:670-676
934. Figueira F, Di Maria S, Baptista M, Mendes M, Madeira P, Vaz P. Paediatric CT exposures: Comparison between CTDIvol and SSDE methods using measurements and Monte Carlo simulations. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:210-215
935. Goo HW. Individualized volume CT dose index determined by cross-sectional area and mean density of the body to achieve uniform image noise of contrast-enhanced pediatric chest CT obtained at variable kV levels and with combined tube current modulation. *Pediatr Radiol* 2011; 41:839-847

936. Hopkins KL, Pettersson DR, Koudelka CW, Spinning K, Vajtai PL, Beckett BR, Bardo DME. Size-appropriate radiation doses in pediatric body CT: A study of regional community adoption in the United States. *Pediatr Radiol* 2013;43:1128–1135
937. Khawaja RDA, Singh S, Vettiyl B, Lim R, Gee M, Westra S, Kalra MK. Simplifying size-specific radiation dose estimates in pediatric CT. *AJR* 2015;204:167–176
938. Larson DB. Optimizing CT radiation dose based on patient size and image quality: The size-specific dose estimate method. *Pediatr Radiol* 2014;44:S501–S505
939. Li X, Samei E, Segars WP, Sturgeon GM, Colsher JG, Brush DP. Patient-specific radiation dose and cancer risk for pediatric chest CT. *Radiology* 2011;259:862–874
940. Moore BM, Brady SL, Mirro AE, Kaufman RA. Size-specific dose estimate (SSDE) provides a simple method to calculate organ dose for pediatric CT examinations. *Med Phys* 2014;41:07191701–07191710
941. Nickoloff E. Current adult and pediatric CT doses. *Pediatr Radiol* 2002;32:250–260
942. Nickoloff E. Current adult and pediatric CT doses. *Pediatr Radiol* 2003;33:439
943. Ogden K, Huda W, Scalzetti EM, Roskopf ML. Patient size and x-ray transmission in body CT. *Health Phys* 2004;86:397–405
944. Phillips GS, Stanescu AL, Alessio AM. Relationships of pediatric anthropometrics for CT protocol selection. *AJR* 2014;203:W85–W91
945. Reid J, Gamberoni J, Dong F, Davros W. Optimization of kVp and mAs for pediatric low-dose simulated abdominal CT: Is it best to base parameter selection on object circumference? *AJR* 2010;195:1015–1020
946. Strauss KJ. KERMA ratios vs. SSDE: is one better at estimating pediatric CT radiation doses? *Pediatr Radiol* 2012; 42:525–526
947. Strauss KJ. Dose indices: Everybody wants a number. *Pediatr Radiol* 2014;44:S450–S459
948. Tian X, Li X, Segars WP, Paulson EK, Brush DP, Samei E. Pediatric chest and abdominopelvic CT: Organ dose estimation based on 42 patient models. *Radiology* 2014;270:535–547
949. Turner AC, Zhang D, Khatonabadi M, Zankl M, DeMarco JJ, Cagnon CH, Cody DD, Stevens DM, McCollough CH, McNitt-Gray MF. The feasibility of patient size-corrected, scanner-independent organ dose estimates for abdominal CT exams. *Med Phys* 2011;38:820–829
950. Vassileva J, Rehani M. Patient grouping for dose surveys and establishment of diagnostic reference levels in paediatric computed tomography. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:81–85

6.8.3. Nationale Studien & Referenzwerte

951. Bernier MO, Rehel JL, Brisson HJ, Wu-Zhou X, Caer-Lorho S, Jacob S, Chateil JF, Aubert B, Laurier D. Radiation exposure from CT in early childhood: A French large-scale multicentre study. *Br J Radiol* 2012;85:53–60
952. Brisson HJ, Aubert B. CT exposure from pediatric MDCT: Results from the 2007–2008 SFIPP/ISRN survey. *J Radiol* 2009;90:207–215
953. Buls N, Bosmans H, Mommaert C, Malchair F, Clapuyt P, Everarts P. CT paediatric doses in Belgium: A multi-centre study - results from a dosimetry audit in 2007-2009. Belgian Federal Agency of Nuclear Control (FANC), 2010
954. Ciraj-Bjelac O, Gavrilovic M, Arandjic D, Vujovic M, Bozovic P. Radiation exposure during x-ray examinations in a large paediatric hospital in Serbia. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:220–225
955. Etard C, Aubert B, Mezzarobba M, Bernier MO. Exposure of the French paediatric population to ionising radiation from diagnostic medical procedures in 2010. *Pediatr Radiol* 2014;44:1588–1594
956. Fukushima Y, Tsushima Y, Takei H, Taketomi-Takahashi A, Otake H, Endo K. Diagnostic reference level of computed tomography (CT) in Japan. *Radiat Prot Dosim* 2012;151:51–57
957. Galanski M, Nagel HD, Stamm G. Pädiatrische CT-Expositionspraxis in der Bundesrepublik Deutschland. Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage 2005/06. Medizinische Hochschule Hannover, 2006
958. Goske MJ, Strauss KJ, Coombs LP, Mandel KE, Towbin AJ, Larson DB, Callahan MJ, Darge K, Podberesky DJ, Brush DP, Westra SJ, Prince JS. Diagnostic reference ranges for pediatric abdominal CT. *Radiology* 2013;268:208–218
959. Granata C, Origgi D, Palorini F, Matranga D, Salerno S. Radiation dose from multidetector CT studies in children: Results from the first Italian nationwide survey. *Pediatr Radiol* 2015;45:695–705
960. Hoshiko S, Smith D, Fan C, Jones CR, McNeil SV, Cohen RA. Trends in CT scan rates in children and pregnant women: Teaching, private, public and nonprofit facilities. *Pediatr Radiol* 2014;44:522–528
961. Imai R, Miyazaki O, Horiuchi T, Kurosawa H, Nosaka S. Local diagnostic reference level based on size-specific dose estimates: Assessment of pediatric abdominal/pelvic computed tomography at a Japanese national children's hospital. *Pediatr Radiol* 2015;45:345–353
962. Jackson D, Atkin K, Bettenay F, Clark J, Ditchfield MR, Grimm JE, Linke R, Long G, Onikul E, Pereira J, Phillips M, Wilson F, Paul E, Goergen SK. Paediatric CT dose: A multicentre audit of subspecialty practice in Australia and New Zealand. *Eur Radiol* 2015;25:3109–3122

963. Järvinen H, Merimaa K, Seuri R, Tyrväinen E, Perhomaa M, Savikurki-Heikkilä P, Svedström E, Ziliukas J, Lintrop M. Patient doses in paediatric CT: Feasibility of setting diagnostic reference levels. *Radiat Prot Dosim* 2011;147:142–146
964. Järvinen H, Seuri R, Kortesniemi M, Lajunen A, Hallinen E, Savikurki-Heikkila P, Laarne P, Perhomaa M, Tyrväinen E. Indication-based national diagnostic reference levels for paediatric CT: A new approach with proposed values. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:86–90
965. Kanal KM, Graves JM, Vavilala MS, Applegate KE, Jarvik JG, Rivara FP. Variation in CT pediatric head examination radiation dose: Results from a national survey. *AJR* 2015;204:W293–W301
966. Kim KP, Berrington de González A, Pearce MS, Salotti JA, Parker L, McHugh K, Craft AW, Lee C. Development of a database of organ doses for paediatric and young adult CT scans in the United Kingdom. *Radiat Prot Dosim* 2012;150:415–426
967. Kostova-Lefterova D, Vassileva J. Survey of practice in paediatric computed tomography. *Radiat Prot Dosim* 2011;147:156–159
968. Kritsaneepaiboon S, Trinavarat P, Visrutaratna P. Survey of pediatric MDCT radiation dose from university hospitals in Thailand: A preliminary for national dose survey. *Acta Radiol* 2012;53:820–826
969. Lee E, Goo HW, Lee JY. Age- and gender-specific estimates of cumulative CT dose over 5 years using real radiation dose tracking data in children. *Pediatr Radiol* 2015;45:1282–1292
970. Muhogora WE, Ahmed NA, AlSuwaidi JS, Beganovic A, Ciraj-Bjelac O, Gershkan V, Gershkevitsh E, Grupetta E, Kharita MH, Manatrakul N, Maroufi B, Milakovic M, Ohno K, Ben Omrane L, Ptacek J, Schandorf C, Shaaban MS, Touataoui N, Sakkas D, Wambani JS, Rehani MM. Paediatric CT examinations in 19 developing countries: Frequency and radiation dose. *Radiat Prot Dosim* 2010;140:49–58
971. Miyazaki O. Has pediatric CT practice in Japan changed since the Fukushima nuclear disaster? *Pediatr Radiol* 2015;45:1571–1574
972. O'Connor M, Ryan J, Foley S. A review of cross-sectional imaging, ultrasound and nuclear medicine utilization patterns in paediatric patients in Ireland, 2003–12. *Br J Radiol* 2015;88:20140767
973. Ono K, Ban N, Ojima M, Yoshinaga S, Akahane K, Fujii K, Toyota M, Hamada F, Kouriyama C, Akiba S, Kunugita N, Shimada Y, Kai M. Nationwide survey on pediatric CT among children of public health and school nurses to examine a possibility for a follow-up study on radiation effects. *Radiat Prot Dosim* 2011;146:260–262
974. Ono K, Yoshitake T, Hasegawa T, Ban N, Kai M. Estimation of the number of CT procedures based on a nationwide survey in Japan. *Health Phys* 2011;100:491–496
975. Page M, Florescu C, Johnstone L, Habteslassie D, Ditchfield M. Paediatric urological investigations - dose comparison between urology-related and CT irradiation. *Pediatr Radiol* 2013; 43:846–850
976. Rehani MM. Multi-national findings on radiation protection of children. *Pediatr Radiol* 2014;44:S475–S478
977. Santos J, Foley S, Paulo G, McEntee MF, Rainford L. The establishment of computed tomography diagnostic reference levels in Portugal. *Radiat Prot Dosim* 2014;158:307–317
978. Shrimpton PC, Wall BF. Reference doses for paediatric computed tomography. *Radiat Prot Dosim* 2000;90:249–252
979. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M. Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK – 2003 review. NRPB-W67, Chilton, 2005
980. Sulieman A. Establishment of diagnostic reference levels in computed tomography for paediatric patients in Sudan: A pilot study. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:91–94
981. Suliman II, Khamis HM, Ombada TH, Alzimami K, Alkhorayef M, Sulieman A. Radiation exposure during paediatric CT in Sudan: CT dose, organ and effective doses. *Radiat Prot Dosim* 2015;167:513–518
982. Thomas KE. Pediatric CT update: Use, dose variability and diagnostic reference levels. *DiEurope* 2012;7:27–29
983. Vassileva J, Rehani MM, Applegate K, Ahmed NA, Al-Duhuhli H, Al-Naemi HM. IAEA survey of paediatric computed tomography practice in 40 countries in Asia, Europe, Latin America and Africa: Procedures and protocols. *Eur Radiol* 2013; 23:623–631
984. Vassileva J, Rehani M, Kostova-Lefterova D, Al-Naemi HM, Al Suwaidi JS, Arandjic D, Bashier EHO, Kodlulovich Renha S, El-Nacheif L, Aguilar JG, Gershkan V, Gershkevitsh E, Grupetta E, Hustuc A, Jauhari A, Kharita MH, Khelassi-Touataoui N, Khosravi HR, Khoury H, Kralik I, Mahere S, Mazuoliene J, Mora P, Muhogora W, Muthuvelu P, Nikodemova D, Novak L, Pallewatte A, Pekarovic D, Shaaban M, Shelly E, Stepanyan K, Thelsy N, Visrutaratna P, Zaman A. A study to establish international diagnostic reference levels for paediatric computed tomography. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:70–80
985. Verdun FR, Gutierrez D, Vader JP, Aroua A, Alamo-Maestre LT, Bochud F, Gudinchet F. CT radiation dose in children: A survey to establish age-based diagnostic reference levels in Switzerland. *Eur Radiol* 2008;18:1980–1986

986. Yakoumakis E, Karlatira M, Gialousis G, Dimitriadis A, Makri T, Georgiou E. Effective dose variation in pediatric computed tomography: Dose reference levels in Greece. *Health Phys* 2009;97:595-603
987. Yakoumakis E, Karlatira M, Makri T, Kottou S, Georgiou E. Greek dose reference levels in pediatric pelvis computed tomography examinations. *Health Phys* 2013;104:428-433

6.8.4. Übersichten über CT-Untersuchungsverfahren

988. Al Suwaidi JS, Al Balooshi LG, Al Awadhi HM, Rahanjam A, El Hallag MA, Ibrahim JS, Rehani MM. Continuous monitoring of CT dose indexes at Dubai hospital. *AJR* 2013;201:858-864
989. Arthurs OJ, Bjorkum AA. Safety in pediatric imaging: An update. *Acta Radiol* 2013;54:983-990
990. Bahadori A, Miglioretti D, Kruger R, Flynn M, Weinmann S, Smith-Bindman R, Lee C. Calculation of organ doses for a large number of patients undergoing CT examinations. *AJR* 2015;205:827-833
991. Brady SL, Mirro AE, Moore BM, Kaufman RA. How to appropriately calculate effective dose for CT using either size-specific dose estimates or dose-length product. *AJR* 2015; 204:953-958
992. Brady SL, Mohaupt TH, Kaufman RA. A comprehensive risk assessment method for pediatric patients undergoing research examinations using ionizing radiation: How we answered the Institutional Review Board. *AJR* 2015; 204:W510-W518
993. Brady Z, Ramanauskas F, Cain TM, Johnston PM. Assessment of paediatric CT dose indicators for the purpose of optimisation. *Br J Radiol* 2012;85:1488-1498
994. Chapple CL, Willis S, Frame J. Effective dose in paediatric computed tomography. *Phys Med Biol* 2002;47:107-115
995. Fearon T, Vucich J. Normalized pediatric organ-absorbed doses from CT examinations. *AJR* 1987;148:171-174
996. Feng ST, Law MWM, Huang B, Ng S, Li ZP, Meng QF, Khong PL. Radiation dose and cancer risk from pediatric CT examinations on 64-slice CT: A phantom study. *Eur J Radiol* 2010;76:e19-e23
997. Fujii K, Aoyama T, Koyama S, Kawaura C. Comparative evaluation of organ and effective doses for paediatric patients with those for adults in chest and abdominal CT examinations. *Br J Radiol* 2007;80:657-667
998. Fujii K, Aoyama T, Yamamauchi-Kawaura C, Koyama S, Yamauchi M, Ko S, Akahane K, Nishizawa K. Radiation dose evaluation in 64-slice CT examinations with adult and paediatric anthropomorphic phantoms. *Br J Radiol* 2009;82:1010-1018
999. Fujii K, Akahane K, Miyazaki O, Horiuchi T, Shimada A, Nagmatsu H, Yamauchi M, Yamauchi-Kawaura C, Kawasaki T. Evaluation of organ doses in ct examinations with an infant anthropomorphic phantom. *Radiat Prot Dosim* 2011;147:151-155
1000. Fujii K, Nomura K, Muramatsu Y, Takahashi K, Obara S, Akahane K, Satake M. Evaluation of organ doses in adult and paediatric CT examinations based on Monte Carlo simulations and in-phantom dosimetry. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:166-171
1001. Hojreh A, Weber M, Homolka P. Effect of staff training on radiation dose in pediatric CT. *Eur J Radiol* 2015;84:1574-1578
1002. Huda W. Effective doses to adult and pediatric patients. *Pediatr Radiol* 2002;32:272-279
1003. Huda W, Vance A. Patient radiation doses from adult and pediatric CT. *AJR* 2007;188:540-546
1004. Mettler FA, Wiest PW, Locken JA, Kelsey CA. CT scanning: Patterns of use and dose. *J Radiol Prot* 2000;20:353-359
1005. Johnston JH, Podberesky DJ, Yoshizumi TT, Angel E, Toncheva G, Larson DB, Egelhoff JC, Anderson-Evans C, Nguyen GB, Barelli A, Alsip C, Salisbury SR, Flush DP. Comparison of radiation dose estimates, image noise, and scan duration in pediatric body imaging for volumetric and helical modes on 320-detector CT and helical mode on 64-detector CT. *Pediatr Radiol* 2013;43:1117-1127
1006. Khursheed A, Hillier AC, Shrimpton PC, Wall BF. Influence of patient age on normalized effective doses calculated for CT examinations. *Br J Radiol* 2002;75:819-830
1007. Krtsaneepaiboon S, Siriwanarangsун P, Tanaanantarak P, Krisanachinda P. Can a revised paediatric radiation dose reduction CT protocol be applied and still maintain anatomical delineation, diagnostic confidence and overall imaging quality? *Br J Radiol* 2014;87:20140032
1008. Long DJ, Lee C, Tien C, Fisher R, Hoerner MR, Hintenlang D, Bolch WE. Monte Carlo simulations of adult and pediatric computed tomography exams: Validation studies of organ doses with physical phantoms. *Med Phys* 2013;40:doi:10.1118/1.4771934
1009. Neves A, Nunes A, Rufino M, Madeira P, Vaz P, Pascoal A. Assessment of paediatric CT exposure in a Portuguese hospital. *Radiat Prot Dosim* 2012;151:456-462
1010. Nishizawa K, Mori SI, Ohno M, Yanagawa N, Yoshida T, Akahane K, Iwai K, Wada SI. Patient dose estimation for multi-detector-row CT examinations. *Radiat Prot Dosim* 2008;128:98-105
1011. Pages J, Buls N, Osteaux M. CT doses in children: A multicentre study. *Br J Radiol* 2003;76:803-811

1012. Schneider K, Becker HC, Seidenbusch M. Kumulative Strahlenbelastung Neugeborener in der Radiologie durch konventionelle und computertomographische Diagnostik. *Fortschr Röntgenstr* 2011;183
1013. Sugimoto N, Aoyama T, Koyama S, Yamauchi-Kawaura C, Fujii K. Comparison of radiation doses between newborns and 6-y-old children undergoing head, chest and abdominal CT examinations - a phantom study. *Radiat Prot Dosim* 2013;153:85–91
1014. Thomas KE, Wang B. Age-specific effective doses for pediatric MSCT examinations at a large children's hospital using DLP conversion coefficients: A simple estimation method. *Pediatr Radiol* 2008;38:645–656
1015. Watson DJ, Coakley KS. Paediatric CT reference doses based on weight and CT dosimetry phantom size: Local experience using a 64-slice CT scanner. *Pediatr Radiol* 2010;40:693–703

6.8.5. CT-Untersuchungen

6.8.5.1. Schädel

1016. Aw-Zoretic J, Sethb D, Katzman G, Sammet S. Estimation of effective dose and lifetime attributable risk from multiple head CT scans in ventriculoperitoneal shunted children. *Eur J Radiol* 2014;83:1920–1924
1017. Bhave DG, Kelsey CA, Burstein J, Brogdon BG. Scattered radiation doses to infants and children during EMI head scans. *Radiology* 1977;124:379–380
1018. Didier RA, Kuang AA, Schwartz DL, Selden NR, Stevens DM, Bardo DME. Decreasing the effective radiation dose in pediatric craniofacial CT by changing head position. *Pediatr Radiol* 2010;40:1910–1917
1019. Holmedal LJ, Friberg EG, Børretzen I, Olerud H, Lægreid L, Rosendahl K. Radiation doses to children with shunt-treated hydrocephalus. *Pediatr Radiol* 2007;37:1209–1215
1020. Huda W, Chamberlain CC, Rosenbaum AE, Garrisi W. Radiation doses to infants and adults undergoing head CT examinations. *Med Phys* 2001;28:393–399
1021. Huda W, Lieberman KA, Chang J, Roskopf ML. Patient size and x-ray technique factors in head computed tomography examinations. I. Radiation doses. *Med Phys* 2004;31:588–594
1022. Huda W, Lieberman KA, Chang J, Roskopf ML. Patient size and x-ray technique factors in head computed tomography examinations. II. Image quality. *Med Phys* 2004;31:595–601
1023. King MA, Kanal KM, Relyea-Chew A, Bittles M, Vavilala MS, Hollingworth W. Radiation exposure from pediatric head CT: A bi-institutional study. *Pediatr Radiol* 2009; 39:1059–1065
1024. Kronholz HL, Glaßmeier KH, Kentsch W. Zur Strahlenbelastung von Kindern bei Schädeluntersuchungen an Computertomographen der neuen Generation. *Forsschr Röntgensrr* 1983;138:444–446
1025. Ledenius K, Stalhammar F, Wiklund LM, Fredriksson C, Forsberg A, Thilander-Klang A. Evaluation of image-enhanced paediatric computed tomography brain examinations. *Radiat Prot Dosim* 2010;139:287–292
1026. Li HO, Huo R, Wang XM, Xu GQ, Duan YH, Nie P, Ji XP, Cheng ZP, Xu ZD. High-pitch spiral CT with 3D reformation: An alternative choice for imaging vascular anomalies with affluent blood flow in the head and neck of infants and children. *Br J Radiol* 2015;88:20150005
1027. Mazonakis M, Tzedakis A, Damilakis J, Gourtsoyiannis N. Thyroid dose from common head and neck CT examinations in children: Is there an excess risk for thyroid cancer induction? *Eur Radiol* 2007;17:1352–1357
1028. Michel M, Jacob S, Roger G, Pelosse B, Laurier D, Le Pointe HD, Bernier MO. Eye lens radiation exposure and repeated head CT scans: A problem to keep in mind. *Eur J Radiol* 2012;81:1896–1900
1029. Tzedakis A, Perisinakis K, Raissaki M, Damilakis J. The effect of z overscanning on radiation burden of pediatric patients undergoing head CT with multidetector scanners: A Monte Carlo study. *Med Phys* 2006;33:2472–2478
1030. Vazquez JL, Pombar MA, Pumar JM, del Campo VM. Optimised low-dose multidetector CT protocol for children with cranial deformity. *Eur Radiol* 2013;23:2279–2287
1031. Yamauchi-Kawaura C, Fujii K, Aoyama T, Koyama S, Yamauchi M. Radiation dose evaluation in head and neck MDCT examinations with a 6-year-old child anthropomorphic phantom. *Pediatr Radiol* 2010;40:1206–1214

6.8.5.2. Hals

1032. Spampinato MV, Tipnis S, Tavernier J, Huda W. Thyroid doses and risk to paediatric patients undergoing neck CT examinations. *Eur Radiol* 2015;25:1883–1890

6.8.5.3. Thorax

1033. Arthurs OJ, Yates SJ, Set PAK, Gibbons DA, Dixon AK. Evaluation of image quality and radiation dose in adolescent thoracic imaging: 64-slice is preferable to 16-slice multislice CT. *Br J Radiol* 2009;82:157–161

1034. De Jong PA, Nakano Y, Lequin MH, Tiddens HAWM. Dose reduction for CT in children with cystic fibrosis: Is it feasible to reduce the number of images per scan? *Pediatr Radiol* 2006;36:50–53
1035. De Jong PA, Long FR, Nakano Y. Computed tomography dose and variability of airway dimension measurements: How low can we go? *Pediatr Radiol* 2006;36:1043–1047
1036. Kroft LJM, Roelofs JJH, Geleijns J. Scan time and patient dose for thoracic imaging in neonates and small children using axial volumetric 320-detector row CT compared to helical 64-, 32-, and 16-detector row CT acquisitions. *Pediatr Radiol* 2010;40:294–300
1037. Lucaya J, Piqueras J, García-Peña P, Enríquez G, García-Macías M, Sotil J. Low-dose high-resolution CT of the chest in children and young adults: Dose, cooperation, artifact incidence, and image quality. *AJR* 2000;175:985–992
1038. O'Connor OJ, Vandeleur M, McGarrigle AM, Moore N, McWilliams SR, McSweeney SE, O'Neill M, Chroinin MN, Maher MM. Development of low-dose protocols for thin-section CT assessment of cystic fibrosis in pediatric patients. *Radiology* 2010;257:820–829
1039. Ono K, Akahane K, Aota T, Hada M, Takano Y, Kai M, Kusama T. Neonatal doses from x ray examinations by birth weight in a neonatal intensive care unit. *Radiat Prot Dosim* 2003;103:155–162
1040. Papaioannou G, Young C, Owens CM. Multidetector row CT for imaging the paediatric tracheobronchial tree. *Pediatr Radiol* 2007;37:515–529
1041. Rogalla P, Stöver B, Scheer I, Juran R, Gaedicke G, Hamm B. Low-dose spiral CT: Applicability to paediatric chest imaging. *Pediatr Radiol* 1998;28:565–569
1042. Schneider K. Private Mitteilungen, 2015–2022

6.8.5.4. Abdomen

1043. Akahane K, Hashimoto M, Hada M, Takano Y, Ono K, Kai M, Kusama T. Radiation doses to neonates during x ray computed tomography examinations. *Radiat Prot Dosim* 2003;103:41–45
1044. Gaca AM, Jaffe TA, Delaney S, Yoshizumi T, Toncheva G, Nguyen G, Frush DP. Radiation doses from small-bowel follow-through and abdomen/pelvis MDCT in pediatric Crohn disease. *Pediatr Radiol* 2008;38:285–291
1045. Rani K, Jahnens A, Noel A, Wolf D. Paediatric CT protocol optimisation: A design of experiments to support the modelling and optimisation process. *Radiat Prot Dosim* 2015;165:205–209
1046. Reid JR, Pozzuto J, Morrison S, Obuchowski N, Davros W. Comparison of gonadal radiation doses from CT enterography and small-bowel follow-through in pediatric patients. *AJR* 2015;204:615–619
1047. Verdun FR, Lepori D, Monnin P, Valley JF, Schnyder P, Gudinchet F. Management of patient dose and image noise in routine pediatric CT abdominal examinations. *Eur Radiol* 2004;14:835–841
1048. Ware DE, Huda W, Mergo PJ, Litwiller AL. Radiation effective doses to patients undergoing abdominal CT examinations. *Radiology* 1999;210:645–650
1049. Wormans D, Diederich S, Lenzen H, Lange P, Link TM, Ludwig K, Papke K, Hagedorn C, Heindel W. Abdominal spiral CT in children: Which radiation dose is required? *Eur Radiol* 2001;11:2226–2226

6.8.5.5. Ganzkörper

1050. Agarwal S, Jokerst C, Siegel MJ, Hildebolt C. Pediatric emergency CT scans at a children's hospital and at community hospitals: Radiation technical factors are an important source of radiation exposure *AJR* 2015; 205:409–413
1051. Donnelly LF, Frush DP, Nelson RC. Multislice Helical CT to facilitate combined CT of the neck, chest, abdomen, and pelvis in children. *AJR* 2000;174:1620–1622
1052. Munk RD, Strohm PC, Saueressig U, Zwingmann J, Uhl M, Südkamp NP, Kotter E, Langer M, Bley TA. Effective dose estimation in whole-body multislice CT in paediatric trauma patients. *Pediatr Radiol* 2009;39:245–252
1053. Nievelstein RAJ, Quarles van Ufford HME, Kwee TC, Bierings MB, Ludwig I, Beek FJA, de Klerk JMH, Mali WPTM, de Bruin PW, Geleijns J. Radiation exposure and mortality risk from CT and PET imaging of patients with malignant lymphoma. *Eur Radiol* 2012; 22:1946–1954
1054. Yang CC, Liu SH, Mok GSP, Wu TH. Evaluation of radiation dose and image quality of CT scan for whole-body pediatric PET/CT: A phantom study. *Med Phys* 2014;41:09250501–09250512

6.8.6. CT-Angiographien

6.8.6.1. Cardio-CTA

1055. Frush DP, Yoshizumi T. Conventional and CT angiography in children: Dosimetry and dose comparesons. *Pediatr Radiol* 2006;36:S154–S158

1056. Kuettner A, Gehann B, Spolnik J, Koch A, Achenbach S, Weyand M, Dittrich S, Uder M, Staatz G. Strategies for dose-optimized imaging in pediatric cardiac dual source CT [Strategien der Dosisoptimierung in der pädiatrischen Dual-Source-Kardio-CT]. *Fortschr Röntgenstr* 2009;181:339–348
1057. Yang M, Mo XM, Jin JY, Zhang J, Liu B, Wu M, Teng GJ. Image quality and radiation exposure in pediatric cardiovascular CT angiography from different injection sites. *AJR* 2011;196:W117–W122

6.8.6.2. EKG-Modulation

1058. Ben Saad M, Rohnen A, Sigal-Cinqualbre A, Adler G, Paul JF. Evaluation of image quality and radiation dose of thoracic and coronary dual-source CT in 110 infants with congenital heart disease. *Pediatr Radiol* 2009;39:668–676
1059. Durand S, Paul JF. Comparison of image quality between 70 kVp and 80 kVp: Application to paediatric cardiac CT. *Eur Radiol* 2014;24:3003–3009
1060. Goo HW. Current trends in cardiac CT in children. *Acta Radiol* 2013;54:1055–1062
1061. Hollingsworth CL, Yoshizumi TT, Frush DP, Chan FP, Toncheva G, Nguyen G, Lowry CR, Hurwitz LM. Pediatric cardiac-gated CT angiography: Assessment of radiation dose. *AJR* 2007;189:12–18
1062. Huang B, Law MWM, Mak HKF, Kwok SPF, Khong PL. Pediatric 64-MDCT coronary angiography with ECG-modulated tube current: Radiation dose and cancer risk. *AJR* 2009;193:539–544
1063. Huang MP, Liang CH, Zhao ZJ, Liu H, Li JL, Zhang JE, Cui YH, Yang L, Liu QS, Ivanc TB, Vembar M. Evaluation of image quality and radiation dose at prospective ECG-triggered axial 256-slice multi-detector CT in infants with congenital heart disease. *Pediatr Radiol* 2011; 41:858–866
1064. Jadhav SP, Golriz F, Atweh LA, Zhang W, Krishnamurthy R. CT angiography of neonates and infants: Comparison of radiation dose and image quality of target mode prospectively ECG-gated 320-MDCT and ungated helical 64-MDCT. *AJR* 2015;204:W184–W191
1065. Paul JF, Rohnen A, Elfassy E, Sigal-Cinqualbre A. Radiation dose for thoracic and coronary step-and-shoot CT using a 128-slice dual-source machine in infants and small children with congenital heart disease. *Pediatr Radiol* 2011;41:244–249
1066. Tricarico F, Hlavacek AM, Schoepf UJ, Ebersberger U, Nance JW, Vliegenthart R, Cho YJ, Spears JR, Secchi F, Savino G, Marano R, Schoenberg SO, Bonomo L, Apfaltner P. Cardiovascular CT angiography in neonates and children: Image quality and potential for radiation dose reduction with iterative image reconstruction techniques. *Eur Radiol* 2013;23:1306–1315

6.8.7. Dosisreduktionstechniken

1067. Frush DP. Overview of CT technologies for children. *Pediatr Radiol* 2014;44:S422–S426
1068. Young C, Owens CM. Pediatric computed tomography imaging guideline. *Acta Radiol* 2013;54:998–1006

6.8.7.1. Abschirmung

1069. Fricke BL, Donnelly LF, Frush DP, Yoshizumi T, Varchena V, Poe SA, Lucaya J. In-plane bismuth breast shields for pediatric CT: Effects on radiation dose and image quality using experimental and clinical data. *AJR* 2003;180:407–411
1070. Gbelcová L, Nikodemová D, Horváthová M. Dose reduction using bismuth shielding during paediatric CT examinations in Slovakia. *Radiat Prot Dosim* 2011;147:160–161
1071. Geleijns J, Wang J, McCollough C. The use of breast shielding for dose reduction in pediatric CT: Arguments against the proposition. *Pediatr Radiol* 2010;40:1744–1747
1072. Kim S, Frush DP, Yoshizumi TT. Bismuth shielding in CT: Support for use in children. *Pediatr Radiol* 2010;40:1739–1743
1073. Mukundan S, Wang PI, Frush DP, Yoshizumi T, Marcus J, Kloeben E, Moore M. MOSFET dosimetry for radiation dose assessment of bismuth shielding of the eye in children. *AJR* 2007;188:1648–1650
1074. Perisinakis K, Raissaki M, Tzedakis A, Theocaropoulos N, Damilakis J, Gourtsoyiannis N. Reduction of eye lens radiation dose by orbital bismuth shielding in pediatric patients undergoing CT of the head: A Monte Carlo study. *Med Phys* 2005;32:1024–1030
1075. Raissaki M, Perisinakis K, Damilakis J, Gourtsoyiannis N. Eye-lens bismuth shielding in paediatric head CT: Artifact evaluation and reduction. *Pediatr Radiol* 2010;40:1748–1754
1076. Samei E. Pros and cons of organ shielding for CT imaging. *Pediatr Radiol* 2014;44:S495–S500

6.8.7.2. Selektion der Röhrenspannung, Röhrenspannungsmodulation

1077. Arch ME, Frush DP. Pediatric Body MDCT: A 5-year follow-up survey of scanning parameters used by pediatric radiologists. *AJR* 2008;191:611–617

1078. Baker ME, Karim W, Bullen JA, Primak AN, Dong FF, Herts BR. Estimated patient dose indexes in adult and pediatric MDCT: Comparison of automatic tube voltage selection with fixed tube current, fixed tube voltage, and weight-based protocols. *AJR* 2015;205:592–598
1079. Berlin SC, Weinert DM, Vasavada PS, Martinez-Rios C, Parikh RA, Wien MA, Jordan DW, Novak RD. Successful dose reduction using reduced tube voltage with hybrid iterative reconstruction in pediatric abdominal CT. *AJR* 2015;205:392–399
1080. Huda W. Dose and image quality in CT. *Pediatr Radiol* 2002;32:709–713
1081. Kim JE, Newman B. Evaluation of a radiation dose reduction strategy for pediatric chest CT. *AJR* 2010;194:1188–1193
1082. Lira D, Padole A, Kalra MK, Singh S. Tube potential and CT radiation dose optimization. *AJR* 2015;204:W4–W10
1083. Niemann T, Henry S, Duhamel A, Faivre JB, Deschildre A, Colas L, Santangelo T, Remy J, Remy-Jardin M. Pediatric chest CT at 70 kVp: a feasibility study in 129 children. *Pediatr Radiol* 2015;44:1347–1357
1084. Papadimitriou D, Louizi A, Makri T, Theodoropoulos B, Proukakis C. Computed tomography dosimetry in children. *Radiat Prot Dosim* 2000;90:417–422
1085. Siegel MJ, Hildebolt C, Bradley D. Effects of automated kilovoltage selection technology on contrast-enhanced pediatric CT and CT angiography. *Radiology* 2013;268:538–547
1086. Yu L, Bruesewitz MR, Thomas KB, Fletcher JG, Kofler JM, McCollough CH. Optimal tube potential for radiation dose reduction in pediatric CT: Principles, clinical implementations, and pitfalls. *RadioGraphics* 2011;31:835–848

6.8.7.3. Röhrenstrommodulation

1087. Brisson HJ, Robilliard M, Savignoni A, Pierrat N, Gaboriaud G, De Rycke Y, Neuenschwander S, Aubert B, Rosenwald JC. Assessment of organ absorbed doses and estimation of effective doses from pediatric anthropomorphic phantom measurements for multi-detector row CT with and without automatic exposure control. *Health Phys* 2009;97:303–314
1088. Cody DD. Management of auto exposure control during pediatric computed tomography. *Pediatr Radiol* 2014;44:S427–S430
1089. Goo HW, Suh DS. Tube current reduction in pediatric non-ECG-gated heart CT by combined tube current modulation. *Pediatr Radiol* 2006;36: 344–351
1090. Greess H, Nömayr A, Wolf H, Baum U, Lell M, Böwing B, Kalender W, Bautz WA. Dose reduction in CT examination of children by an attenuation-based on-line modulation of tube current (CARE Dose). *Eur Radiol* 2002;12:1571–1576
1091. Greess H, Wolf H, Suess C, Kalender WA, Bautz W, Baum U. Dosisautomatik bei der Mehrzeilenspiral-CT: Phantommessungen und klinische Ergebnisse [Automatic exposure control to reduce the dose in sub-second multislice spiral CT: Phantom measurements and clinical results]. *Fortschr Röntgenstr* 2004;176:862–869
1092. Greess H, Lutze J, Nömayr A, Wolf H, Hothorn T, Kalender WA, Bautz W. Dose reduction in subsecond multislice spiral CT examination of children by online tube current modulation. *Eur Radiol* 2004;14:995–999
1093. Herzog C, Mulvihill DM, Nguyen SA, Savino G, Schmidt B, Costello P, Vogl TJ, Schoepf UJ. Pediatric cardiovascular CT angiography: Radiation dose reduction using automatic anatomic tube current modulation. *AJR* 2008;190:1232–1240
1094. Honnep D, Mahnken AH, Haras G, Wildberger JE, Staatz G, Das M, Barker M, Stanzel S, Günther RW, Hohl C. Pediatric multidetector computed tomography using tube current modulation and a patient image gallery. *Acta Radiol* 2008;4:475–483
1095. Kaasalainen T, Palmu K, Reijonen V, Kortesniemi M. Effect of patient centering on patient dose and image noise in chest CT. *AJR* 2014;203:123–130
1096. Kalra MK, Quick P, Singh S, Sandborg M, Persson A. Whole spine CT for evaluation of scoliosis in children: Feasibility of sub-milliSievert scanning protocol. *Acta Radiol* 2013;54:226–230
1097. Karmazyn B, Ai H, Liang Y, Klahr P, Eckert GJ, Jennings SG. Effect of body size on dose reduction with longitudinal tube current modulation in pediatric patients. *AJR* 2015;204:861–864
1098. Papadakis AE, Perisinakis K, Damilakis J. Angular on-line tube current modulation in multidetector CT examinations of children and adults: The influence of different scanning parameters on dose reduction. *Med Phys* 2007;34:2864–2874
1099. Peng Y, Li J, Ma D, Zhang Q, Liu Y, Zeng J, Sun G. Use of automatic tube current modulation with a standardized noise index in young children undergoing chest computed tomography scans with 64-slice multidetector computed tomography. *Acta Radiol* 2009;10:1175–1181

1100. Santos J, Foley S, Paulo G, McEntee MF, Rainford L. The impact of pediatric-specific dose modulation curves on radiation dose and image quality in head computed tomography. *Pediatr Radiol* 2015;45:1814–1822
1101. Smith AB, Dillon WP, Lau BC, Gould R, Verdun FR, Lopez EB, Wintermark M. Radiation dose reduction strategy for CT protocols: Successful implementation in neuroradiology section. *Radiology* 2008;247:499–506

6.8.7.4. Röhrenstrommodulation + Abschirmung

1102. Coursey C, Frush DP, Yoshizumi T, Toncheva G, Nguyen G, Greenberg SB. Pediatric Chest MDCT using tube current modulation: Effect on radiation dose with breast shielding. *AJR* 2008;190:W54–W61
1103. Servaes S, Zhu X. The effects of bismuth breast shields in conjunction with automatic tube current modulation in CT imaging. *Pediatr Radiol* 2013;43:1287–1294

6.8.7.5. Organbasierte Röhrenstrommodulation

1104. Boos J, Kröpil P, Klee D, Heusch P, Schimmöller L, Schaper J, Antoch G, Lanzman RS. Evaluation of the impact of organ-specific dose reduction on image quality in pediatric chest computed tomography. *Pediatr Radiol* 2014;44:1065–1069
1105. Yamauchi-Kawaura C, Yamauchi M, Imai K, Ikeda M, Aoyama T. Image quality and age-specific dose estimation in head and chest CT examinations with organ-based tube-current modulation. *Radiat Prot Dosim* 2013;157:193–205

6.8.7.6. Röhrenstrommodulation + Röhrenspannungsmodulation

1106. Mathieu KB, Turner AC, Khatonabadi M, McNitt-Gray MF, Cagnon CH, Cody DD. Varying kVp as a means of reducing CT breast dose to pediatric patients. *Phys Med Biol* 2013;58: 4455–4469

6.8.7.7. Iterative Rekonstruktion

1107. Bae S, Kim MJ, Yoon CS, Kim DW, Hong JH, Lee MJ. Effects of adaptive statistical iterative reconstruction on radiation dose reduction and diagnostic accuracy of pediatric abdominal CT. *Pediatr Radiol* 2014;44:1541–1547
1108. Brady SL, Yee BS, Kaufman RA. Characterization of adaptive statistical iterative reconstruction algorithm for dose reduction in CT: A pediatric oncology perspective. *Med Phys* 2012;39:5520–5531
1109. Brady SL, Moore BM, Yee BS, Kaufman RA. Pediatric CT: Implementation of ASIR for substantial radiation dose reduction while Maintaining pre-ASIR image noise. *Radiology* 2014;270:223–231
1110. Brady SL, Shulkin BL. Ultralow dose computed tomography attenuation correction for pediatric PET CT using adaptive statistical iterative reconstruction. *Med Phys* 2015;42:558–566
1111. Den Harder AM, Willemink MJ, Budde RPJ, Schilham AMR, Leiner T, De Jong PA. Hybrid and model-based iterative reconstruction techniques for pediatric CT. *AJR* 2015;204:645–653
1112. Didier RA, Vajtai PL, Hopkins KL. Iterative reconstruction technique with reduced volume CT dose index: Diagnostic accuracy in pediatric acute appendicitis. *Pediatr Radiol* 2015;45:181–187
1113. Gay F, Pavia Y, Pierrat N, Lasalle S, Neuenschwander S, Brisse HJ. Dose reduction with adaptive statistical iterative reconstruction for paediatric CT: phantom study and clinical experience on chest and abdomen CT. *Eur Radiol* 2014;24:102–111
1114. Haggerty JE, Smith EA, Kunisaki SM, Dillman JR. CT imaging of congenital lung lesions: Effect of iterative reconstruction on diagnostic performance and radiation dose. *Pediatr Radiol* 2015;45:989–997
1115. Kaasalainen T, Palmu K, Lampinen A, Reijonen V, Leikola J, Kivisaari R, Kortesniemi M. Limiting CT radiation dose in children with craniosynostosis: Phantom study using model-based iterative reconstruction. *Pediatr Radiol* 2015;45:1544–1553
1116. Khawaja RDA, Singh S, Otrakji A, Padole A, Lim R, Nimkin K, Westra S, Kalra MK, Gee MS. Dose reduction in pediatric abdominal CT: Use of iterative reconstruction techniques across different CT platforms. *Pediatr Radiol* 2015;45:1046–1055
1117. Kilic K, Erbas G, Guryildirim M, Konus OL, Arac M, Ilgit E, Isik S. Quantitative and qualitative comparison of standard-dose and low-dose pediatric head computed tomography: A retrospective study assessing the effect of adaptive statistical iterative reconstruction. *J Comput Assist Tomogr* 2013;37:377–381
1118. Koc G, Courtier JL, Phelps A, Marcovici PA, MacKenzie JD. Computed tomography depiction of small pediatric vessels with model-based iterative reconstruction. *Pediatr Radiol* 2014;44:787–794
1119. Lee M, Kim MJ, Han KH, Lee MJ. Half-dose abdominal CT with sinogram-affirmed iterative reconstruction technique in children – comparison with full-dose CT with filtered back projection. *Pediatr Radiol* 2015;45:188–193

1120. Lee SH, Kim MJ, Yoon CS, Lee MJ. Radiation dose reduction with the adaptive statistical iterative reconstruction (ASIR) technique for chest CT in children: An intra-individual comparison. *Eur J Radiol* 2012;81:e938–e943
1121. McKnight CD, Watcharotone K, Ibrahim M, Christodoulou E, Baer AH, Parmar HA. Adaptive statistical iterative reconstruction: Reducing dose while preserving image quality in the pediatric head CT examination. *Pediatr Radiol* 2014;44:997-1003
1122. Mieville FA, Gudinchet F, Rizzo E, Ou P, Brunelle F, Bochud FO, Verdun FR. Paediatric cardiac CT examinations: Impact of the iterative reconstruction method ASIR on image quality - preliminary findings. *Pediatr Radiol* 2011;41:1154-1164
1123. Nakagawa M, Ozawa Y, Sakurai K, Shimohira M, Ohashi K, Asano M, Yamaguchi S, Shibamoto Y. Image quality at low tube voltage (70 kV) and sinogram-affirmed iterative reconstruction for computed tomography in infants with congenital heart disease. *Pediatr Radiol* 2015;45:1472-1479
1124. Noto D, Funama Y, Kitajima M, Utsunomiya D, Oda S, Yamashita Y. Optimizing radiation dose by varying age at pediatric temporal bone CT. *J Appl Clin Med Phys* 2015;16:311-318
1125. Seibert JA. Iterative reconstruction: How it works, how to apply it. *Pediatr Radiol* 2014;44:S431-S439
1126. Singh S, Kalra MK, Shenoy-Bhangle AS, Saini A, Gervais DA, Westra SJ, Thrall JH. Radiation dose reduction with hybrid iterative reconstruction for pediatric CT. *Radiology* 2012;263:537–546
1127. Smith EA, Dillman JR, Goodsitt MM, Christodoulou EG, Keshavarzi N, Strouse PJ. Modelbased iterative reconstruction: Effect on patient radiation dose and image quality in pediatric body CT. *Radiology* 2014;270:526–534
1128. Sanchez TR, Lee JS, Coulter KP, Seibert JA, Stein-Wexler R. CT of the chest in suspected child abuse using submillisievert radiation dose. *Pediatr Radiol* 2015;45:1072-1076
1129. Tani C, Funama Y, Fujioka C, Nakamura Y, Komoto D, Aoyama H, Awai K. Radiation dose reduction at MDCT with iterative reconstruction for prenatal diagnosis of skeletal dysplasia: Preliminary study using normal fetal specimens. *AJR* 2014;203:1249-1256
1130. Vorona GA, Ceschin RC, Clayton BL, Sutcavage T, Tadros SS, Panigrahy A. Reducing abdominal CT radiation dose with the adaptive statistical iterative reconstruction technique in children: A feasibility study. *Pediatr Radiol* 2011;41:1174-1182
1131. Wallihan DB, Podberesky DJ, Sullivan J, Denson LA, Zhang B, Salisbury SR, Towbin AJ. Diagnostic performance and dose comparison of filtered back projection and adaptive iterative dose reduction threedimensional CT enterography in children and young adults. *Radiology* 2015;276:233-242
1132. Yoon H, Kim MJ, Yoon CS, Choi J, Shin HJ, Kim HG, Lee MJ. Radiation dose and image quality in pediatric chest CT: Effects of iterative reconstruction in normal weight and overweight children. *Pediatr Radiol* 2015;45:337-344
1133. Yu L, Fletcher JG, Shiung M, Thomas KB, Matsumoto JM, Zingula SN, McCollough CH. Radiation dose reduction in pediatric body CT using iterative reconstruction and a novel image-based denoising method. *AJR* 2015;205:1026-1037

6.8.7.8. High-Pitch-Verfahren

1134. Ratcliffe J, Swanson CE, Hafiz N, Frawley K, Coakley K, Cloake J. Assessment of image quality of a standard and two dose-reducing protocols in paediatric pelvic CT. *Pediatr Radiol* 2003;33:177–182

7. Danksagung

Zunächst möchte ich Herrn Professor Dr. med. Hans-Christoph Becker, vormals Institut für Klinische Radiologie, Klinikum der Universität München, nunmehr Department of Radiology, Stanford Hospital, für die Initiierung des Forschungsprojektes des Bundes und Herrn Professor em. Dr. med. Dr. h.c. Maximilian Reiser, FACR, FACS, für die wohlwollende Unterstützung des Projektes sehr herzlich danken.

Herrn Dr. Alexander Schegerer, Bundesamt für Strahlenschutz Oberschleißheim, bin ich für die fachliche Begleitung des Forschungsprojektes dankbar, und seiner Kollegin Frau Ursula Lechel danke ich für die praktische Durchführung der Phantommessungen.

Meinen Promotionsbetreuer Herrn Priv.-Doz. Dr. Dr. Robert Stahl trifft mein tiefer Dank für die selbstlose Unterstützung bei der Bestimmung der subjektiven Bildqualität und nicht zuletzt für die engagierte Begleitung des Promotionsvorhabens.

Die Querschnittsstudie wiederum hätte ohne die Beiträge zahlreicher Kolleginnen und Kollegen aus der klinischen Radiologie im Bundesgebiet nicht entstehen können. Aus datenschutzrechtlichen Gründen dürfte es mir wohl verwehrt sein, die Kolleginnen und Kollegen und insbesondere deren radiologische Einrichtungen mit Namen zu nennen; ich bin und bleibe aber all jenen Kolleginnen und Kollegen aus den bundesdeutschen Universitätskliniken, Kreiskliniken, Kommunalkrankenhäusern, Praxisverbünden und Einzelpraxen in

Augsburg, Bad Kissingen, Berchtesgaden, Cham, Ebersberg, Erding, Freising, Fürstenfeldbruck, Garmisch-Partenkirchen, Hamburg, Kempten, Mannheim, München, Murnau, Nürnberg, Regensburg, Starnberg, Traunstein, Tübingen und Weilheim,

die mich sehr freundlich empfangen, dem erschöpften Reisenden die eine oder andere Tasse Kaffee offeriert, mir einen Teil ihrer Zeit geopfert, mir Untersuchungsdatensätze zur Verfügung gestellt und somit die bundesweite Querschnittsstudie überhaupt erst ermöglicht haben, außerordentlich zu Dank verpflichtet.

Nicht zuletzt möchte ich Karla danken, die mich zur Abfassung dieser mehrere Fragmente vereinenden und dieselben thematisch abrundenden, schlußendlich aber auch kräftezehrenden Arbeit immer wieder ermuntert hat.

München, im Frühjahr 2023

Michael Seidenbusch

Finis operis.

8. Anhang: Tabellen

8.1. Nationale und internationale Übersichtsstudien: Erwachsene

Tab. 8.1: Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Erwachsenen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
1989	Dänemark	[219]	MW	Schädel			1.8
				Thorax			6.5
				Abdomen			7.7
				Becken			4.5
				LWS			5.0
	Groß- britannien lokal	[197]	MW*	Schädel			2.0
				Thorax			9.3
				Abdomen			8.3
				Becken			7.6
				HWS			1.2
				BWS			2.7
1991	Groß- britannien lokal	[197]	MW*	LWS			3.8
				Schädel			2.0
				Thorax			10.8
				Abdomen			12.0
				Becken			10.2
				HWS			1.2
	Schweden	[270]	MW	BWS			2.7
				LWS			3.8
				Schädel			2.1
				Hals			6
				Rumpf			10
				WS			6
1992	Neuseeland	[248]	MW	Schädel			1.8
				Thorax			8.9
				Abdomen			9.7
				Becken			6.9
				HWS			3.3
				BWS			6.5
				LWS			4.7
1995	Deutschland	[178]	MW	Schädel			2.6
				Thorax			20.5
				Abdomen			27.4
				LWS			9.0
				Extremitäten			1.0
	Groß- britannien	[279]	MW	Schädel			2
				Thorax			8
				Abdomen			10
				Becken			10
				Schädel			1.9
1997	Groß- britannien	[278]	MW	Thorax			7.8 ± 4.1
				Abdomen			7.6 ± 4.0
				Becken			7.1 ± 3.7
				LWS			3.3 ± 2.1
	Niederlande	[276]	MW*	Schädel			10.1
				Thorax			15.8
				Abdomen			4.9

Tab. 8.1 - Fortsetzung: Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Erwachsenen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
1997	Norwegen	[239]	MW	Schädel			2.0
				Thorax			11.5
				Abdomen			12.8
				Becken			9.8
				LWS			4.5
			75%-P	Schädel			2.7
				Thorax			15.5
				Abdomen			17.2
				Becken			11.8
				LWS			5.2
1998	Groß- britannien	[260]	MW	Schädel	50.0 ± 14.6	882 ± 332	
				Thorax	20.3 ± 7.6	517 ± 243	
				Abdomen	25.6 ± 8.4	597 ± 281	
				Becken	26.4 ± 9.6	443 ± 233	
			75%-P	Schädel	57.8	1045	
				Thorax	26.8	649	
				Abdomen	32.8	774	
				Becken	33.1	566	
	Schweiz	[174]	MW	Thorax			9.0
1999	Deutschland	[205, 206]	MW	Schädel	57	980	2.8
				NNH	41	446	1.0
				Thorax	18	506	7.7
				Abdomen	21	1237	21.4
				Becken	23	634	10.7
				HWS	66	260	2.5
				LWS	39	230	3.4
	Griechenland	[247]	MW	Schädel			1.8
				Thorax			7.3
				Abdomen			8.5
				Becken			7.5
				LWS			4.7
	Groß- britannien lokal	[280]	MW	Schädel			1.3
				Hals			1.5
				Thorax			4.2
				Thorax-HR			1.4
				Abdomen			6.6
				Becken			7.2
				LWS			4.4
	Oman	[208]	MW	Rumpf			10.2
				Schädel	52.7	669	2.4
				Thorax	16.8	413	3.4
				Abdomen	19.0	664	9.5
	Polen	[267]	MW	HWS	42.4	463	3.5
				Schädel			1.8
				Thorax			2.8
				Abdomen			7.6
				Becken			5.7
				HWS			2.6
				BWS			4.8
				LWS			3.3

Tab. 8.1 - Fortsetzung: Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Erwachsenen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
2000	Nordirland	[196]	MW	Schädel		816	1.6
				Thorax		434	7.6
				Abdomen		433	8.1
				Becken		363	6.8
			75%-P	Schädel			1.9
				Thorax			8.9
				Abdomen			10.6
				Becken			8.4
2001	Griechenland	[214]	MW	Schädel	57.9	677	1.6
				Thorax	19.0	401	6.8
				Abdomen	22.4	464	7.0
				Becken	22.4	336	6.4
				HWS	49.2	295	1.6
				LWS	29.6	203	-
			75%-P	Schädel	69.9	869	2.0
				Thorax	22.0	550	9.4
				Abdomen	26.0	561	8.4
				Becken	26.0	385	7.3
				HWS	61.5	404	2.2
				LWS	34.5	236	-
	Groß- britannien	[211]	MW	Schädel			2.0
				Hals			2.5
				Thorax			8.0
				Abdomen			10.0
				Becken			10.0
				Extremitäten			0.5
2002	Groß- britannien lokal	[280]	MW	Schädel		760	1.7
				Hals		330	3.2
				Thorax		190	3.5
				Thorax-HR		110	2.2
				Abdomen		400	7.0
				Becken		470	9.2
				LWS		300	6.4
	Österreich	[201]	MW	Rumpf		580	10.9
				NNH	35.3	279	0.7
				Thorax	16.3	399	6.8
				Abdomen	17.5	880	14.9
				Becken	20.4	478	8.1
	Schweiz	[175]	MW	LWS	35.6	411	6.2
				Thorax			9.0
				Abdomen			10.4
				LWS			9.4

Tab. 8.1 - Fortsetzung: Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Erwachsenen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
2003	Griechenland	[246]	MW	Schädel	68	919	2.1
				Thorax	21	429	7.3
				Abdomen	23	493	7.4
				Becken	27	538	10.3
				HWS	48	621	3.4
				BWS	29	734	13.1
				LWS	39	473	7.1
	Groß- britannien	[261, 979]	75%-P	Schädel	78	1093	2.5
				Thorax	25	503	8.5
				Abdomen	22	493	7.4
				Becken	30	602	11.8
				HWS	63	821	3.8
				BWS	33	822	16.8
				LWS	48	573	8.6
	Italien	[246]	MW	Schädel	49	694	1.5
				Thorax	8.9	402	5.8
				Thorax-HR	3.2	88	1.2
				Abdomen	12	352	5.3
				Becken	11	473	7.1
			75%-P	Schädel	57	787	1.7
				Thorax	11	488	6.9
				Thorax-HR	4.0	104	1.5
				Abdomen	14	472	7.1
				Becken	13	537	8.0
	Schweiz	[177]	MW	Schädel	59	707	1.6
				Thorax	21	483	6.2
				Abdomen	23	551	8.3
				Becken	24	434	8.2
				HWS	71	353	1.9
				BWS	36	272	4.6
				LWS	36	303	4.7
			75%-P	Schädel	69	894	2.1
				Thorax	25	631	8.7
				Abdomen	25	632	9.5
				Becken	27	510	9.7
				HWS	84	550	2.9
				BWS	40	330	5.6
				LWS	40	365	5.5
			MW	Schädel		1250	
				Thorax		370	
				Abdomen		790	
2004	Kanada	[171]	MW	Schädel			2.8
				Thorax			9.3
				Abdomen			10.1
				Becken			9.0

Tab. 8.1 - Fortsetzung: Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Erwachsenen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
2006	Italien	[241]	MW	Schädel	59.6	768	1.8
				Thorax	19.7	487	7.9
				Abdomen	24.3	527	7.9
				Becken	22.1	487	8.8
				HWS	57.9	280	1.5
				BWS	33.2	234	3.9
				LWS	26.3	274	4.6
			75%-P	Schädel	68.7	947	2.3
				Thorax	25.0	650	11.0
				Abdomen	25.6	625	9.2
				Becken	28.9	505	9.1
				HWS	75.2	420	2.2
				BWS	39.7	287	4.8
				LWS	41.7	380	6.4
2007	International	[275]	MW	Schädel	39	544	
				Thorax	9.3	348	
				Abdomen	10.4	549	
			75%-P	Schädel	47	527	
				Thorax	9.5	447	
				Abdomen	10.9	696	
			[235]	Schädel	48.2	732	6.9
				Thorax	14.0	470	7.9
				Abdomen	30.4	821	10.3
				Becken	75.9	610	10.9
				HWS	12.8	155	3
				BWS	10.4	145	2.6
2007	Tansania	[237]	MW*	LWS	3.0	476	7.3
				Schädel			2.2 ± 0.9
				Thorax			12.2 ± 3.4
				Abdomen			15.3 ± 6.0
				Becken			13.4 ± 7.3
				LWS			5.4 ± 2.3
		[224]	MW	Schädel	36.8 ± 20.5		
				Abdomen	22.2 ± 25.0		
			75%-P	Schädel	45.4		
				Abdomen	24.3		
		[271]	MW	Schädel	72.9 ± 24.0	850 ± 310	
				Thorax	9.9 ± 3.3	349 ± 122	
				Abdomen	11.8 ± 4.9	511 ± 176	
				HWS	38.3 ± 13.6	618 ± 241	
				LWS	33.4 ± 17.2	574 ± 150	
			50%-P	Schädel		1064	
				Thorax		381	
				Abdomen		500	
				HWS		874	
				LWS		673	
			75%-P	Schädel		1270	
				Thorax		480	
				Abdomen		580	
				HWS		1400	
				LWS		830	

Tab. 8.1 - Fortsetzung: Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Erwachsenen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
2007	Taiwan	[274]	MW	Schädel	55	655	1.6 ± 0.9
				Thorax	20	455	8.4 ± 6.5
				Abdomen	22	453	7.4 ± 5.8
				Becken	22	410	7.7 ± 5.7
			75%-P	Schädel	62	763	
				Thorax	21	535	
				Abdomen	23	500	
				Becken	23	459	
2008	Korea	[192]	MW	Schädel	41.1 ± 14.4		
				Ganzkörper	12.5 ± 4.7		
			75%-P	Schädel	50.5		
				Ganzkörper	14.4		
	Luxemburg	[271]	MW	Schädel	45		
				Thorax	5.6		
				Abdomen	8.0		
				HWS	21		
				LWS	25		
2009	Afrika	[236]	MW	Thorax	9.2–24.3	256–933	
				Thorax	6.8–25.8	121–366	
				HRCT			
				Abdomen	11.9–22.7	341–1314	
				Becken	7.3–26	163–837	
				LWS	11.9–38.8	341–646	
	Asien	[236]	MW	Thorax	12–18.6	223–564	
				Thorax	14.4–24.3	99–561	
				HRCT			
				Abdomen	11.7–21.6	513–638	
				Becken	16.8–28.4	390–545	
				LWS	19.3–19.5	513–720	
	Deutschland	[215]	50%-P	Cardio-CTA	52.7	885	12
	Dubai	[988]	MW	Schädel			1.2 ± 0.6
				Thorax			5.4 ± 1.6
				Abdomen			10.9 ± 4.3
			75%-P	Schädel			1.8
				Thorax			5.5
				Abdomen			10.3
	Luxemburg	[271]	MW	Schädel	46.3 ± 7.2	747 ± 127	
				Thorax	6.6 ± 2.9	234 ± 128	
				Abdomen	8.8 ± 3.1	382 ± 155	
				HWS	24.2 ± 9.0	391 ± 169	
				LWS	29.8 ± 14.6	544 ± 163	
	Malta	[281]	MW	Schädel	38.3 ± 18.1	531 ± 201	
				Thorax	11.9 ± 7.3	455 ± 309	
				Abdomen	11.3 ± 7.0	512 ± 311	
			75%-P	Schädel	41	736	
				Thorax	13.1	492	
				Abdomen	12.1	539	
	Osteuropa	[236]	MW	Thorax	6.9–21.3	148–833	
				Thorax	10–20.6	117–330	
				HRCT			
				Abdomen	10.2–21.2	435–910	
				Becken	8.3–21.8	268–698	
				LWS	12.3–23.9	289–541	

Tab. 8.1 - Fortsetzung: Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Erwachsenen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
2010	Dubai	[988]	MW	Schädel			1.0 ± 0.4
				Thorax			5.8 ± 2.6
				Abdomen			15.3 ± 2.9
			75%-P	Schädel			1.0
				Thorax			6.3
				Abdomen			15.9
	Finnland	[963]**	75%-P	Thorax		341	
	Irland	[203]	MW	Schädel	64.0 ± 15.0	875 ± 121	
				NNH	12.7 ± 6.0	170 ± 84	
				Thorax	10.1 ± 3.0	354 ± 103	
				Thorax-HRCT	4.6 ± 4.0	166 ± 144	
				Abdomen	11.1 ± 3.0	547 ± 193	
				Ganzkörper	10.2 ± 3.0	765 ± 240	
				HWS	16.8 ± 4.0	362 ± 133	
				Pulmonal-A	9.9 ± 4.0	324 ± 208	
			75%-P	Schädel	66.2	940	
				NNH	16.0	206	
				Thorax	10.5	393	
				Thorax-HRCT	6.6	276	
				Abdomen	12.3	598	
				Ganzkörper	11.6	845	
				HWS	19.4	418	
				Pulmonal-A	12.5	432	
	Japan	[956]	MW	Schädel		997 ± 495	
				Hals		529 ± 503	
				Thorax		491 ± 357	
				Abdomen		522 ± 323	
				Becken		323 ± 284	
				Extremitäten		573 ± 840	
				Cardio-A		1091 ± 664	
			75%-P	Schädel		1119	
				Hals		523	
				Thorax		576	
				Abdomen		681	
				Becken		349	
				Extremitäten		642	
				Cardio-A		1510	
	Korea	[193]	MW	Schädel	53.8 ± 16.1	819 ± 352	
				Hals	21.2 ± 13.3	540 ± 333	
				Thorax	12.9 ± 5.6	807 ± 401	
				Abdomen	15.0 ± 5.0	1263 ± 678	
				LWS	34.1 ± 25.2	876 ± 575	
			75%-P	Schädel	62.4	960	
				Hals	28.2	693	
				Thorax	17.0	1122	
				Abdomen	17.6	1676	
				LWS	39.8	1216	
	Luxemburg	[271]	MW	Schädel	52.2 ± 15.2	813 ± 187	
				Thorax	6.8 ± 2.8	233 ± 96	
				Abdomen	9.6 ± 4.7	431 ± 234	
				HWS	20.5 ± 9.0	341 ± 175	
				LWS	26.5 ± 10.7	473 ± 219	

Tab. 8.1 - Fortsetzung: Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Erwachsenen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
2010	Schweiz	[273]	50%-P	Schädel	58	867	
				NNH	18	252	
				Hals	15	462	
				Thorax	10	338	
				Abdomen	11	497	
				Becken	15	381	
				Ganzkörper	13	702	
				HWS	19	459	
				LWS	23	494	
				Extremitäten	13	695	
			75%-P	Cardio-CTA	39	763	
				Schädel	69	1083	
				NNH	25	359	
				Hals	21	475	
				Thorax	13	424	
	Syrien	[222]	MW	Abdomen	14	633	
				Becken	20	490	
				Ganzkörper	16	1012	
				HWS	28	605	
				LWS	30	896	
			75%-P	Extremitäten	17	1420	
				Cardio-CTA	65	1222	
				Schädel	53.5 ± 13.0	668 ± 194	1.2 ± 0.4
				Thorax	16.9 ± 7.8	396 ± 164	5.4 ± 2.3
				Thorax HRCT	25.7 ± 11.3	116 ± 96	1.6 ± 1.3
	Weißenland	[225]	MW	Abdomen	20.2 ± 8.5	567 ± 338	7.7 ± 4.6
				Becken	23.4 ± 13.2	465 ± 308	6.8 ± 4.5
				Schädel	60.7	793	1.4
				Thorax	22.0	520	7.1
				Thorax HRCT	30.5	133	1.8
			75%-P	Abdomen	24.1	721	9.8
				Becken	27.5	542	8.0
				LWS			
2011	Bosnien-Herzegowina	[195]	MW	Schädel	50.2 ± 14.3	597 ± 179	1.4 ± 0.4
				Hals	39.3 ± 15.6	470 ± 188	2.6 ± 1.0
				Thorax	16.4 ± 5.3	408 ± 130	6.9 ± 2.2
				Thorax	13.5	437	
	Bulgarien	[967]*	MW	Abdomen	21	460	
				Becken	20	423	
				LWS	21	460	
	Griechenland	[262]	MW	Schädel	75.9		
				Thorax	17.5		
				Abdomen	13.5		
			75%-P	Schädel			2.37
				Thorax			8.35
				Abdomen			9.96
				Schädel			2.66
				Thorax			9.72
				Abdomen			12.1

Tab. 8.1 - Fortsetzung: Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Erwachsenen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
2011	International	[244]	50%-P	Schädel	52.0	733	1.9
				Thorax	18.6	394	7.5
				Abdomen	22.0	464	7.9
				Becken	23.0	434	7.6
				HWS	44.3	324	2.6
				BWS	-	253	4.6
				LWS	30.3	302	5.2
	Japan	[204]	50%-P	Schädel		950	
				Hals		415	
				Thorax		372	
				Abdomen		434	
				Becken		345	
				Ganzkörper		1010	
				Cardio-CTA		722	
			75%-P	Schädel		1387	
				Hals		616	
				Thorax		544	
				Abdomen		694	
				Becken		556	
				Ganzkörper		1558	
				Cardio-CTA		1163	
2012	Kenia	[226]	MW	Schädel	61	1575	3.8
				Thorax	15.1	950	19.4
				Abdomen	16.1	1702	27.7
				LWS	17.9	345	5.9
	Mazedonien	[195]	MW	Thorax	11.4	342	
				Abdomen	13	625	
				Becken	11.4	416	
				LWS	-	-	
	Serbien	[195]	MW	Thorax	20	148	
				Abdomen	12.3	512	
				Becken	14.1	305	
				LWS	12.3	512	
2012	Japan	[204]	50%-P	Schädel		989	
				Hals		441	
				Thorax		371	
				Abdomen		362	
				Becken		363	
				Ganzkörper		910	
				Cardio-CTA		606	
			75%-P	Schädel		1262	
				Hals		678	
				Thorax		519	
				Abdomen		590	
				Becken		549	
				Ganzkörper		1343	
	Rumänien	[207]	MW	Cardio-CTA		1031	
				Schädel			3.1 ± 1.6
				Thorax			11.0 ± 5.6
				Abdomen			22.9 ± 11.7
				Becken			19.4 ± 9.9
				HWS			3.9 ± 2.0
				LWS			9.7 ± 5.0
				Extremitäten			8.7 ± 4.4

Tab. 8.1 - Fortsetzung: Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Erwachsenen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
2012	UK	[190]	MW	Schädel		766 ± 142	
				NNH		132 ± 62	
				Hals		529 ± 142	
				Thorax		345 ± 123	
				Abdomen		736 ± 169	
				Becken		448 ± 156	
				HWS		522 ± 187	
				BWS		689 ± 356	
				LWS		617 ± 246	
				Cardio-CTA		474 ± 260	
			50%-P	Schädel		775	
				NNH		140	
				Hals		484	
				Thorax		341	
				Abdomen		700	
				Becken		435	
				HWS		483	
				BWS		546	
				LWS		619	
				Cardio-CTA		462	
2013	Griechenland	[263]	MW	Schädel		858	
				NNH		179	
				Hals		639	
				Thorax		415	
				Abdomen		822	
				Becken		575	
			50%-P	HWS		568	
				BWS		697	
				LWS		698	
				Cardio-CTA		493	
				Schädel	60.7 ± 19.7	909 ± 326	
			MW	NNH	38.9 ± 20.0	473 ± 257	
				Thorax	12.1 ± 5.5	395 ± 178	
				Abdomen	13.9 ± 6.0	628 ± 263	
				Ganzkörper	13.8 ± 5.2	834 ± 333	
				LWS	28.8 ± 14.1	646 ± 331	
			50%-P	Schädel	59.4	854	
				NNH	37.2	440	
				Thorax	11.1	375	
				Abdomen	12.9	589	
				Ganzkörper	13.4	802	
			75%-P	LWS	22.7	552	
				Schädel	66.7	1053	
				NNH	52.1	607	
				Thorax	14.4	481	
				Abdomen	16.3	758	
			75%-P	Ganzkörper	16.8	1022	
				LWS	35.2	723	

Tab. 8.1 - Fortsetzung: Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Erwachsenen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
2013	Korea	[223]	MW	Schädel	44.9 ± 12.1	748 ± 214	1.7 ± 0.5
				Hals	18.8 ± 11.2	681 ± 382	3.7 ± 2.1
				Thorax	10.4 ± 4.2	583 ± 269	9.9 ± 4.6
				Thorax-HR	9.4 ± 4.9	413 ± 269	7.0 ± 4.6
				Thorax + Abdomen	11.5 ± 3.4	990 ± 363	15.9 ± 5.8
				Abdomen	11.7 ± 3.5	835 ± 427	12.6 ± 6.5
				Magen	11.0 ± 3.5	816 ± 419	12.3 ± 6.3
				Leber	12.5 ± 4.1	1434 ± 543	21.5 ± 8.2
				Pancreas	12.1 ± 4.9	1268 ± 637	19.1 ± 9.6
				Nieren	12.5 ± 4.1	1623 ± 597	24.3 ± 9.0
				HWS	23.6 ± 15.1	525 ± 340	2.8 ± 1.8
				LWS	23.5 ± 15.9	713 ± 477	3.9 ± 2.6
				Hüfte	14.9 ± 8.6	523 ± 287	0.5 ± 0.3
				Schädel-CTA	32.9 ± 11.9	1502 ± 739	3.5 ± 1.7
				Cardio-CTA	34.8 ± 17.2	852 ± 523	14.5 ± 8.9
				Leber-CTA	12.1 ± 3.4	1185 ± 372	17.8 ± 5.6
				Aorten-CTA	13.5 ± 5.0	1633 ± 863	24.5 ± 13.2
			50%-P	Schädel	43.2	748	1.7
				Hals	15.6	574	3.1
				Thorax	9.7	521	8.9
				Thorax-HR	8.4	345	5.9
				Thorax + Abdomen	10.5	862	13.8
				Abdomen	11.4	693	10.4
				Magen	11.0	692	10.4
				Leber	12.1	1285	19.3
				Pancreas	10.8	1077	16.2
				Nieren	11.7	1474	22.1
				HWS	18.8	435	2.3
				LWS	18.6	587	3.2
				Hüfte	12.8	446	0.5
				Schädel-CTA	32.4	1396	3.3
			75%-P	Cardio-CTA	31.1	692	11.2
				Leber-CTA	13.2	1177	17.7
				Aorten-CTA	13.0	1420	21.3
				Schädel	52.8	904	2.1
				Hals	19.1	769	4.2
				Thorax	13.2	707	12.0
				Thorax-HR	11.4	502	8.5
				Thorax + Abdomen	13.4	1186	19.0
				Abdomen	13.3	1028	15.4
				Magen	13.2	947	14.2
				Leber	14.7	1693	25.4
				Pancreas	14.0	1531	23.0
				Nieren	14.2	2100	31.5
				HWS	28.9	596	3.2
				LWS	23.7	755	4.1
				Hüfte	16.8	601	0.6
				Schädel-CTA	42.7	1854	4.5
				Cardio-CTA	44.6	1246	21.2
				Leber-CTA	14.2	1382	20.7
				Aorten-CTA	14.9	1998	30.0

Tab. 8.1 - Fortsetzung: Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Erwachsenen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
2013	Kanada - Manitoba	[199]	MW	Schädel			3.0 ± 1.0
				NNH			1.0 ± 0.7
				Thorax			13.2 ± 6.4
				Abdomen			18.0 ± 8.6
	Korea	[194]	75%-P	Schädel		1305	
				NNH		516	
				Thorax		823	
				Abdomen		1325	
	Saudiarabien	[249]	MW	Schädel-CTA	25.2 ± 11.9	1380 ± 865	
			75%-P	Schädel-CTA	34.1	1816	
2014	Australien	[234]	MW	Thorax	14.3	520	
				Thorax-HR	14.5	430	
				Abdomen	14.1	685	
				Ganzkörper	15	1000	
				Pulmonal-CTA	16.7	410	
				Thorax	18	630	
	Italien	[243]	75%-P	Thorax-HR	20	600	
				Abdomen	15	800	
				Ganzkörper	16	1040	
				Pulmonal-CTA	18	480	
				Schädel			2.9
				Thorax			13.3
				Thorax- HRCT			20.4
				Thorax- Angio			17.7
2014	Japan	[93]	MW	Abdomen			19.5
				Ganzkörper			28.9
				Schädel	64	1086	
				Thorax	12	453	
				Abdomen	15	653	
				Ganzkörper	14	713	
	Japan	[93]	75%-P	WS	34	617	
				Schädel	69	1312	
				Thorax	15	569	
				Abdomen	18	843	
				Ganzkörper	17	933	
				WS	42	888	
				Schädel	77.4		
				Thorax	13.0		
				Abdomen	17.7		
				Schädel	73.0		
				Thorax	11.5		
				Abdomen	16.0		
				Schädel	92.3		
				Thorax	16.2		
				Abdomen	21.5		

Tab. 8.1 - Fortsetzung: Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Erwachsenen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
2014	Portugal	[977]	MW	Schädel	70.0 ± 14.7	802 ± 388	
				Hals	19.8 ± 18.0	385 ± 226	
				Thorax	12.4 ± 12.0	390 ± 228	
				Abdomen	14.0 ± 8.0	563 ± 316	
				Becken	17.2 ± 17.1	543 ± 314	
				HWS	36.3 ± 36.2	483 ± 279	
				LWS	34.6 ± 26.6	651 ± 372	
			75%-P	Schädel	75	1010	
				Hals	20	465	
				Thorax	14	470	
				Abdomen	18	800	
				Becken	18	645	
				HWS	39	600	
				LWS	38	845	
2015	Schottland	[269]	50%-P	Schädel	65*	953*	
				Thorax	18*	591*	
				Abdomen	59*	1706*	
		[269]	MW	Schädel	-	789	
				NNH	-	782	
				Hals	-	837	
		[172]	75%-P	Thorax	-		
				Abdomen	-		
				Schädel	-	960	2
2015	USA	[265]	50%-P	NNH	-	400	1
				Hals	-	510	6
				Thorax	-	550	11
				Abdomen	-	960	17
			75%-P	Schädel	-	1300	3
				NNH	-	610	2
				Hals	-	690	8
				Thorax	-	830	18
				Abdomen	-	1460	26
* Mittelwert aus mehreren Einzelstudien MW Mittelwert 50%-P 50%-Perzentile 75%-P 75%-Perzentile CTDI CTDI _w oder CTDI _{vol}							

Tab. 8.2. Nationale Dosisstudien: Organdosen bei Erwachsenen.

Jahr	Nation	Referenz
1997	Norwegen	[239]
2003	Griechenland	[246]
2006	Tansania	[238]
2007	Taiwan	[274]
2011	International	[244]
2012	Finnland	[316]
2014	Australien	[234]

Tab. 8.3. Nationale Dosisstudien: Kollektivdosen *.

Jahr	Nation	Ref.	Kollektivdosis (Personen-Sv)		Mittlere effektive Dosis pro Einwohner (mSv)		Mittlere effektive Dosis pro CT- Untersuchung (mSv)
			Radiologie	CT	Radiologie	CT	
1989	Dänemark	[219]		250		0.05	3.4
	Großbritannien lokal	[197]		31.5			5.4
1990	Spanien lokal	[251]			0.4		
1991	Großbritannien lokal	[197]		51.9			9.4
	Portugal	[251]	7000		0.71		
	Schweden	[270]		840		0.1	4.5
1992	Deutschland	[221]	115000	5250	1.8	0.63	
	Japan	[230]	270100	56000			
	Neuseeland	[248]	1609	271	0.48	0.08	4.5
1993	Norwegen	[182, 240]	3375	1005	0.78	0.23	4.9
1994	Ukraine	[220]	26247	790	0.5		
1995	Deutschland	[178]	113968	39661			
1996	USA	[264]			1.24	0.38	
1997	Deutschland	[250]	186600	69000	2.15	0.80	
1998	Großbritannien	[211]	12298	7662			
		[213]	19300	7720	0.33	0.13	
	Niederlande	[188]	9148		0.59		7.9
	Schweiz	[173]	7100	2000	1.0	0.28	
1999	Belgien	[251]	18315		1.78		
	Griechenland	[247]		1033		0.5	5.5
	Polen	[267]		2200			4.8
1993	Norwegen	[182]	4960		1.09	0.64	
1994	Luxemburg	[259]	614		1.59	0.48	
2000	Deutschland	[185]			1.8	0.73	8.1
2001	Großbritannien	[211]	19298	7672	0.33	0.13	5.5
2002	Großbritannien	[212]	22713	10650			
	Italien – Aosta	[282]			0.68	0.55	
	Luxemburg	[259]	852		1.98	0.99	
2003	Italien, Friuli- Venezia Giulia	[242]	1130	553	0.95	0.47	7.9
	USA	[264]			1.86	0.90	
2005	Dänemark	[210]					18.9
2006	USA	[232]	900000	437523	3.0	1.5	6.6
		[233]	899000	437523	3.01	1.47	
2007	Frankreich	[200]	82631	47955	1.3	-	6.3
	weltweit	[233]	4000000		0.6	0.24	
2008	Frankreich	[256]	45541	16680	0.74	0.29	3.5
	Großbritannien	[213]	24471	16640	0.41	0.29	
	Schweiz	[255]	9100	6150	1.2	0.8	7.9
2009	Italien – Aosta	[282]			1.19	1.03	
2010	Australien	[217]	26212	16820	1.2	0.77	6.1
	Portugal	[272]	10164	7481	0.96	0.71	5.9
	Sudan	[268]	7197	777	0.18		
	USA	[264]			2.34	1.58	
2012	Rumänien	[207]			0.37		
	Ukraine	[266]	43530	2453	0.95	0.05	
2015	Europa	[181]	547500		1.06		

* Fehlende Zahlenangaben in den Referenzen wurden anhand des verfügbaren Datenmaterials hochgerechnet.

8.2. Nationale und internationale Übersichtsstudien: Kinder

Tab. 8.4. Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Kindern ohne nähere Altersbezeichnung.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
2010	Afrika	[970]	MW	Thorax	10.3	153	
				Thorax	9.8	137	
				HRCT			
				Abdomen	8.5	180	
				Becken	8.3	131	
				LWS	13.6	201	
	Asien	[970]	MW	Thorax	10.4	169	
				Thorax	12.6	139	
				HRCT			
				Abdomen	13.8	413	
				Becken	14.4	189	
	Osteuropa	[970]	MW	LWS	13.6	274	
				Thorax	8.7	194	
				Thorax	6.5	145	
				HRCT			
				Abdomen	9.2	246	
				Becken	9.3	255	
	Syrien	[222]	MW	LWS	11.1	182	
				Schädel	35.4 ± 14.8	375 ± 190	1.2 ± 0.6
				Thorax	27.0 ± 14.9	332 ± 179	4.3 ± 2.3
				Thorax	37.1 ± 24.0	127 ± 83	1.7 ± 1.1
				HRCT			
			75%-P	Abdomen	27.3 ± 15.1	439 ± 290	6.6 ± 4.4
				Becken	33.6 ± 18.9	351 ± 240	5.3 ± 3.6
				Schädel	47.6	500	1.6
				Thorax	32.1	347	4.5
				Thorax	39.9	168	2.2
2011	Bosnien- Herzegowina	[195]	MW	HRCT			
				Abdomen	34.2	525	7.9
				Becken	41.2	537	8.1
				Thorax	7.2	160	
	Mazedonien	[195]	MW	Abdomen	5.5	199	
				Becken	14.2	275	
				LWS	5.5	199	
				Thorax	16.3	326	
2015	Serbien	[195]	MW	Abdomen	13.5	613	
				Becken	11.4	485	
				LWS	-	-	
				Thorax	11	230	
				Abdomen	13	385	
				Becken	13	330	
				LWS	11	385	
2015	USA	[965]	MW	Schädel	27.3	391	

* Mittelwert aus mehreren Einzelstudien

MW Mittelwert

50%-P 50%-Perzentile

75%-P 75%-Perzentile

Tab. 8.5. Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Kindern nach Altersgruppen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI _w [CTDI _{vol}] (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
0 Jahre							
2005	Deutschland	[957]	MW	Schädel	21.8	227	2.3*
				NNH	15.1	137	1.4*
				Thorax	4.5	46	1.9*
				Abdomen	5.2	71	3.6*
				LWS	9.0	90	4.4*
			75%-P	Schädel	26.9	275	2.6*
				NNH	10.7	58	0.6*
				Thorax	5.6	47	2.1*
				Abdomen	5.5	81	4.6*
				LWS	9.1	92	5.1*
0 – 1 Jahre							
2003	Groß- britannien	[979]	MW	Schädel	11.0 ± 8.4	159 ± 124	6.3 ± 5.0
				Thorax	25.0 ± 12.3	230 ± 106	2.5 ± 1.2
			75%-P	Schädel	12	204	7.9
				Thorax	34	270	3.0
2005	Deutschland	[957]	MW	Schädel	26.4	302	2.2*
				NNH	7.5	68	0.5*
				Thorax	6.0	77	2.2*
				Abdomen	7.0	148	4.8*
				LWS	21.9	297	11.4*
			75%-P	Schädel	38.5	393	2.8
				NNH	9.4	84	0.7
				Thorax	7.1	93	2.6
				Abdomen	8.6	164	4.9
				LWS	39.2	564	22.0
2008	Schweiz	[985]	MW	Schädel	17	213	
				Thorax	4.2	85	
				Abdomen	5.9	107	
2009	Dubai	[988]	MW	Schädel			2.2 ± 1.9
				Thorax			1.9 ± 0.3
				Abdomen			8.0 ± 4.6
			75%-P	Schädel			2.4
				Thorax			2.0
	Griechenland	[986]*	MW	Abdomen			9.8
				Schädel	27	245	6.4
				Thorax	24	165	5.1
				Abdomen	24	353	12.3
2010	Belgien	[953]	75%-P	Schädel	35	280	
				NNH	16	80	
				Thorax	8	76	
				Abdomen	7.8	101	
	Dubai	[988]	MW	Schädel			1.5 ± 0.6
				Thorax			-
			75%-P	Abdomen			5.4 ± 1.1
				Schädel			1.7
	Japan	[956]	MW	Thorax			-
			75%-P	Abdomen			6.2
			Schädel	Schädel	615 ± 563		
			Schädel	Schädel	821		

Tab. 8.5 - Fortsetzung. Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Kindern nach Altersgruppen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
0 – 1 Jahre							
2011	Bulgarien	[967]*	MW	Schädel	23.7		
				Thorax	20.0		
				Abdomen	18.3		
2012	Frankreich	[951]*	50%-P	Schädel			1.2
				Thorax			3.2
				Abdomen			7.9
	Kenia	[226]	MW	Schädel	34	764	1.8
	Thailand	[968]	MW	Schädel	22 ± 8	327 ± 147	
				Thorax	4.3 ± 1.8	77 ± 42	
				Abdomen	6.0 ± 2.5	157 ± 86	
			50%-P	Schädel	22	300	
				Thorax			
				Abdomen			
2013	Australien	[975]	MW	Schädel			2.9
				Thorax			2.9
				Abdomen			8.5
				Ganzkörper			11
	USA	[958]**	MW	Abdomen	3.6 ± 0.4	87 ± 9	6.2 ± 0.5
			50%-P	Abdomen	3.4	88	6.5
			75%-P	Abdomen	5.0	106	7.3
2015	Australien / Neuseeland	[962]	50%-P	Schädel	[26.0]	311	
				NNH	[7.1]	67	
				Thorax	[1.7]	24	
				Abdomen	[3.4]	63	
			75%-P	Schädel	[28.7]	378	
				NNH	[8.4]	84	
				Thorax	[2.4]	35	
	Serbien	[954]	MW	Abdomen	[4.6]	93	
			MW	Schädel	15 ± 1	247 ± 28	
				Thorax	3 ± 0	90 ± 0	
				Abdomen	3 ± 1	153 ± 32	
2015	Sudan	[981]	MW	Schädel	19.1 ± 8.3	265 ± 76	3.1 ± 0.5
			75%-P	Abdomen	8.8 ± 1.4	242 ± 81	7.7 ± 1.5
				Schädel	19.3	285	3.2
			75%-P	Abdomen	9.3	269	8.2
1 Jahr							
2005	Deutschland	[957]*	MW	Schädel			2.2
				NNH			0.5
				Thorax			2.2
				Abdomen			4.8
				LWS			11.4
2009	Frankreich	[952]	75%-P	Schädel	31		
				NNH	11		
				Thorax	3		
				Abdomen	4		
2014	Portugal	[977]	MW	Schädel	49.4 ± 15.6	512 ± 228	
				Thorax	1.6 ± 0.9	26 ± 19	
			75%-P	Schädel	48.3	630	
				Thorax	2.4	43	
2015	Japan	[961]	50%-P	Abdomen	3.1	107	
			75%-P	Abdomen	3.5	134	

Tab. 8.5 - Fortsetzung. Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Kindern nach Altersgruppen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI _w [CTDI _{vol}] (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
1 – 5 Jahre							
2003	Groß- britannien	[979]	MW	Schädel	34.0 ± 13.9	383 ± 142	1.5 ± 0.6
				Thorax	11.0 ± 6.4	198 ± 119	3.6 ± 2.2
			75%-P	Schädel	43	465	1.9
				Thorax	13	228	4.1
2005	Deutschland	[957]	MW	Schädel	35.4	452	1.9*
				NNH	11.1	116	0.5*
				Thorax	7.0	116	2.5*
				Abdomen	9.0	219	5.4*
				LWS	24.8	279	8.0*
			75%-P	Schädel	51.4	611	2.6*
				NNH	14.2	132	0.6*
				Thorax	8.7	137	3.2*
				Abdomen	10.7	261	5.6*
				LWS	38.6	483	13.4*
2008	Schweiz	[985]	MW	Schädel	25	332	
				Thorax	6.5	161	
				Abdomen	7.2	238	
2009	Dubai	[988]	MW	Schädel			2.0 ± 1.3
				Thorax			3.6 ± 0.5
				Abdomen			5.2 ± 2.3
			75%-P	Schädel			2.4
				Thorax			3.8
	Griechenland	[986]*	MW	Abdomen			6.4
				Schädel	34	298	2.4
				Thorax	30	295	5.9
2010	Belgien	[953]	75%-P	Abdomen	20	449	9.0
				Schädel	43	473	
				NNH	16	80	
				Thorax	9	111	
	Dubai	[988]	MW	Abdomen	11	209	
				Schädel			1.4 ± 0.7
				Thorax			3.7 ± 4.0
				Abdomen			4.7 ± 1.7
			75%-P	Schädel			1.7
				Thorax			2.8
				Abdomen			5.2
2011	Bulgarien	[967]*	MW	Schädel	30.8		
				Thorax	14.6		
				Abdomen	14.7		
2012	Frankreich	[951]*	50%-P	Schädel			1.1
				Thorax			2.1
				Abdomen			7.9
	Kenia	[226]	MW	Schädel	42	1189	2.9
				Thorax	26 ± 9	459 ± 179	
	Thailand	[968]	MW	Abdomen	5.4 ± 2.1	122 ± 53	
				Schädel	7.0 ± 2.2	229 ± 94	
				Thorax	23	457	
			50%-P	Abdomen	4.6	104	
				Schädel	6.9	213	
			75%-P	Thorax	29	570	
				Abdomen	5.7	140	
				Schädel	8.9	276	

Tab. 8.5 - Fortsetzung. Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Kindern nach Altersgruppen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI _w [CTDI _{vol}] (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
1 – 5 Jahre							
2013	Australien	[975]	MW	Schädel			2.5
				Thorax			2.6
				Abdomen			6.3
				Ganzkörper			8.9
2014	USA	[958]**	MW	Abdomen	4.7 ± 0.2	132 ± 5	6.6 ± 0.3
			50%-P	Abdomen	4.1	124	5.8
			75%-P	Abdomen	5.6	162	7.8
2015	Portugal	[977]	MW	Schädel	44.6 ± 14.3	674 ± 240	
				Thorax	3.9 ± 2.2	98 ± 66	
			75%-P	Schädel	50.0	767	
				Thorax	5.6	139	
	Australien / Neuseeland	[962]	50%-P	Schädel	[30.5]	436	
				NNH	[9.2]	116	
				Thorax	[3.7]	61	
				Abdomen	[4.3]	119	
			75%-P	Schädel	[32.7]	492	
				NNH	[14]	136	
				Thorax	[5.3]	90	
				Abdomen	[5.9]	159	
2015	Italien	[959]	50%-P	Schädel	[26.3]	409	
				Thorax	[1.6]	32	
				Abdomen	[3.6]	109	
			75%-P	Schädel	[30.6]	504	
				Thorax	[2.5]	49	
				Abdomen	[5.7]	151	
	Serbien	[954]	MW	Schädel	19 ± 1	335 ± 43	
				Thorax	3 ± 0	130 ± 52	
2010	Sudan	[981]	MW	Abdomen	4 ± 1	184 ± 52	
				Schädel	22.5 ± 11.4	305 ± 122	1.1 ± 0.3
				Abdomen	12.6 ± 1.3	317 ± 78	5.1 ± 1.8
			75%-P	Schädel	21.2	316	1.3
				Abdomen	13.6	358	5.8
1 – 7 Jahre							
2010	Japan	[956]	MW	Schädel		857 ± 641	
			75%-P	Schädel		995	
	Finnland	[963]**	75%-P	Thorax		146	
2 Jahre							
2015	Korea	[969]	50%-P	Abdomen			4.7
4 Jahre							
2015	Korea	[969]	50%-P	Schädel			1.3
5 Jahre							
2009	Frankreich	[952]	75%-P	Schädel	39.5		
				NNH	11		
				Thorax	3.5		
				Abdomen	4.5		

Tab. 8.5 – Fortsetzung. Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Kindern nach Altersgruppen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI _w [CTDI _{vol}] (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
2014	Japan	[93]	MW	Schädel	42.7		
				Thorax	9.5		
				Abdomen	11.3		
			50%-P	Schädel	40.0		
				Thorax	6.6		
				Abdomen	8.4		
			75%-P	Schädel	50.0		
				Thorax	12.0		
				Abdomen	14.1		
			50%-P	Abdomen	1.9	86	
			75%-P	Abdomen	2.0	97	
5 – 10 Jahre							
2003	Groß- britannien	[979]	MW	Schädel	44.0 ± 17.2	508 ± 173	1.6 ± 0.5
				Thorax	14.0 ± 7.4	303 ± 173	3.9 ± 2.2
			75%-P	Schädel	12	204	7.9
				Thorax	51	619	2.0
2005	Deutschland	[957]	MW	Schädel	42.4	582	2.0*
				NNH	13.1	147	0.5*
				Thorax	10.5	194	3.0*
				Abdomen	12.6	342	5.8*
				LWS	31.5	383	7.6*
			75%-P	Schädel	55.5	711	2.5*
				NNH	18.1	162	0.6*
				Thorax	13.6	257	3.9*
				Abdomen	16.3	477	6.2*
				LWS	47.3	524	11.3*
2008	Schweiz	[985]	MW	Schädel	32	451	
				Thorax	7.6	178	
				Abdomen	10	308	
2009	Dubai	[988]	MW	Schädel			1.4 ± 1.0
				Thorax			3.2 ± 1.3
				Abdomen			5.8 ± 3.1
			75%-P	Schädel			1.5
				Thorax			3.0
				Abdomen			6.4
2010	Belgien	[953]	75%-P	Schädel	49	637	
				NNH	16	96	
				Thorax	9	144	
				Abdomen	9.5	238	
	Dubai	[988]	MW	Schädel			1.4 ± 0.7
				Thorax			3.4 ± 1.7
				Abdomen			6.0 ± 3.4
			75%-P	Schädel			2.0
				Thorax			3.9
				Abdomen			8.1
	Griechenland	[986]	MW	Schädel	47	614	2.5
	Thorax	32	309	4.6			
	Abdomen	35	814	10.6			
2011	Bulgarien	[967]*	MW	Schädel	30.4		
				Thorax	7.6		
				Abdomen	7.6		

Tab. 8.5 – Fortsetzung. Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Kindern nach Altersgruppen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI _w [CTDI _{vol}] (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)	
5 – 10 Jahre								
2012	Thailand	[968]	MW	Schädel	31 ± 12	523 ± 178		
				Thorax	7.8 ± 4.8	209 ± 138		
				Abdomen	11 ± 6	427 ± 295		
			50%-P	Schädel	28	510		
				Thorax	4.7	118		
				Abdomen	10	335		
			75%-P	Schädel	39	613		
				Thorax	10	305		
				Abdomen	13.8	561		
2014	Portugal	[977]	MW	Schädel	52.3 ± 14.3	785 ± 270		
				Thorax	5.3 ± 4.0	176 ± 199		
			75%-P	Schädel	70.0	1096		
				Thorax	5.7	186		
2015	Australien / Neuseeland	[962]	50%-P	Schädel	[33.6]	498		
				NNH	[5.7]	48		
				Thorax	[4.3]	81		
				Abdomen	[7.2]	218		
			75%-P	Schädel	[35.9]	561		
				NNH	[7]	77		
				Thorax	[6.1]	122		
				Abdomen	[8.3]	277		
	Italien	[959]	50%-P	Schädel	[34.8]	594		
				Thorax	[2.7]	67		
				Abdomen	[4.4]	187		
			75%-P	Schädel	[56.4]	852		
				Thorax	[3.8]	108		
	Serbien	[954]	MW	Abdomen	[7.0]	227		
				Schädel	21 ± 2	507 ± 193		
				Thorax	4 ± 1	127 ± 56		
		[980]	MW	Abdomen	7 ± 2	408 ± 305		
				Schädel		773*		
				Thorax		178*		
				Abdomen		447*		
		[981]	MW	Schädel	29.3 ± 15.1	407 ± 115	1.2 ± 0.4	
				Abdomen	11.8 ± 3.7	314 ± 123	5.0 ± 2.2	
	Sudan		75%-P	Schädel	30.8	433	1.4	
				Abdomen	13.3	340	5.3	
5 – 15 Jahre								
2012	Kenia	[226]	MW	Schädel	51	1665	4.0	
6 Jahre								
2015	Korea	[969]	50%-P	Hals			1.1	
				Thorax			1.0	
				Abdomen			2.6	
7 – 13 Jahre								
2013	USA	[958]**	MW	Abdomen	6.0 ± 0.4	196 ± 5	6.6 ± 0.2	
			50%-P	Abdomen	5.4	186	6.3	
			75%-P	Abdomen	7.1	245	8.0	
8 Jahre								
2015	Korea	[969]	50%-P	Schädel			2.3	
8 – 12 Jahre								
2010	Finnland	[963]**	75%-P	Thorax		216		
	Japan	[956]	MW	Schädel		906 ± 500		
			75%-P	Schädel		1035		

Tab. 8.5 – Fortsetzung. Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Kindern nach Altersgruppen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI _W / [vol] (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
10 Jahre							
2009	Frankreich	[952]	75%-P	Schädel	49.5		
				NNH	11		
				Thorax	5.5		
				Abdomen	7		
2015	Japan	[961]	50%-P	Abdomen	2.8	167	
			75%-P	Abdomen	2.9	128	
10 – 15 Jahre							
2005	Deutschland	[957]	MW	Schädel	52.6	764	2.4*
				NNH	15.7	201	0.6*
				Thorax	7.7	180	3.4*
				Abdomen	10.1	328	6.7*
				LWS	15.4	294	6.9*
			75%-P	Schädel	65.2	920	2.7*
				NNH	22.5	243	0.7*
				Thorax	11.1	244	4.4*
				Abdomen	12.0	402	8.0*
				LWS	20.4	294	7.3*
2008	Schweiz	[985]	MW	Schädel	45	805	
				Thorax	9.6	366	
				Abdomen	13	398	
2009	Dubai	[988]	MW	Schädel			1.7 ± 1.0
				Thorax			3.5 ± 1.7
				Abdomen			5.8 ± 2.7
			75%-P	Schädel			2.6
			75%-P	Thorax			4.5
			75%-P	Abdomen			7.3
	Griechenland	[986]*	MW	Schädel	48	730	2.9
2010	Belgien	[953]	75%-P	Thorax	38	485	5.3
				Abdomen	40	1021	10.2
				Schädel	50	650	
				NNH	16	160	
	Dubai	[988]	MW	Thorax	13	260	
				Abdomen	13	260	
				Schädel			1.3 ± 0.7
			75%-P	Thorax			2.9 ± 0.6
				Abdomen			6.9 ± 3.2
				Schädel			1.4
2011	Bulgarien	[967]*	MW	Thorax			3.2
				Abdomen			8.0
				Schädel	36.1		
				Thorax	11.9		
				Abdomen	11.9		
2012	Thailand	[968]	MW	Schädel	33 ± 9	701 ± 182	
				Thorax	9.6 ± 5.0	314 ± 185	
				Abdomen	14 ± 6	649 ± 344	
			50%-P	Schädel	28	687	
				Thorax	9.0	246	
				Abdomen	12.2	549	
			75%-P	Schädel	45	801	
				Thorax	15.6	472	
				Abdomen	16.8	764	

Tab. 8.5 – Fortsetzung. Nationale Dosisstudien: Einzeldosen bei Kindern nach Altersgruppen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI _W / [vol] (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)	
10 – 15 Jahre								
2013	Australien	[975]	MW	Schädel			1.7	
				Thorax			2.2	
				Abdomen			5.1	
				Ganzkörper			6.9	
2014	Portugal	[977]	MW	Schädel	59.2 ± 12.5	930 ± 234		
				Thorax	6.3 ± 4.3	212 ± 186		
			75%-P	Schädel	72.3	1120		
				Thorax	7.2	195		
2015	Australien / Neuseeland	[962]	50%-P	Schädel	[35.6]	544		
				NNH	[7.3]	68		
				Thorax	[6.2]	161		
				Abdomen	[8.4]	324		
			75%-P	Schädel	[42.2]	633		
				NNH	[14]	134		
				Thorax	[7.6]	223		
				Abdomen	[11.1]	473		
	Italien	[959]	50%-P	Schädel	[41.7]	631		
				Thorax	[3.7]	111		
			75%-P	Abdomen	[10.0]	427		
				Schädel	[58.2]	985		
	Serbien	[954]	75%-P	Thorax	[6.6]	195		
				Abdomen	[14.0]	602		
			MW	Schädel	23 ± 1	609 ± 237		
				Thorax	5 ± 2	197 ± 114		
				Abdomen	6 ± 1	403 ± 197		
13 – 19 Jahre								
2010	Finnland	[963]**	75%-P	Thorax		282		
	Japan	[956]	MW	Schädel		983 ± 412		
			75%-P	Schädel		1119		
14 – 18 Jahre								
2013	USA	[958]**	MW	Abdomen	8.2 ± 0.2	345 ± 7	8.0 ± 0.2	
			50%-P	Abdomen	8.0	328	7.1	
			75%-P	Abdomen	9.8	418	10.0	
15 Jahre								
2015	Japan	[961]	50%-P	Abdomen	8.1	472		
			75%-P	Abdomen	9.0	681		
*	Mittelwert aus mehreren Einzelstudien							
**	Umgerechnet von Gewichts- oder Diameter-Gruppen auf Altersgruppen							
MW	Mittelwert							
50%-P	50%-Perzentile							
75%-P	75%-Perzentile							

Tab. 8.6. Nationale Dosisstudien: Organdosen bei Kindern.

Jahr	Nation	Referenz
2012	Frankreich	[951]
	Großbritannien	[966]

Tab. 8.7. Nationale Dosisstudien: Kumulativdosen bei Kindern.

Jahr	Nation	Referenz	Mittlere bzw. mediane Kumulativdosis (mSv)
2007	Norwegen	[1019]	2.2
2012	Frankreich	[951]	3.2
		[1028]	2.7 ± 2.0
2015	Korea	[969]	5.4

8.3. Nationale und internationale Referenzwerte: Erwachsene

Vor dem Hintergrund des stochastischen Strahlenrisikos ist die Etablierung von Dosisreferenzwerten (dose reference levels, DRL) als Richtwerten zur Regulierung der Strahlenexposition und zur Risikokommunikation sinnvoll [161, 191, 198, 209, 231, 277]. Seit einem entsprechenden Vorschlag der ICRP wurden in vielen Ländern Dosisreferenzwerte aus nationalen Übersichtsstudien abgeleitet. In **Tab. 8.8** wurden nationale Referenzwerte für Erwachsene aufgeführt, wie sie in verschiedenen Ländern zu unterschiedlichen Zeitpunkten etabliert wurden.

Tab. 8.8. Nationale und internationale Referenzwerte: Erwachsene.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
1998	Großbritannien	[260]	75%-P	Schädel	58	1050	
				Thorax	27	650	
				Abdomen	33	770	
				Becken	33	570	
	Niederlande	[283]	75%-P	Schädel			2
				Thorax			6
				Abdomen			10
				LWS			20
	Schweiz	[176]	75%-P	Schädel		800	
				NNH		510	
				Thorax		480	
				Abdomen		710	
				Becken		540	
1999	Europa	[201]	75%-P	Schädel	60	1050	
				NNH	35	360	
				Thorax	30	650	
				Thorax HRCT	35	280	
				Abdomen	35	780	
				Becken	35	570	
				LWS	35	800	
2003	Deutschland	[184]	75%-P	Schädel	60	1050	
				Thorax	22	650	
				Abdomen	24	1500	
				Becken	28	750	
				LWS	47	280	
2004	Kanada	[171]	75%-P	Schädel		1300	
				Thorax		600	
				Abdomen		-	
				Becken		650	
2008	Frankreich	[254]	75%-P	Schädel	58	1050	
				Thorax	20	500	
				Abdomen	25	650	
				Becken	25	450	
				Ganzkörper	20	1600	
2010	Deutschland	[187]	75%-P	Schädel	65	950	
				NNH	9	100	
				Thorax	12	400	
				Abdomen	20	900	
				Becken	20	450	
				LWS	42	250	

Tab. 8.8 - Fortsetzung. Nationale und internationale Referenzwerte: Erwachsene.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
2010	Irland	[203]	75%-P	Schädel	66	940	
				NNH	16	210	
				Thorax	11	390	
				Thorax-HRCT	7	280	
				Abdomen	12	400	
				Ganzkörper	12	850	
				HWS	19	420	
	Japan	[956]	75%-P	Pulmonal-A	13	430	
				Schädel		1120	
				Hals		520	
				Thorax		580	
				Abdomen		680	
				Becken		350	
2010	Korea	[193]	75%-P	Extremitäten		640	
				Cardio-A		1510	
				Schädel	69	1056	
				Hals	31	762	
				Thorax	19	1234	
	Schweiz	[273]	75%-P	Abdomen	19	1844	
				LWS	44	1338	
				Schädel	65	1000	
				NNH	25	350	
				Hals	20	500	
2012	Syrien	[222]	75%-P	Thorax	10	400	
				Abdomen	15	650	
				Becken	20	500	
				Ganzkörper	15	1000	
				HWS	30	600	
				LWS	30	850	
	Weißrussland	[225]	MW	Extremitäten	15	1000	
				Cardio-CTA	50	1000	
				Schädel	60	900	1.4
				NNH			
2012	Kenia	[226]	MW	Thorax	20	520	7.1
				Thorax HRCT	30	135	1.8
				Abdomen	25	720	9.8
				Becken	30	540	8.0
				LWS			
2013	Finnland	[228]	75%-P	Schädel	60	730	
				Hals	55	640	
				Thorax	20	500	
				Schädel	65	760	1.7
				Thorax	13	580	6.9
				Abdomen	14	470	8
2013	Finnland	[228]	75%-P	LWS	14	650	7.2
				Schädel	55	800	
				NNH	13	190	
				Thorax	9	290	
				Abdomen	12	560	
				Ganzkörper	12	770	
				Aorta	10	630	

Tab. 8.8 - Fortsetzung. Nationale und internationale Referenzwerte: Erwachsene (Fortsetzung).

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
2013	Griechen-land	[263]	75%-P	Schädel	67	1055	
				NNH	52	605	
				Thorax	14	480	
				Abdomen	16	760	
				Ganzkörper	17	1020	
				LWS	35	725	
	Korea	[223]	75%-P	Schädel	53	900	
				Hals	19	770	
				Thorax	13	710	
				Thorax-HR	11	500	
				Thorax + Abdomen			
				Abdomen	13	1190	
				Magen	13	950	
				Leber	15	1690	
				Pancreas	14	1530	
				Nieren	14	2100	
				HWS	29	600	
2014	Saudiarabien	[249]	75%-P	LWS	24	760	
				Hüfte	17	600	
				Schädel-CTA	43	1850	
				Cardio-CTA	45	1250	
				Leber-CTA	14	380	
2015	Portugal	[977]	75%-P	Aorten-CTA	15	2000	
				Thorax	18	630	
				Thorax-HR	20	600	
				Abdomen	15	800	
				Ganzkörper	16	1040	
				Pulmonal-CTA	18	480	
				Schädel	75	1010	
2015	Frankreich	[229]	75%-P	Hals	20	465	
				Thorax	14	470	
			25%-P	Abdomen	18	800	
				Becken	18	645	
			75%-P	HWS	39	600	
				LWS	38	845	
				Cardio-CTA, prospektives Triggering	12	210	
				Cardio-CTA, retrospektives Gating	22	355	
				Cardio-CTA, prospektives Triggering	26	370	
				Cardio-CTA, retrospektives Gating	40	870	

8.4. Nationale und internationale Referenzwerte: Kinder

Einen Überblick über die Methodik der Ableitung von Dosisreferenzwerten für Kinder bietet *Thomas 2012* [982]. Aufgrund der vergleichsweise hohen interindividuellen Schwankungsbreite der anthropometrischen Merkmale bei Kindern ist die Klassifizierung der Dosisreferenzwerte gemäß dem Lebensalter zwar praxisorientiert, aber unter dosimetrischen Aspekten mit erheblichen Unsicherheiten behaftet. Aus diesem Grunde werden bereits vereinzelt Dosisreferenzwerte durch Körpergewichts-Klassen oder Patientendurchmesser-Klassen charakterisiert. Eine kurze Diskussion dieser Problematik findet sich in **Abschnitt 4.1.1**.

Da die Überzahl der Dosisreferenzwerte anhand von Altersgruppen klassifiziert wurde, wurde im Rahmen dieser Studie diese Darstellungsweise beibehalten; zur Verbesserung der Übersichtlichkeit wurden Gewichtsklassen in entsprechende mediane Altersklassen transformiert.

Tab. 8.9. Nationale und internationale Referenzwerte: Kinder ohne Altersbezeichnung.

Jahr	Nation	Referenz	Größe	Protokoll	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
1999	Europa	[201]	75%-P	Schädel	70	750	2.4
				NNH			
				Thorax	30	600	7.8
				Thorax HRCT	50	100	1.3
				Abdomen	30	800	12
				Becken	30	500	7.5
				LWS			
2010	Syrien	[222]	75%-P	Schädel	50	500	1.6
				NNH			
				Thorax	30	350	4.5
				Thorax HRCT	40	175	2.2
				Abdomen	35	525	7.9
				Becken	40	550	8.1
				LWS			

Tab. 8.10. Nationale und internationale Referenzwerte: Kinder nach Altersgruppen.

Jahr	Nation	Ref.	Größe	Protokoll	CTDI _w (mGy)	DLP (mGy cm)	H _{eff} (mSv)
0 – 1 Jahre							
2000	Großbritannien	[978]	75%-P	Schädel	40	300	
				Thorax	20	200	
				Thorax-HRCT	30	50	
				Abdomen	20	330	
				Becken	20	170	
2008	Schweiz	[985]	1.25 x MW	Schädel	20	270	
				Thorax	5	110	
				Abdomen	7	130	
2010	Deutschland	[187]	75%-P	Schädel	33	400	
				Thorax	4	60	
				Abdomen	7	170	
	Japan	[956]	75%-P	Schädel		820	
2012	Kenia	[226]	MW	Schädel	30	270	3
2015	Finnland	[964]	-	Schädel	23	330	
	International	[984983]	75%-P	Schädel	26	440	
				Thorax	5.2	130	
				Abdomen	5.2	130	
1 Jahr							
2014	Portugal	[977]	75%-P	Schädel	48	630	
				Thorax	2.4	45	

Tab. 8.10 - Fortsetzung. Nationale und internationale Referenzwerte: Kinder nach Altersgruppen.

1 – 5 Jahre							
2008	Schweiz	[985]	1.25 x MW	Schädel	30	420	
				Thorax	8	200	
				Abdomen	9	300	
2015	Finnland	[964]	-	Schädel	25	370	
	International	[984983]	75%-P	Schädel	36	540	
				Thorax	6.0	140	
				Abdomen	7.0	250	
1 – 7 Jahre							
2010	Japan	[956]	75%-P	Schädel		1000	
2 – 5 Jahre							
2010	Deutschland	[187]	75%-P	Schädel	13	125	
				Thorax	7	130	
				Abdomen	10	230	
2012	Kenia	[226]	MW	Schädel	45	470	1.9
5 Jahre							
2000	Großbritannien	[978]	75%-P	Schädel	60	600	
				Thorax	30	400	
				Thorax-HRCT	40	75	
				Abdomen	25	360	
				Becken	25	250	
2013	Griechenland	[987]	75%-P	Becken	38	420	
2014	Portugal	[977]	75%-P	Schädel	50	770	
				Thorax	5.6	140	
5 – 10 Jahre							
2008	Schweiz	[985]	1.25 x MW	Schädel	40	560	
				Thorax	10	220	
				Abdomen	13	380	
2009	Griechenland	[986]	75%-P	Schädel	60	600	
				Thorax	30	400	
				Abdomen	25	610	
2010	Deutschland	[187]	75%-P	Schädel	17 / - (*)	180 / -	
				Thorax	10 / 5	230 / 115	
				Abdomen	7 / 3.5	170 / 85	
2015	Finnland	[964]	-	Schädel	29	460	
	International	[984983]	75%-P	Schädel	43	690	
				Thorax	6.8	170	
				Abdomen	7.8	310	
6 – 14 Jahre							
2012	Kenia	[226]	MW	Schädel	50	620	2.0
8 – 12 Jahre							
2010	Japan	[956]	75%-P	Schädel		1040	
10 Jahre							
2000	Großbritannien	[978]	75%-P	Schädel	70	750	
				Thorax	30	600	
				Thorax-HRCT	50	100	
				Abdomen	30	800	
				Becken	30	500	
2013	Griechenland	[987]	75%-P	Becken	45	640	
2014	Portugal	[977]	75%-P	Schädel	70	1100	
				Thorax	5.7	185	

Tab. 8.10 - Fortsetzung. Nationale und internationale Referenzwerte: Kinder nach Altersgruppen.

10 – 15 Jahre							
2008	Schweiz	[985]	1.25 x MW	Schädel	60	1000	
				Thorax	12	460	
				Abdomen	16	500	
2009	Griechenland	[986]	75%-P	Schädel	70	750	
				Thorax	30	600	
				Abdomen	30	1300	
2010	Deutschland	[187]	75%-P	Schädel	20	230	
				Thorax	8	230	
				Abdomen	13	500	
2015	Finnland	[964]	-	Schädel	35	560	
	International	[984983]	75%-P	Schädel	53	840	
				Thorax	7.3	300	
13 – 19 Jahre							
2010	Japan	[956]	75%-P	Schädel		1120	
> 15 Jahre							
2010	Deutschland	[187]	75%-P	Schädel	22	250	
				Thorax	12	400	
				Abdomen	20	900	
2014	Portugal	[977]	75%-P	Schädel	72	1120	
				Thorax	7.1	195	
(*) 16-cm-Phantom / 32-cm-Phantom bei Thorax- und Abdomenprotokollen							

8.5. Einzeldosen bei Erwachsenen und Kindern

In den folgenden Tabellen wurden in der Literatur auffindbare als Volumen-CTDI CTDI_{vol}, als Dosis-Längen-Produkt DLP oder als effektive Dosis H_{eff} publizierte Dosiswerte in Abhängigkeit vom Untersuchungsprotokoll, von der Röntgenröhrenspannung und der CT-Untersuchungstechnik aufgeführt. Hierbei wurden folgende Abkürzungen verwendet:

Abkürzungen.

CT-Techniken				
*	Mittelwert aus mehreren Studiengruppen gebildet			
A	Abschirmung			
DE	Dual-Energy-Modus			
DM	Dosismodulation			
ECG	EKG-Triggerung			
ECGp	EKG-Triggerung prospektiv			
ECGr	EKG-Triggerung retrospektiv			
HP	High-Pitch-Verfahren			
IR	Iterative Rekonstruktion o.n.A.			
IR-	Iterative Rekonstruktion mittels			
	AIDR (Toshiba)	ADMIRE (Siemens)	ASIR (GE)	iDose (Philips)
	IMR (Philips)	IRIS (Siemens)	MBIR (GE)	SAFIRE (Siemens)
OBDM	Organ-basierte Dosismodulation			
CT-Protokolle				
BWS	Brustwirbelsäule			
GK	Ganzkörper			
HWS	Halswirbelsäule			
ISG	Ileosacralgekenke			
LWS	Lendenwirbelsäule			
NNH	Nasennebenhöhlen			

8.5.1. Erwachsene: CTDI_{vol}-WerteTab. 8.11. Erwachsene: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Schädel	-			14.3 [627] 22.2 [627] 22.5 [301] 26.2 [346]* 32.5 [627] 39.7 [708]* 41.2 [702] 47.4 [321]* 47.8 [302] 57.2 \pm 1.8 [807] 59.4 \pm 1.4 [753] 59.5 [362] 59.7 [709] 60.0 \pm 11.7 [360] 60.1 [758] 62.6 [1100] 63.3 [1105]* 66.5 [806] 71 [291] 76 [345] 87 [318]* 92.7 \pm 28.3 [1101]	32.8 [297]* 38.7 [708]*		
	DM	0.9 [627] 2.0 [627] 3.2 [627]	1.6 [627] 3.5 [627] 4.6 [627]	36.2 \pm 6.2 [1101] 44.6 [1100] 53.2 \pm 3.2 [338] 53.6 \pm 2.4 [338] 86.2 [539]*	50.8 \pm 3.7 [312]		

Tab. 8.11 - Fortsetzung. Erwachsene: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Schädel	IR-ASIR			38.1 ± 1.2 [807] 38.6 ± 0.8 [753] 49.7 [806]			
	IR-iDose ⁴			27.4 [702] 34.3 [702]			
	IR-IRIS			51.8 [758]			
	IR-SAFIRE			33.2 [709]			
	OBDM			62.9 [1105]*			
NNH	-			13.4 [371] 14.9 [301] 17.0 [371] 20.5 [306] 31.6 ± 0.0 [733]	33.5 [371]		
	IR-VEO			2.9 ± 0.0 [733]			
Hals	-			9.5 [633] 10.5 [554] 11.4 [288] 13.6 ± 0.1 [822] 22.5 [301] 26.3 [373]* 33.1 [302]*			
	IR-ASIR			11.2 ± 0.8 [822]			
	DM			6.3 [633] 6.5 ± 2.6 [374] 12.4 ± 1.4 [838]			
	DM, HP			5.5 ± 0.8 [838]			

Tab. 8.11 - Fortsetzung. Erwachsene: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Thorax	-	0.2 [593]	0.5 [593]	0.9 [593]	12.6 [301]		
		1.6 [602]	4.6 ± 0.0 [734]	3.9 [831]	16.4 [288]		
		10.4 ± 3.0 [294]	5.2 [602]	6.4 ± 2.7 [801]	17.5 [306]		
			6.2 ± 2.1 [576]	6.8 ± 1.5 [675]			
				7.0 [554]			
				7.0 [539]			
				7.6 ± 0.0 [734]			
				7.8 [393]*			
				8.0 [666]			
				8.3 ± 4.6 [748]			
				9.2 [657]			
				9.6 ± 1.8 [576]			
				10.4 ± 2.1 [837]			
				11.1 ± 4.7 [756]			
				11.5 [495]			
				12.6 [817]			
				14.6 ± 4.7 [832]			
				17.9 [1105]			
				18.9 [302]*			
				20.4 [415]			
				21.9 [1000]*			
				22.1 [318]*			
				25.6 [759]			
A				1.4 ± 0.0 [696]			
				1.4 ± 0.3 [696]			
A, OBDM							

Tab. 8.11 - Fortsetzung. Erwachsene: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Thorax	DM		0.5 [572]	2.9 ± 1.0 [384]	8.6 [539]	15.2 [861]	
			0.5 ± 0.2 [863]	4.3 [572]	19.2 [582]		
			4.9 ± 1.9 [863]	4.3 ± 1.1 [935]			
			5.5 ± 2.1 [763]	4.6 ± 1.8 [675]			
			6.3 ± 0.5 [582]	6.0 ± 1.0 [593]			
			15.4 ± 6.4 [764]	6.2 [775]			
				6.2 ± 1.4 [826]			
				6.6 [539]			
				6.7 [666]*			
				6.8 [657]			
				7.1 [674]*			
				7.1 ± 2.2 [742]			
				7.2 [376]*			
				10.0 ± 1.7 [582]			
				10.2 ± 2.5 [338]			
				10.4 [602]*			
				11.1 ± 6.3 [829]			
				11.4 ± 1.4 [338]			
				12.1 ± 0.5 [745]			
				14.0 [861]			
				14.6 [998]*			
				17.1 ± 9.5 [741]			
				17.5 [1105]			
				21.2 [852]			
	DM, HP			8.3 [852]			
	DM, IR-AIDR			4.3 ± 2.5 [829]			
				6.2 ± 2.5 [741]			
	DM, IR-ASIR		1.5 ± 0.5 [713]	3.5 ± 0.0 [832]			
			11.3 ± 5.1 [764]	10.8 ± 2.9 [747]			
	DM, IR-IRIS			3.1 [775]			
				6.9 ± 0.2 [745]			
	DM, IR-MBIR			2.2 ± 0.7 [747]			
	DM, IR-SAFIRE	1.4 ± 2.8 [700]	0.6 ± 0.0 [763]	2.5 ± 0.7 [742]			
			1.5 ± 0.7 [700]				
			3.0 ± 0.8 [826]				

Tab. 8.11 - Fortsetzung. Erwachsene: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Thorax	IR-AIDR			4.3 [759]			
	IR-ASIR			1.8 ± 1.3 [748] 3.5 [817]			
	IR-Idose ⁴		4.9 ± 2.0 [756]				
	IR-IRIS			4.6 ± 0.0 [734]			
	IR-MBIR			0.3 [831] 0.4 ± 0.0 [748]			
	IR-SAFIRE			1.8 ± 0.2 [801]			
	DM, OBDM			18.1 [1105]			
	HP			7.7 ± 1.3 [837]			
	OBDM			1.3 ± 0.0 [696] 17.9 [1105]			
Thorax-HRCT	-			2.5 [394]	11.6 [288]		
Thorax + Abdomen	-		5.2 ± 0.4 [620]	6.8 ± 0.8 [620]			

Tab. 8.11 - Fortsetzung. Erwachsene: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Abdomen	-		10.3 ± 1.5 [854] 10.5 ± 3.2 [294] 11.6 ± 5.3 [399]	9.8 [539] 9.8 ± 3.0 [397]* 10.1 ± 2.3 [675] 10.8 ± 1.2 [755] 11.3 [301] 11.4 [406] 11.6 ± 5.3 [399] 12.0 [666] 12.2 [288] 12.9 [659] 15.0 ± 3.5 [718] 15.2 ± 4.9 [837] 15.4 [401] 18.4 [861] 18.5 ± 4.6 [399] 19.5 ± 4.0 [399] 20.1 [415] 20.6 [302]* 20.8 ± 6.2 [751] 22.1 [318]* 26.5 [1050]*	17.5 [306] 19.0 ± 2.2 [668] 22 [730]	16.7 [861] 25.2 ± 5.5 [854]	15.4 [861]
			5.5 ± 1.4 [623] 6.9 ± 3.4 [698] 8.5 ± 0.6 [582] 10.8 ± 0.0 [605] 11.1 ± 1.8 [606]	12.9 ± 2.5 [582]	5.8 ± 1.2 [402] 6.4 [820] 6.7 ± 0.0 [623] 7.0 ± 0.9 [762] 7.1 ± 1.0 [659] 7.5 [674]* 7.8 [711] 8.2 ± 3.2 [833] 8.5 [666]* 8.5 ± 2.8 [783] 8.8 ± 2.9 [675] 9.0 ± 3.5 [752] 9.3 [539] 9.4 ± 1.8 [698]	5.5 ± 1.1 [623] 11.0 ± 2.5 [668] 13.4 [539] 37.5 [582]	11.0 ± 2.3 [623]

Tab. 8.11 – Fortsetzung. Erwachsene: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Abdomen	DM			9.9 ± 5.6 [760] 10.2 ± 3.1 [707] 10.5 ± 2.1 [743] 10.8 ± 5.2 [824] 10.9 ± 3.8 [744] 12.0 ± 5.5 [744] 12.5 [681]* 12.8 [796] 13.6 ± 4.0 [605] 13.6 ± 5.2 [398]* 14.2 ± 3.7 [338] 15.2 ± 10 [779] 15.8 ± 4.5 [842] 15.9 ± 4.3 [804] 16.0 ± 3.3 [402] 16.1 ± 1.7 [338] 17.2 [998]* 18.5 ± 8.6 [741] 19.7 ± 5.5 [782] 20.5 ± 5.0 [606] 21.4 [774] 21.8 ± 4.9 [735] 21.9 [1000]* 23 [808]			

Tab. 8.11 - Fortsetzung. Erwachsene: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Abdomen	DM, IR		18.2 ± 4.1 [735]	2.0 ± 1.4 [824] 2.7 ± 1.9 [824]			
	DM, IR-AIDR			7.8 ± 4.6 [741] 10.8 [774]			
	DM, IR-ASIR	1.8 ± 0.7 [760] 4.4 [711]	4.0 [820]	3.1 ± 1.2 [726] 7.7 ± 1.7 [744] 7.7 ± 2.1 [744] 8.0 [761] 9.1 ± 5 [779] 11.9 ± 3.6 [804] 12.2 ± 4.7 [782] 13 [808] 15.2 ± 7.6 [814]			
	DM, IR-ASIR-V			5.0 [761]			
	DM, IR-IRIS	2.8 [811]	5.6 [811]	3.5 ± 0.5 [596] 9.4 [811]			
	DM, IR-MBIR			0.7 ± 0.2 [833] 1.9 ± 0.6 [833] 3.3 ± 1.3 [783] 3.5 [796] 6.2 ± 3.6 [746]			
	DM, IR-SAFIRE	6 [577]*	10.4 [577]*	2.7 ± 0.6 [743] 16.1 [577]*			
	HP			7.9 ± 1.3 [837] 10.1 ± 1.0 [842]			
	IR-AIDR		6.4 [1050]*				
	IR-ASIR	6.1 ± 1.3 [751]	10.9 ± 4.6 [724]	6.3 ± 2.3 [707] 11.4 ± 3.4 [718]	11 [730]		
	IR-IMR			1.3 ± 0.1 [752]			
	IR-IRIS			13.5 ± 3.7 [718]			
	IR-MBIR		1.7 ± 0.8 [724]				
	IR-SAFIRE			2.1 ± 0.5 [755]			

Tab. 8.11 - Fortsetzung. Erwachsene: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Becken	-			5.6 [407] 11.3 [301] 12.3 [657] 22.1 [318]* 24.6 [302]*	12.0 [409] 22.7 [306]		
	DM			6.4 ± 1.9 [700] 7.4 [657] 11.2 ± 3.4 [700] 28.4 ± 11.0 [767]			
	DM, IR			5.9 ± 2.3 [700] 7.8 ± 2.3 [700]			
	DM, IR-ASIR			10.8 ± 6.0 [767]			
HWS	-			18.6 ± 6.1 [1101]	23.3 [666]		
	DM			12.0 ± 7.9 [1101]	13.4 [666]*		
LWS	-				17.9 [288] 20.3 [301] 26.4 [666] 28.0 [302]* 35.0 [306]		
	DM				20.4 [666]*		
Ganz-körper	-			13.0 ± 3.5 [701] 16.9 [657] 22.9 ± 5.6 [418]			
	DM			9.2 ± 2.2 [414] 11.3 [657] 11.6 ± 5.0 [654] 13.8 ± 7.2 [797] 26.3 ± 6.5 [750]			
	DM, IR-AIDR-3D			10.5 ± 3.4 [750]			
	DM, IR-iDose ⁴			6.0 ± 1.1 [414] 7.4 ± 3.7 [797]			
	IR-iDose ⁴		7.1 ± 1.5 [701]				

Tab. 8.11 - Fortsetzung. Erwachsene: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Schädel-CTA	-						
	DM	13.2 ± 0.0 [574]		10.6 [362] 17.2 ± 0.0 [574] 25 ± 12 [426] 26.9 ± 1.5 [694]		20.6 ± 0.1 [429]	
Schädel-Perfusion	-	196 [285] 221 [362] 230-590 ± 6 [421] 306 [425]* 531.4 [422]		1714.3 [422]			
	DM			4457.1 [422]			
Hals – Carotis-CTA	-			8.8 [657] 11 ± 2.0 [1101] 32.4 ± 0.3 [757]			
	DM			4.6 [657] 6.8 ± 1.8 [1101]			
	HIR		19.4 ± 0.3 [757]				
Cardio-CTA	-	18.0 ± 0.1 [841]		10.1 [454] 41.7 [719] 42.1 ± 3.6 [489] 48.1 [512] 50.3 [509] 52.7 [499]* 58.7 ± 0.0 [841] 58.8 ± 6.3 [489] 93.6 [446]*			
	DM		0.84 ± 0.33 [844] 4.23 ± 1.76 [844]				
	DM, ECGp			3.3 [598] 11.4 [496]	5.1 [598]		
	DM, ECGp, HP	0.7 ± 0.1 [528]					
	DM, ECGr			16.2 [496]*			

Tab. 8.11 - Fortsetzung. Erwachsene: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Cardio-CTA	ECG		31.8 ± 2.7 [568] 34.4 [617]	43.1 ± 5.7 [568] 57.4 [617]			
	ECG, IR-SAFIRE			4.3 ± 0.5 [835]			
	ECG, HP, IR-SAFIRE			2.3 ± 0.5 [835]			
	ECGp	2.9 ± 0.7 [604] 4.4 [597]	3.8 ± 1.5 [604] 4.2 [441]* 5.8 ± 1.0 [436] 7.9 [512] 10.9 [850] 32.6 [477]*	7.5 [597] 11.1 ± 3.3 [529] 12.6 [449] 12.6 ± 2.1 [436] 13.0 [441]* 13.0 ± 5.6 [484] 14.9 [495]* 15.6 [519] 18.0 ± 1.9 [485] 18.4 [440] 24.9 [513] 25.6 ± 6.2 [475] 28.8 ± 2.1 [525] 47.7 ± 9.4 [825] 55.4 [477]* 72.6 ± 27 [469]			
	ECGp, HP		3.1 [841] 3.1 [850]	5.18 [841]			
	ECGp, IR-iDose ⁴		11.2 ± 3.4 [791]				
	ECGp, IR-SAFIRE		23.4 ± 4.7 [825]				

Tab. 8.11 - Fortsetzung. Erwachsene: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Cardio-CTA	ECGr	3.5 [454]	16.8 [512]	25.2 ± 2.9 [489]			46.6 [510]
		10.8 ± 2.4 [841]	18.1 ± 5.9 [596]	25.3 [499]*			
		19.4 ± 1.0 [489]		27.3 [509]			
		20.4 ± 1.3 [436]		33.8 ± 4.4 [841]			
		22.0 ± 1.8 [489]		34.1 ± 18.2 [596]			
		28.6 ± 6.3 [511]		36.7 ± 8.7 [505]			
		32.1 ± 20.3 [781]		38.3 ± 3.1 [489]			
		34.5 [841]		38.8 ± 11.0 [503]			
		37.4 [850]		39.1 ± 3.2 [523]			
		85.2 [594]		40.9 ± 2.3 [436]			
				42.4 [495]*			
				45.5 ± 4.7 [460]			
				45.6 [513]			
				47.8 ± 6.1 [511]			
				49.3 [519]			
				49.8 [440]			
				51.9 [449]*			
				52.7 ± 5.1 [485]			
				55.3 [453]*			
Thorax-CTA	ECGr+IR			57.0 ± 10.1 [505]			
	HP		3.9 ± 0.5 [840]	60.8 [841]			7.8 ± 1.9 [840]
			6.0 ± 1.5 [840]	60.3 ± 4.7 [732]			
	IR-AIDR			62.6 ± 4.0 [451]			
				63.6 [503]			
Thorax-CTA	DM	2.2 ± 0.9 [609]		67.6 ± 7.3 [484]			
	DM, IR-SIR		1.2 [800]	74.4 ± 13.4 [525]			
				85.6 [594]			

Tab. 8.11 - Fortsetzung. Erwachsene: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Thorax-Perfusion	-	51.9 ± 11.2 [294]					
Thorax – Pulmonal-CTA	-	6.1 [584]	4.8 [570]	7.5 [570] 8.2 [584] 8.5 ± 2.6 [430]	27 [453]	6.2 ± 1.6 [430] 9.2 ± 3.3 [430]	8.7 ± 2.8 [430]
				11.8 ± 5.6 [283]			
	DM	2.6 [612] 3.6 ± 0.5 [624]	5.0 [612] 8.0 ± 1.8 [780] 6.1 ± 1.5 [624]	8.3 [612] 23.3 [684]	31.7 [684]		
	DM, IR-MBIR		0.6 ± 0.0 [780]				
Thorax – Aorten-CTA	DM, ECGp		4.7 ± 1.1 [483]	12.9 ± 2.1 [483]			
	DM, ECGr		9.2 ± 2.1 [483]	21.2 ± 5.7 [483]			
Thorax – Abdomen – Aorten-CTA	-	10.9 [608] (90kV)		14.6 [608] 21.5 [714] 21.5 ± 5.1 [828]			
				15.6 [714] 21.3 ± 9.4 [729]			
				5.7 ± 5.3 [729]			
Abdomen-CTA	-					21.9 ± 3.2 [530]	
	DM			17.7 ± 2.7 [530]			
Abdomen-Perfusion	-		110.5 ± 21.9 [294]				
Becken-CTA	-		10.0 [629]	15.6 [629]			
Becken-Perfusion	-		131.5 ± 10.5 [294] 137 [285]				
CT-Urographie	DM	13.6 [567]	4.4 ± 1.5 [532] 5.0 ± 0.9 [599] 8.2 ± 1.5 [599] 29.8 [567] 735.6 ± 217.0 [533] 924.9 ± 325.5 [533]	8.6 ± 1.2 [599] 8.8 ± 1.3 [599] 8.9 ± 1.2 [599] 38.8 [567]			
Bein-CTA	DM	2.4 ± 0.5 [615]		3.8 ± 0.7 [615]			

8.5.2. Erwachsene: DLP-Werte

Tab. 8.12. Erwachsene: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Schädel	-	22 [627]	41 [627]	349 [301]			
		57 [627]	99 [627]	366 [627]			
		79 [627]	116 [627]	560 [627]			
				587 [302]			
				614 [318]*			
				690 [321]*			
				770 ± 52 [702]			
				789 [345]			
				850 ± 91 [338]			
				851 ± 54 [740]			
				877 [1100]			
				913 [627]			
				986 [1105]*			
				1033 ± 55 [709]			
				1043 ± 53 [758]			
				1045 ± 108 [706]			
				1081 ± 67 [753]			
				1181 ± 232 [298]			
				1270 ± 25 [806]			
				1306 ± 201 [338]			
				1409 ± 452 [1101]			
				1526 ± 2311 [413]			
		806 ± 124 [312]					
DM	DM			560 ± 124 [1101]			
				624 [1100]			
				711 [539]			
				491 [790]			
DM, IR-ASIR	DM, IR-ASIR			491 [790]			
				491 [790]			
				749 ± 52 [753]			
IR-ASIR	IR-ASIR			798 ± 42 [740]			
				932 ± 12 [806]			

Tab. 8.12 - Fortsetzung. Erwachsene: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Schädel	IR-iDose ⁴			504 ± 30 [702] 646 ± 41 [702]			
	IR-IRIS			890 ± 34 [758]			
	IR-SAFIRE			530 ± 21 [709] 744 ± 80 [706]			
	OBDM			979 [1105]*			
NNH	-		187 [371] (110kV)	87 [710] 147 [371] 156 [301] 205 [306]	368 [371]		
Hals	-	100 [372]	244 ± 28 [372]	168-251 [633] 171 [288] 315 [301] 350 ± 56 [372] 359 ± 83 [372] 389 ± 29 [822] 469 [302]* 812 [373]*			
	DM			344 ± 60 [838]			
	DM, HP			172 ± 27 [838]			
	IR			322 ± 43 [822]			

Tab. 8.12 - Fortsetzung. Erwachsene: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Thorax	-	8 [593]	12 [593]	35 [593]	308 [301]		282 [613]
		38 [571]	92 [378]	66 [393]*	364 [288]		342 [614]
		45 [602]	132 [571]	108 [817]	373 [306]		
		388 ± 126 [294]	141 ± 11 [734]	150 ± 12 [831]			
			145 [602]	162 ± 120 [799]			
			218 ± 65 [576]	218 ± 98 [801]			
			295 [613]	224 ± 25 [734]			
			358 [614]	250 [657]			
				258 ± 60 [675]			
				297 [613]			
				308 ± 178 [748]			
				316 [539]			
				354 ± 60 [576]			
				361 [614]			
				381 [495]			
				468 [302]*			
				513 ± 163 [832]			
				520 [1105]			
				555 [672]*			
				577 [415]			
				643 [318]*			
				767 ± 53 [759]			
				780 ± 146 [655]			
				894 [1000]*			
	A			48 ± 3 [696]			
	A, OBDM			49 ± 12 [696]			

Tab. 8.12 - Fortsetzung. Erwachsene: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Thorax	DM		16 [572]	141 [572]	389 [539]	143 [862]	165 [862]
			18 ± 7 [863]	144 [851]			
			167 ± 66 [863]	146 [862]			
			204 ± 78 [763]	170 ± 67 [675]			
				183 ± 44 [826]			
				185 [657]			
				192 ± 96 [655]			
				206 [666]*			
				217 [593]			
				245 [775]			
				245 ± 136 [829]			
				257 [376]*			
				257 ± 82 [742]			
				270 [672]			
				302 [539]			
				349 ± 81 [298]			
				377 [602]*			
				411 ± 165 [737]			
				472 ± 74 [338]			
				504 ± 34 [338]			
				507 [998]*			
				507 [1105]			
				524 ± 191 [741]			
				560 ± 138 [785]			
				802 ± 33 [745]			
				833 [852]			
				856 ± 253 [804]			
	DM, HP			340 [852]			

Tab. 8.12 - Fortsetzung. Erwachsene: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Thorax	DM, IR	32.7 ± 10.6 [700]	47.4 ± 13.4 [700]	33 ± 9 [742]			
	DM, IR-AIDR			88 ± 51 [829] 191 ± 80 [741]			
	DM, IR-ASIR		51.3 ± 20.0 [713]	113 ± 56 [737] 127 ± 8 [832] 396 ± 106 [747] 606 ± 161 [802] 633 ± 195 [804]			
	DM, IR-IRIS			105 ± 64 [799] 122 [775] 448 ± 14 [745]			
	DM, IR-MBIR		8 ± 0.3 [785]	81 ± 25 [747] 113 ± 56 [737]			
	DM, IR-SAFIRE		20.8 ± 2.0 [763] 91 ± 24 [826]				
	DM, OBDM			524 [1105]			
	IR-AIDR			129 ± 9 [759]			
	IR-ASIR			31 [817] 66 ± 51 [748]			
	IR-IRIS			142 ± 9 [734]			
	IR-MBIR			12 ± 1 [831] 15 ± 1 [748]			
	IR-SAFIRE			64 ± 5 [801]			
Thorax-Abdomen	OBDM			46 ± 3 [696] 520 [1105]			
	-		358 ± 31 [620]	467 ± 74 [620] 1076 [634]			

Tab. 8.12 - Fortsetzung. Erwachsene: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Abdomen	-		481 ± 157 [294]	341 [288] 369 [302]* 465 [539] 472 [318]* 473 [301] 501 ± 126 [675] 547 ± 74 [755] 583 [726] 598 ± 92 [659] 757 [1050]* 760 ± 98 [718] 960 [415] 1048 [1000]* 1054 ± 248 [751]	350 [306] 814 ± 94 [668] 840 [730]		

Tab. 8.12 - Fortsetzung. Erwachsene: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Abdomen	DM	128 ± 40 [623]		154 ± 17 [623]	126 ± 31 [623]	254 ± 68 [623]	
		295 ± 12 [605]		195 [820]	473 ± 105 [668]		
		423 ± 75 [606]		259 ± 79 [402]	630 [539]		
				341 ± 80 [659]			
				362 [666]*			
				366 ± 62 [762]			
				378 ± 104 [605]			
				390 [711]			
				421 ± 180 [833]			
				423 [539]			
Brust	DM, IR			434 ± 195 [752]			
				457 ± 185 [675]			
				478 [774]			
				558 [824]			
Gelenk	DM, IR			577 ± 297 [744]			
				580 ± 248 [744]			
				582 ± 462 [741]			
				607 ± 439 [398]*			
				645 ± 184 [606]			
				687 [400]*			
				719 ± 218 [402]			
				750 ± 159 [298]			
				827 ± 22 [338]			
				834 ± 237 [338]			
Schädel	DM, IR-ASIR			845 [998]*			
				100 ± 73 [824]			
				136 ± 99 [824]			
Kopf	DM, IR-AIDR			243 [774]			
				254 ± 218 [741]			
Kopf	DM, IR-ASIR			141 ± 59 [726]			

Tab. 8.12 - Fortsetzung. Erwachsene: DLP (mGy cm).

Abdomen	IR-AIDR		300 [1050]*				
	IR-ASIR	306 ± 70 [751]	125 [820] 586 ± 270 [724]	380 ± 150 [744] 408 ± 139 [744] 608 ± 213 [718]	470 [730]		
	IR-IMR			61 ± 2 [752]			
	IR-IRIS			183 ± 31 [762] 672 ± 69 [718]			
	IR-MBIR		92 ± 45 [724]	36 ± 13 [833] 98 ± 35 [833]			
	IR-SAFIRE			101 ± 28 [755]			
	-			253 [657] 258 [407] 292 [301] 492 [318]* 576 [302]* 602 ± 68 [767]	569 [306]		
Becken	DM			152 [657] 273.7 ± 97.9 [700] 544.6 ± 286.6 [700]			
	DM, IR			318.6 ± 201.3 [700] 401.1 ± 149.5 [700]			
	DM, IR-ASIR			265 ± 55 [767]			
	-			433 ± 164 [1101]			
HWS	DM			232 [666]* 271 ± 125 [1101]			
	-				295 [301] 302 [302]* 315 [306] 449 [288]		
	DM				412 [666]*		
LWS	-						

Tab. 8.12 - Fortsetzung. Erwachsene: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Ganz-körper	-			920 \pm 234 [701] 1338 [657] 1494 \pm 392 [418] 1686 \pm 1092 [413]	1099 \pm 270 [740]		
	DM			861 \pm 375 [654] 895 [657] 975 \pm 536 [797]			
	IR-ASIR				843 \pm 250 [740]		
	IR-idose ⁴		496 \pm 107 [701]				
	DM, IR-idose ⁴			532 \pm 268 [797]			
Schädel-CTA	-					399 \pm 19 [429]	
	DM			1001 \pm 108 [694] 1380 \pm 865 [426]			
Schädel-Perfusion	-	1920 [423] 2120-2740 [421] 2126 [422] 2909 [285]		6857 [422]			
	DM			17829 [422]			
				209 [657] 398 \pm 105 [1101] 739 \pm 61 [569] 1330 \pm 221 [757]			
Hals – Carotis-CTA	-	227 \pm 16 [569]		106 [657] 249 \pm 34 [1101]			
	DM						
	HIR		808 \pm 87 [757]				

Tab. 8.12 - Fortsetzung. Erwachsene: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Cardio-CTA	-	342 ± 46 [841]		533 [719] 701 [512] 1131 ± 87 [841]			
	A, ECGp, ECGr	85 [631]	126 [631]	176 [631]			
	DM		15.7 ± 6.0 [844] 70.3 ± 28.7 [844]				
	DM, ECGp			268 [598] 355 [496]	338 [598]		
	DM, ECGp, HP	12.4 ± 1.7 [528]					
	DM, ECGr			521 [496]*			
ECGp	ECGp	55 ± 12 [604] 62 [597] 138 [514]	65 ± 21 [604] 79 ± 16 [436] 99 [512] 115 [441]* 150 [850] 704 [477]*	117 [597] 121 ± 40 [473] 131 ± 32 [529] 150 [850] 169 [495] 170 ± 34 [436] 170 ± 80 [484] 176 [449] 185 ± 55 [482] 213 [480] 219 [519] 228 ± 44 [485] 240 ± 105 [490] 259 [440] 274 [499]* 276 ± 51 [491] 311 [441]* 317 [497] 329 ± 83 [475] 349 [487] 417 [719] 440 [497] 630 ± 124 [825] 753 [477]* 834 ± 116 [525] 943 ± 442 [469]			

Tab. 8.12 - Fortsetzung. Erwachsene: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Cardio-CTA	ECG		391 ± 46 [568] 578 [617]	522 ± 69 [568] 1125 [617]			
	ECG, IR			165 [766]			
	ECG, IR-SAFIRE			152 ± 19 [835]			
	ECG, HP, IR-SAFIRE			78 ± 17 [835]			
	ECGp, ECGr	82 [631] 284 [514]	129 [631]	179 [631]			
	ECGp, HP		61 [850] 65 [841]	109 [841] 141 [851]			
	ECGp, HP, IR-IRIS		61 \pm 19 [705]				
	ECGp, IR-IDose ⁴		145 \pm 47 [791]				
	ECGp, HP, IR-SAFIRE	4.6 \pm 0.5 [836]					
	ECGp, IR-IRIS		148 \pm 160 [705]				
	ECGp, IR-SAFIRE		315 \pm 59 [825]				

Tab. 8.12 - Fortsetzung. Erwachsene: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Cardio- CTA	ECGr	202 ± 55 [841]	237 [512]	292 [766]			751 [510]
			245 ± 33 [436]	396 ± 187 [482]			
			460 ± 304 [781]	459 ± 63 [523]			
			565 ± 88 [596]	497 ± 54 [436]			
			586 [850]	531 ± 39 [460]			
			603 [841]	608 [495]			
			1551 ± 115 [594]	646 ± 120 [841]			
				700 ± 192 [503]			
				727 [449]*			
				759 [519]			
				801 [440]			
				856 [480]			
				858 ± 109 [732]			
				868 ± 198 [529]			
				889 ± 111 [491]			
				948 [719]			
				959 ± 94 [485]			
				989 [453]*			
				1082 ± 140 [484]			
				1043 [841]			
				1067 ± 551 [596]			
				1070 [851]			
				1120 ± 172 [451]			
				1175 ± 205 [490]			
				1185 ± 62 [503]			
				1201 [487]			
				1560 ± 80 [594]			
				2547 ± 553 [525]			
ECGr, IR				389 ± 44 [732]			
ECGr, IR- IRIS			583 ± 327 [705]				
HP			140 ± 20 [840]	290 ± 62 [840]			234 ± 57 [840]
			199 ± 47 [840]	323 ± 93 [840]			
				249 [719]			

Tab. 8.12 - Fortsetzung. Erwachsene: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Thorax-CTA	DM	87 ± 37 [609]		142 ± 34 [609] 164 [800]			
	DM, IR-IRIS			126 ± 54 [798]			
	DM, IR-SIR		77 [800]				
Thorax-Perfusion	-	720 ± 52 [294]					
Thorax – Pulmonal-CTA	-	173 [584]	139 [570] 379 [578]	234 [570] 235 ± 117 [430] 258 [584] 367 ± 100 [739] 605 [578]	737 [453]	170 ± 41 [430] 224 ± 121 [430] 388 ± 100 [792]	246 ± 86 [430]
				433 ± 220 [312]			
	DM	81 [612] 120 ± 17 [624]	144 [612] 205 ± 63 [624] 282 ± 64 [780]	247 [612] 616 [684]	839 [684]		
	DM, IR-ASIR		262 ± 34 [792]				
	DM, IR-MBIR		21 ± 2 [780]				
	IR-ASIR	131 ± 69 [739]	131 ± 30 [739]	255 ± 142 [739]		244 ± 33 [792]	
	DM, ECGp		113 ± 30 [483]	314 ± 65 [483]			
Thorax – Aorten-CTA	DM, ECGr		243 ± 45 [483]	560 ± 78 [483]			
	-		1075 [714]				
Thorax-Abdomen – Aorten-CTA	IR-ASIR			818 [714] 1479 ± 393 [828]			
Abdomen-CTA	-					1092 ± 204 [530]	
	DM			880 ± 233 [530]			
Abdomen-Perfusion	-		1180 ± 371 [403] 1593 ± 180 [294] 2237 ± 455 [403]				
Becken-CTA	-		447 ± 30 [629]	675 ± 82 [629]			
Becken-Perfusion	-		1632 ± 222 [294] 2033 [285]				

Tab. 8.12 - Fortsetzung. Erwachsene: DLP (mGy cm).

CT-Uro-graphie	-	712 [567]	169 ± 62 [532] 825 [567]	855 [396] 1529 [396] 1550 [396] 1733 [567]		
	DM		868 ± 211 [599]	612* [396] 1272 ± 219 [599] 935* [396]		
Bein-CTA	DM	265 ± 63 [615]		412 ± 82 [615]		

8.5.3. Erwachsene: Heff-Werte

Tab. 8.13. Erwachsene: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	
Schädel	-	0.2 [1021]	0.4 [1021]	0.6 [1021] 0.9 [1003] 1.0 [301] 1.0 [1002] 1.1 [1124] 1.2 [292]* 1.2 [287]* 1.3 [428]* 1.3 ± 0.1 [1020] 1.4 [318] 1.4 [362] 1.5 [313]* 1.5 [1013] 1.6 [321]* 1.6 ± 0.1 [702] 1.7 [1105]* 1.7 ± 0.5 [309] 1.9 [291] 1.9 [304] 2.0 [300] 2.0 ± 0.4 [319] 2.1 [286]* 2.2 ± 0.1 [709] 2.2 ± 0.1 [758] 2.3 [304] 2.3 ± 0.1 [753] 2.4 [295]* 2.7 ± 0.1 [806] 4.7 ± 7.2 [413]	0.84 [304] 1.0 [1021] 5.3 [295]		
	DM			2.0 ± 0.2 [338] 2.2 [539]* 3.0 ± 0.5 [338]			

Tab. 8.13 - Fortsetzung. Erwachsene: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Schädel	DM, IR-ASIR			0.6 ± 0.1 [790]			
	DM, IR-MBIR			0.6 ± 0.1 [790]			
	IR-ASIR			1.6 ± 0.1 [753] 2.0 ± 0.0 [806]			
	IR-iDose, IR-iDose ⁴			0.8 [1124] 1.1 ± 0.1 [702] 1.3 ± 0.1 [702]			
	IR-IRIS			1.8 ± 0.1 [758]			
	IR-SAFIRE			1.1 ± 0.0 [709]			
	OBDM			1.7 [1105]*			
NNH	-			0.1 [368] 0.2 [710] 0.5 [300] 0.5 [301] 0.5 [306] 0.7 [370]	2.5 [287]*		
	IR-IRIS			0.1 [710]			
Hals	-	4.1 ± 0.2 [583]	4.2 ± 0.3 [583]	0.9 [374] 1.7 [300] 1.8 [554] 2.0 [301] 2.0 [649] 2.0 ± 0.2 [822] 2.8 [288]* 4.7 ± 0.2 [583]	5.1 [287]* 5.5 ± 0.2 [583]		
	A, DM			3.1 ± 0.2 [683]			
	A, OBDM			2.9 ± 0.2 [683]			
	DM			1.0 [649] 3.6 ± 1.6 [309] 3.7 ± 0.1 [683]			
	IR			1.7 ± 0.2 [822]			
	OBDM			3.5 ± 0.3 [683]			

Tab. 8.13 - Fortsetzung. Erwachsene: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Thorax	-	0.1 [593]	0.2 [593]	0.5 [593]	4.8 [304]		5.1 [614]
		0.5 [571]	2.4 ± 0.2 [734]	0.9 [393]*	5.4 [300]		
		5.2 ± 1.9 [294]	2.0 [571]	1.4 [385]	5.4 [301]		
		6.2 ± 0.7 [601]	2.6 [378]	1.4 ± 0.5 [384]	7 [616]*		
			5.4 [614]	2.1 ± 0.2 [831]	7.8-10.7 [391]		
				2.6 [392]	8.1 [295]		
				3 ± 1.3 [801]	8.7 [306]		
				3.6 [554]	12.4 [288]*		
				3.7 ± 0.5 [319]	15.6-21.4 [391]		
				3.8 [616]*			
				3.8 ± 0.4 [734]			
				4.1 [295]*			
				4.3 [286]*			
				4.3 [748]			
				4.4 ± 0.9 [675]			
				5.3 [614]			
				5.5 [539]			
				5.5 ± 1.2 [837]			
				6.2 [287]*			
				6.4 ± 1.5 [434]			
				6.8 [377]			
				6.9 [315]			
				7.8 [495]			
				7.9 [1053]			
				8.4 [1006]*			
				8.7 [415]			
				9.5 ± 0.9 [1010]			
				9.6 [380]			
				10.1 [292]*			
				10.3 [389]			
				10.8 ± 3.4 [832]			
				10.9 [318]			
				12.6 [387]			
				13.4 [1105]			
				15.7 [304]			

Tab. 8.13 - Fortsetzung. Erwachsene: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Thorax				16.0 [304] 18 [291] 18 [308] 19.4 [1000]* 20 [313]* 20.1 ± 0.2 [669] 21.8 ± 1.8 [601] 28 [299]			
	DM		0.3 ± 0.1 [863] 2.5-4.3 [568] 2.9 ± 1.1 [763] 3.0 ± 1.2 [863]	2.4 ± 0.6 [935] 2.5 [862] 2.6 ± 0.6 [826] 2.7 [851] 2.9 ± 1.0 [675] 3.0 [593] 3.1 [666]* 3.4 ± 1.9 [829] 3.6 [775] 4.2-6.7 [568] 5.1 [539] 5.3 ± 0.4 [691] 5.7 ± 2.3 [737] 5.9 [377] 6.5 [558] 6.5 ± 0.3 [669] 8.0 ± 1.3 [338] 8.5 ± 3.4 [764] 8.6 ± 2.3 [338] 8.9 [997]* 9.5 [1013] 9.5 ± 2.8 [805] 9.8 ± 1.1 [309] 10.8 [558] 11.2 ± 2.7 [785] 11.5 [998]* 11.5 [1105]	6.7 [539]	2.4 [862] 6.7 [858]*	2.8 [862]

Tab. 8.13 - Fortsetzung. Erwachsene: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Thorax	DM			12.0 \pm 0.5 [745] 12.2 \pm 2.1 [803] 14.2 [852]			
	DM, HP			5.8 [852]			
	DM, IR	0.5 \pm 0.2 [700]	0.7 \pm 0.2 [700]				
	DM, IR-AIDR			1.2 \pm 0.7 [829]			
	DM, IR-ASIR			0.7 \pm 0.3 [713] 1.6 \pm 0.8 [737] 2.6 \pm 0.6 [805] 2.7 \pm 0.2 [832] 5.54 [747] 6.3 \pm 3.2 [764] 8.5 \pm 2.3 [802] 8.9 \pm 1.9 [803]			
	DM, IR-IRIS			1.8 [775] 6.7 \pm 0.2 [745]			
	DM, IR-MBIR		0.16 \pm 0.01 [785]	1.13 [747] 1.6 \pm 0.8 [737]			
	DM, IR-SAFIRE		0.3 \pm 0.03 [763] 1.3 \pm 0.3 [826]				
	DM, OBDM			11.4 [1105]			
	HP			4.4 \pm 0.9 [837]			
	IR		0.24 [708]	0.40 [708]			
	IR-ASIR			0.9 [748]			
	IR-IRIS			2.4 \pm 0.2 [734]			
	IR-MBIR			0.2 [748] 0.2 \pm 0.0 [831]			
	IR-SAFIRE			0.9 \pm 0.7 [801]			
Thorax-HRCT	-			4.4 \pm 0.3 [691] 11.5 [1105]			
	DM			1.3 [394]* 2.5 [287]*	7.7 [288]*		
				3.0 \pm 1.7 [309]			

Tab. 8.13 - Fortsetzung. Erwachsene: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Thorax-Abdomen	-			12 [308]			
Abdomen	-	5.1 ± 0.3 [603] 5.1 ± 0.3 [770]	7.2 ± 2.4 [294]	3.5 [1003] 3.7 [315] 3.9 ± 1.1 [1048] 6.0 [287]* 6.1 [406] 6.2 [295]* 6.3 [304] 6.6 ± 0.8 [319] 7.1 [318] 7.8 ± 3.2 [397]* 8 [299] 8.2 ± 1.1 [755] 9.2 [300] 9.2 [301] 9.4 ± 2.3 [675] 9.5 [304] 10.1 [539] 10.3 [405]* 11.3 ± 3.8 [837] 11.4 ± 3.0 [718] 11.9 ± 3.0 [395] 13.0 ± 3.9 [1010] 13.1 [292]* 13.4 [288]* 15.5 [848]* 15.8 ± 3.7 [751] 16.4 [415] 17.3 ± 0.4 [669] 20.9 [1000]* 24 [291] 26 [308]*	2.6 [304] 8.4 [306] 13.3 ± 1.0 [305] 17.5 ± 0.6 [603] 17.5 ± 0.6 [770]		

Tab. 8.13 - Fortsetzung. Erwachsene: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Abdomen	DM	1.9 ± 0.6 [623]	3.8-4.2 [568]	1.5 [824]	1.9 ± 0.5 [623]	3.8 ± 1.0 [623]	
		4.1 ± 0.2 [605]		2.0 [824]	14.3 [539]		
		5.6 ± 1.0 [606]		2.3 ± 0.3 [623]			
				3.9 ± 1.2 [402]			
				4.7 ± 1.1 [762]			
				6.0 ± 0.2 [669]			
				6.0 ± 1.7 [605]			
				6.0 ± 2.9 [752]			
				6.2 [666]*			
				6.2 - 9.0 [568]			
				7.0 ± 1.5 [309]			
				7.2 [774]			
				7.5 ± 5.5 [779]			
				8.4 [824]			
				8.6 ± 3.4 [675]			
				8.9 [539]			
				10.8 ± 3.3 [402]			
				11.5 ± 3.2 [776]			
				11.6 ± 3.3 [606]			
				12.1 [997]*			
				12.4 ± 1.8 [338]			
				12.5 ± 3.7 [338]			
				13.5 [1013]			
				16.7 [998]*			
				20.4 ± 3.3 [395]			
				34.7 ± 3.8 [395]			
	DM, IR-AIDR			3.6 [774]			
	DM, IR-ASIR	3.5 [711]		2.1 ± 0.9 [726]			
	HP			4.4 ± 2.4 [779]			
				6.5 ± 1.2 [837]			

Tab. 8.13 - Fortsetzung. Erwachsene: Effektive Dosis (mSv).

Abdomen	IR-ASIR	4.6 ± 1.1 [751] 5.1 ± 0.3 [770]	8.8 ± 4.1 [724]	9.1 ± 3.2 [718]			
	IR-IMR			1.0 ± 0.0 [752]			
	IR-IRIS			2.4 ± 0.5 [762] 5.8 [776] 10.1 ± 2.5 [718]			
	IR-MBIR		1.4 ± 0.7 [724]				
	IR-SAFIRE			1.5 ± 0.4 [755]			
Becken	-			4.4 [407] 4.4 [408] 5.3 [295]* 5.5 [300] 5.5 [301] 6.0 [286]* 6.7 [304] 8 [299] 9.0 ± 1.0 [767] 9.3 [318] 13.4 [304]	2.1 [304] 4.9 [409] 9.4 [306]		
	DM			5.4 ± 2.1 [700] 10.5 ± 5.1 [700]			
	DM, IR			6.4 ± 4.1 [700] 7.6 ± 2.6 [700]			
	DM, IR-ASIR			4.0 ± 0.8 [767]			
Ileosacral-gelenke	-			0.5 [409]*			

Tab. 8.13 - Fortsetzung. Erwachsene: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Ganz-körper	-			12.9 ± 3.2 [701] 13.3 [1053] 21.2 ± 5.7 [418] 22.2 [297] 26.8 ± 18.1 [413] 29.5 [287]*	16.6 ± 4.1 [740]		
	DM			14.6 ± 8.0 [797] 22.4 ± 3.6 [338] 24.1 ± 4.6 [338] 31 ± 8 [750]			
	DM, IR-AIDR-3D			13 ± 4 [750]			
	IR-ASIR				12.7 ± 3.8 [740]		
	IR-iDose ⁴		6.9 ± 1.6 [701]				
	DM, IR-iDose ⁴			8.0 ± 4.0 [797]			
HWS	-			0.6 [295]* 5.8 [287]*	0.8 [295]		
	DM				1.3 [666]*		
BWS	-			4.4 [295]* 12.0 [287]*	9.2 [295]		
LWS	-			4.1 [295]* 16.6 [287]*	4.0 [306] 5.3 [300] 5.3 [301] 10.3 [295] 11.3 [288]*		
	DM	0.37 ± 0.10 [419]			8.2 [666]*		

Tab. 8.13 - Fortsetzung. Erwachsene: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Schädel-CTA	-	0.7 [574]		0.9 [574] 1.1 [428]* 3.3 [362]			
	DM	0.3 ± 0.0 [427]	0.6 ± 0.1 [427]				
Schädel-Perfusion	-	4.2 [362] 4.9-6.3 [421] 6.4 [285] 7.5 ± 0.0 [422]		2.3 [428]* 5.2 ± 1.0 [309] 20.7 ± 0.0 [422]			
	DM	2.1 ± 0.0 [427] 2.7 ± 0.7 [427]		59.1 ± 0.3 [422]			
Hals – Carotis-CTA	-	1.2 ± 0.1 [569]		4.0 ± 0.3 [569] 7.2 ± 1.2 [757]			
	BP, HIR		4.1 ± 1.0 [757]				

Tab. 8.13 - Fortsetzung. Erwachsene: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)						
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140	
Cardio-CTA	-	5.0 ± 0.7 [841]	9.6 ± 1.1 [580]	2.1 [454] 2.2 [494] 3.3 [452]* 9.5 [474]* 9.8 [512] 10.6 ± 1.2 [489] 11.6 [479]* 12.8 [456]* 13.4 ± 1.9 [492] 13.8 ± 1.4 [465] 14.0 [462] 14.8 ± 1.8 [489] 15 [447]* 15.2 ± 2.1 [509] 16.5 [442] 16.6 ± 1.3 [841] 18.1 ± 5.6 [524] 18.2 ± 2.6 [580] 22.7 [462] 24.3 [518] 27 [488] 27.5 [508] 27.7 [462]				
	DM		0.27 ± 0.10 [844] 1.19 ± 0.49 [844]	6.0 [456]*				
	DM, ECGp			3.3 [598] 7.1 [496]*	5.1 [598]			
	DM, ECGp, HP	0.2 ± 0.0 [528]						
	DM, ECGr		14.4 [488]	3.3 ± 0.5 [517] 7.2 [456]* 13.7 [496]* 14.2 ± 4.5 [309] 14.4 [488] 31.8 ± 5.1 [521]				
	DM, IR			6.8 ± 3.0 [522]				

Tab. 8.13 - Fortsetzung. Erwachsene: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Cardio-CTA	ECG		6.7 ± 0.8 [568] 9.5 [459] 9.6 [617]	4.1 [766] 8.2 [476]* 8.8 ± 2.8 [524] 8.9 ± 1.2 [568] 14.5 ± 4.3 [478] 20.2 [617]			
	ECG, HP, IR-SAFIRE			1.4 ± 0.3 [835]			
	ECG, IR			2.3 [766]			
	ECG, IR-SAFIRE			2.7 ± 0.3 [835]			
ECGp	0.8 ± 0.2 [604] 0.9 [597] 1.9 [514]	0.9 ± 0.3 [604] 1.4 [512] 2.0 [441]* 2.74 ± 1.14 [847] 3.2 [488] 3.6 [850]* 4.1 ± 1.1 [847] 7.7 [477]*	1.6 [597] 1.8 ± 0.8 [498] 2.1 ± 0.7 [473] 2.2 ± 0.5 [529] 2.5 ± 0.8 [517] 2.8 ± 1.4 [484] 3.0 [449] 3.0 ± 1.0 [482] 3.1 ± 9.4 [492] 3.2 ± 0.6 [485] 3.5 [456]* 3.6 [440] 3.7 [493] 3.9 [499]* 4.0 [488] 4.0 [480] 4.1 ± 1.8 [490] 4.2 [519]* 4.2 ± 1.2 [847] 4.4 [495] 4.4 [497] 4.6 ± 1.2 [475] 4.7 ± 0.9 [491] 4.9 ± 1.8 [309] 5.0 [497]* 5.3 [441]*				

Tab. 8.13 - Fortsetzung. Erwachsene: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)						
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140	
Cardio-CTA	ECGp			5.9 [455]* 6.0 [513]* 6.0 ± 1.0 [509] 6.0 ± 1.2 [525] 6.2 [497] 6.2 ± 2.0 [520] 6.6 ± 3.1 [516] 6.8 [487] 7.5 ± 1.8 [847] 8.8 ± 1.7 [825] 9.2 ± 2.2 [521] 9.9 ± 1.4 [784] 10.0 ± 3.5 [515] 12.8 [477]* 13.3 [469] 14.2 ± 2.0 [525] 14.8 ± 9.8 [472]				
	ECGp, ECGr	1.9 [631]	3.5 [631]	5.0 [631]				
	ECGp, ECGr, A	1.4 [631]	2.8 [631]	4.0 [631]				
	ECGp, HP	0.06 ± 0.01 [836]	0.81 ± 0.30 [847] 1.4 [850]* 1.9 [841]	1.7 ± 0.7 [847] 2.7 [851] 3.2 [841]				
	ECGp, HP, IR-IRIS		0.9 ± 0.3 [705]					
	ECGp, IR			4.9 ± 2.2 [522]				
	ECGp, IR-ASIR		2.7 ± 0.5 [443] 2.8 ± 0.5 [443] 4.2 ± 1.2 [443] 5.1 ± 0.6 [443]					
	ECGp, IR-iDose		2.0 ± 0.7 [672]	7.6 ± 1.3 [784]				
	ECGp, IR-IRIS		2.1 ± 2.2 [705]					
	ECGp, IR-SAFIRE			4.4 ± 0.8 [825]				

Tab. 8.13 - Fortsetzung. Erwachsene: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)						
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140	
Cardio-CTA	ECGr	0.7 [454] 2.9 ± 0.8 [841]	3.3 [512] 5.0 ± 0.3 [489] 5.3 ± 1.1 [580] 5.4 ± 1.1 [489] 5.5 ± 1.8 [847] 6.2 ± 2.3 [619] 6.4 ± 4.3 [781] 7.8 ± 2.0 [511] 9.6 ± 3.2 [596] 13.7 [850]* 15.1 [488] 16.6 [841] 21.7 ± 1.6 [594]	1.2 [494] 4.0 ± 0.5 [439] 4.9 ± 1.7 [498] 5.0 [474]* 6.4 ± 0.9 [489] 7.0 ± 3.0 [482] 7.8 ± 1.1 [523] 8.4 [456]* 8.4 ± 1.2 [509] 8.7 ± 1.3 [580] 9.0 ± 0.6 [460] 9.2 [480] 9.2 ± 1.6 [492] 9.2 ± 2.2 [505] 9.4 ± 1.0 [489] 9.5 ± 1.8 [841] 9.6 ± 0.1 [517] 9.8 ± 3.5 [847] 10.3 ± 2.1 [619] 10.5 ± 4.2 [516] 10.6 [513]* 11.2 [440] 11.9 ± 3.3 [503] 12.1 ± 1.5 [732] 12.4 [449]* 12.7 ± 1.7 [511] 13.4 ± 2.7 [485] 14.0 [495] 14.5 ± 2.6 [464] 14.6 ± 2.3 [505] 14.6 ± 3.3 [529] 15.1 ± 1.9 [491] 15.1 ± 2.9 [464] 16.0 [508] 16.4 [466]* 17.5 [519]*				21 [510]

Tab. 8.13 - Fortsetzung. Erwachsene: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Cardio- CTA	ECGr			18.1 ± 9.4 [596] 19.3 [851] 18.4 ± 2.4 [484] 20.0 ± 3.5 [490] 20.1 ± 1.1 [503] 21.6 ± 2.0 [525] 21.8 ± 1.1 [594] 22.4 [493]* 23.1 [488] 23.2 [518] 23.2 ± 3.4 [515] 24.8 [487] 24.9 [453]* 25.2 ± 4.9 [451] 26.4 ± 6.2 [520] 29.5 [841] 43.3 ± 9.4 [525] 53 [313]*			
	ECGr, IR			3.2 ± 2.1 [781]	5.5 ± 0.6 [732]		
	ECGr, IR- IRIS			8.2 ± 4.6 [705]			
Thorax- CTA	DM	1.5 ± 0.6 [609]		2.4 ± 0.6 [609] 2.8 [800]			
	DM, IR-IRIS			2.1 ± 0.9 [798]			
	DM, IR-SIR		1.3 [800]				
Thorax- Perfusion	-	13.7 ± 1.0 [294]					
Thorax – Pulmonal- CTA	-			2.0 [570] 12.5 [578]	3.2 ± 0.1 [319] 4.0 [570] 4.2 ± 0.8 [431] 6.2 ± 1.7 [739] 19.5 [578] 28 ± 8 [434]	14.4 ± 2.1 [305]	19.9 ± 1.4 [453]

Tab. 8.13 - Fortsetzung. Erwachsene: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Thorax – Pulmonal-CTA	DM	1.2 [612]	2.3 [612] 2.9-5.0 [568] 4.1 ± 1.1 [780]	1.4 [432] 4.2 [612] 4.9-7.8 [568]			
	DM, IR-MBIR		0.6 ± 0.0 [780]				
	IR-ASIR	2.2 ± 1.2 [739]	2.2 ± 0.5 [739]	4.3 ± 2.4 [739]			
Thorax – Aorten-CTA	-			14.4 ± 5.1 [839]			
	DM, ECGp		1.9 ± 0.5 [483]	5.3 ± 1.1 [483]			
	DM, ECGr		4.1 ± 0.7 [483]	9.5 ± 3.0 [483]			
	ECGp, HP		5.4 ± 1.8 [839]				
Thorax-Abdomen, Aorten-CTA	DM			14.9 ± 1.5 [309] 21.7 ± 5.8 [828]			
	DM, IR-SAFIRE			10.9 ± 2.9 [828]			
	IR-ASIR			16.2 ± 7.6 [729]			
	IR-MBIR			4.4 ± 4.4 [729]			
Abdomen-CTA	-					16.4 ± 3.1 [530]	
	DM		3.3 [568]	13.2 [530]			
Abdomen-Perfusion	-		17.7 ± 5.6 [403] 28.7 ± 3.1 [294] 33.5 ± 6.8 [403]				
	-		2.5 ± 0.9 [532]	1.16* [534] 14.4* [396] 22.5* [396] 26.6* [396]		11.4 [404]*	
			13.0 ± 3.1 [599]	10.3* [396] 15.2* [396] 19.1 ± 3.3 [599]			
Becken-CTA	-		6.7 ± 0.4 [629]	10.1 ± 1.2 [629]			
Becken-Perfusion	-		19.6 ± 2.6 [294] 32.0 [285]				

8.5.4. Erwachsene: Organdosis-Werte

Tab. 8.14. Erwachsene: Organdosis (mSv).

Protokoll	Ver-fahren	Organdosis (mGy)							
		Gehirn	Augenlinse	Schilddrüse	Mamma	Lunge	RKM	Haut	Testes
Schädel	-	24 [284]	5.4 [320]* 5.6 [351]* 6.5 ± 1.2 [358] 8.1 ± 3.7 [360] 12.2-37.3 [364] 16.0 [352]* 16.5 ± 5.9 [550] 16.9 [685] 16.9 [320]* 19.0 ± 1.3 [1008] 24.8 [301] 29.1 [549] 30.4 [359]* 32.2 ± 1.6 [680] 33.0 [321] 39.5 [344] 41.9 ± 9.5 [557] 48.9 [1105]* 49.3 ± 9.0 [350] 50 [559] 52.2 [310] 54.7 ± 7.5 [360] 61.2 [428]*	0.5 ± 0.1 [358] 0.75 [293] 0.8-2.2 [364] 0.9 [359]* 1.0 [428]* 1.1 [289] 1.1 [321] 1.34 [563] 1.56 [543] 1.65 [307] 1.8 [1105]* 2.0 [344] 2.0 [303] 2.0 ± 0.4 [309] 2.5 ± 0.2 [1008] 2.7 [320]* 2.46 [310] 3.0 ± 0.1 [313] 4.5 [320]* 9.60 [314]	0.05 [310] 0.1 [428]* 0.15 [314] 0.19 [289] 0.19 [307] 0.2 [293] 0.25 [563] 0.29 ± 0.11 [313] 0.30 [303] 0.32 [563] 0.4 [1105]* 0.32 [543] 0.54 ± 0.05 [313]	0.16 [310] 0.18 [314] 0.19 [289] 0.3 [428]* 0.32 [303] 0.32 [563] 0.47 [307] 0.54 ± 0.05 [313]	0.25 [563] 1.4 [314] 1.7-3.5 [364] 1.8 ± 5.1 [313] 2.2 [303] 2.2 [320]* 3.5 [310] 4.1 [307] 4.4 [428]* 4.7 [289] 4.8 [1105]* 5.5 [320]*	1.0 [303] 2.7 [1105]* 2.8 [426]* 4.8 ± 8.9 [313]	0.0 [289] 0.0 [426]* 0.1 [303] 0.1 [358] 0.1 [1105]*
		A	15.1 [685] 21.8 [549] 23.7 ± 0.41[680]						

Tab. 8.14 - Fortsetzung. Erwachsene: Organdosis (mSv).

Protokoll	Ver-fahren	Organdosis (mGy)						
		Gehirn	Augenlinse	Schilddrüse	Mamma	Lunge	RKM	Haut
Schädel	A, DM		12.7 [685] 14.1 \pm 1.1 [697] 14.5 \pm 1.2 [697] 14.9 \pm 0.1 [697] 15.1 \pm 1.2 [697] 15.2 \pm 1.2 [697] 15.2 \pm 1.5 [697] 16.3 \pm 1.3 [697] 17.1 \pm 0.4 [680]					
	DM		12.4 [685] 16.1 \pm 1.2 [697] 17.7 \pm 1.8 [697] 19.2 \pm 1.5 [697] 20.1 \pm 1.3 [697] 22.4 \pm 0.5 [680]					
	OBDM		11.3 \pm 0.5 [697] 13.1 \pm 1.1 [697] 13.8 \pm 0.4 [697] 14.4 \pm 0.4 [697] 33.2 [1105]*	1.7 [1105]*	0.1 [1105]*	0.4 [1105]*	4.8 [1105]*	2.5 [1105]*
NNH	-		2.9 – 6.9 [367] 3.5 – 10.5 [366] 7.6 [369]* 9.6 [371]* 28.5 [371]*	0.4 [371]* 1.6 [371]*				
	HP	0.6 [849]	0.09 [849]					

Tab. 8.14 - Fortsetzung. Erwachsene: Organdosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Organdosis (mGy)					
		Augenlinse	Schilddrüse	Mamma	Lunge	RKM	Haut
Hals	-	11.0 [633]	9.4 [549]	1.4 [583]*	8.7 [583]*	8.59 [310]	0 [310]
		11.9 [310]	12.4 [633]	1.87 [310]	8.83 [310]	41.4 ± 0.7 [686]	
		23.7 [583]*	17.8 [685]				
			22.4 [300]				
			26.5 [301]				
			31.0 ± 0.9 [554]				
			33.9 [583]*				
			40 ± 23 [375]				
			55 [373]*				
			76.9 ± 1.4 [686]				
			126 [310]				
A	A	7.0 [549]				33.7 ± 0.7 [686]	
		15.2 [685]					
		19.9 ± 1.5 [554]					
		44.7 ± 0.7 [686]					
A, DM	A, DM	8.2 [649]		9.1 [649]			10.8 ± 0.6 [686]
		17.9 ± 2.6 [683]		12.9 [685]			
				12.9 ± 0.3 [686]			
				18.4 ± 2.4 [683]			
A, OBDM	A, OBDM	13.2 ± 0.6 [683]	15.2 ± 2.1 [683]				
		DM	7.3 [633]	8.3 [633]		12.1 ± 0.5 [686]	
			16.4 [649]	13.7 [685]			
			20.4 ± 3.8 [683]	17.0 ± 0.4 [686]			
OBDM	OBDM		18.2 [649]				
			27.6 ± 1.7 [683]				
			29.9 ± 8.7 [309]				
		10.8 ± 2.9 [683]	19.8 ± 3.0 [683]				

Tab. 8.14 - Fortsetzung. Erwachsene: Organdosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Organdosis (mGy)					
		Augenlinse	Schilddrüse	Mamma	Lunge	RKM	Haut
Thorax		0.6 [1000]*	1.3 [385]	3.0 [385]	3.6 [385]	1.52 [563]	1.7 [303]
		1 [310]	1.9 [315]	6.0 [549]	6.7 [549]	3.0 [614]*	2.9 [614]*
		1.3 [1105]	2.1 [303]	9.6 ± 0.8 [693]	8.4 ± 0.3 [1008]	3.1 [303]	3.5 [1105]
		5 [293]	10-30 [379]		9.86 [310]	3.25 [310]	3.5 ± 0.4 [1010]
		5.1 ± 0.3 [313]	10.2 ± 1.0 [548]		9.9 ± 0.4 [548]	4.3 [289]	5.7 ± 5.2 [313]
		6.67 [307]	11.0 [1053]		10.0 [303]	5.7 [315]	6.1 [308]
		7.5 [290]	12 ± 1 [313]		10.2 ± 0.9 [296]	5.94 ± 0.74	7.0 [1000]*
		8.3 [296]	12.3 [1105]		11.4 [317]*	[1010]	13.6 ± 3.2 [296]
		8.7 ± 0.8 [1008]	13.9 [685]		13.3 [614]*	7.0 [1053]	36.3 ± 0.9 [386]
		12.0 [310]	14 [632]		13.4 ± 0.5 [1008]	7.28 [307]	74.7 [290]
		12.1 [614]*	14.5 [310]		14.5 [1053]	8.4 ± 3.9 [313]	[1010]
		12.2 [289]	14.7 ± 0.7 [296]		14.5 ± 3.9 [565]	9.4 [1000]*	0.15 [303]
		15.2 ± 1.8 [1008]	15.0 [303]		16 [293]	11.5 [1105]	
		23 [291]	15.9 [315]		17.3 ± 0.2 [313]	13.1 [308]	
		23.4 ± 3.5 [1010]	16.0 ± 2.1 [1010]		19.2 ± 2.0 [1010]	13.2 [290]	
		24.8 [1053]	17.2 ± 0.5 [554]		19.6 [315]	16 [291]	
		48.8 [308]	18 [284]		20.5 [300]	22.4 [310]	
		50 [310]	21.0 [1000]*		20.5 [301]		
		50.1 [1000]*	21.2 [289]		21.2 [289]		
			21.6 [1105]		23 [632]		
			22.6 [300]		30.8 [1105]		
			22.6 [301]		32.5 [1000]*		
			23.9 [308]		37.4 [308]		
			30 [293]		43.0 [307]		
			35 [291]		50 [291]		
			48.1 [307]		61.6 [290]		
			68.5 [310]		62.2 [310]		
			71.6 [290]				
	A			4.2 [549]	5.7 [549]		
				8.6 ± 2.3 [565]			
				9.4 [685]			
				11.4 ± 0.6 [554]			
	A, DM			10.0 [685]			

Tab. 8.14 - Fortsetzung. Erwachsene: Organdosis (mSv).

Protokoll	Ver-fahren	Organdosis (mGy)							
		Augenlinse	Schilddrüse	Mamma	Lunge	Leber	RKM	Haut	
Thorax	DM	1.3 [1105]	0.22 [862]* 6.0 ± 4.5 [648] 12.6 ± 3.1 [691] 12.7 [1105] 13.0 [997]* 24.7 [998]* 30.2 ± 3.7 [309]	8 [632] 9.0 [602]* 11.3 [685] 12.4 ± 11.2 [648] 13.0 [997]* 14.0 [1105] 15.4 [998]* 21.9 ± 3.3 [309]	1.0 [862]* 8.8 ± 0.9 [691] 8.9 ± 3.9 [309] 14.8 [602]* 18 [632] 20.8 ± 16.0 [648] 20.9 [997]* 23.1 [998]* 30.8 [1105]		0.29 [862]* 0.44 [563] 8.2 [997]* 9.0 [998]* 13.3 [1105] 16.1 ± 9.0 [648]	0.01 [862]* 2.2 [1105] 2.5 [997]* 3.1 [998]*	0.1 [997]* 0.1 [998]* 0.1 [1105]
	DM, OBDM	1.3 [1105]	11.2 [1105]	12.4 [1105]	32.0 [1105]		14.2 [1105]	2.4 [1105]	0.1 [1105]
	OBDM	1.3 [1105]	10.2 [1105] 10.5 ± 1.5 [691]	7.3 ± 0.8 [693] 14.6 [1105]	8.7 ± 1.7 [691] 28.7 [1105]		11.1 [1105]	3.6 [1105]	0.1 [1105]
Thorax-HRCT	-							2.1 ± 0.1 [386] 4.4 ± 0.2 [386]	
Thorax-HRCT	DM		7.6 ± 2.3 [309]	5.9 ± 2.4 [309]	8.1 ± 1.1 [309]				
Thorax-Abdomen	-		27.9 [308]	11.4 [308]	19.7 [308]		9.0 [308]	4.1 [308]	0.15 [308]
Abdomen	-	0.1 [1000]*	0.12 [303] 0.2 [315] 0.3 [293] 0.3 [563] 0.4 [289] 0.4 [307] 0.6 [1000]* 0.9 [308] 1 [291]	0.06 [310] 0.45 [563] 0.8 [315] 1.3 [303] 1.89 [310] 2.96 [307] 3 [291] 5.8 [289] 7.5 [290] 7.9 [305] 13.2 ± 1.8 [296] 15.2 [1000]* 21.8 [308]	1.2 [310] 1.3 [303] 1.7 [315] 1.7 [563] 1.8 ± 1.4 [296] 5.8 [289] 6 [291] 6.7 [307] 11.2 [310] 12.5 [290] 14 [293] 14.8 [1000]* 16.0 [308]	11 [284] 30.2 [1000]*	1.22 [563] 2.2 [315] 3.1 [303] 4.97 [310] 7.5 [290] 9.3 ± 2.8 [1010] 9.8 [289] 10.3 [307] 13.0 [1000]* 17 [291] 17.5 [308]	1.6 [303] 5.0 ± 1.9 [1010] 7.6 [308] 8.8 [1000]* 15.4 ± 2.8 [296] 75.3 [290]	0.1 [315] 0.7 ± 0.1 [1008] 0.8 [303] 1.3 [289] 1.7 [310] 2.4 ± 0.6 [553] 4.6 [563] 7.3 [308] 11.1 ± 7.5 [1010] 37.5 [1000]* 41.3 [310]
Abdomen, DM	-		0.4 [997]* 0.5 [998]*	8.1 [997]* 15.1 [998]*	6.3 [997]* 11.1 [998]*		8.7 [997]* 11.8 [998]*	3.7 [997]* 5.2 [998]*	6.9 [997]* 11.3 [998]*
ISG	-						11.3 [409]	8.1 [409]	

Tab. 8.14 - Fortsetzung. Erwachsene: Organdosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Organdosis (mGy)						
		Augenlinse	Schilddrüse	Mamma	Lunge	RKM	Haut	Testes
Becken	-		< 0.1 [303]	0 [310] 0.21 [303]	0 [310] 0.07 [303] 0.13 [310]	2.7 [303] 4.63 [310] 6.49 [310] 10.8 [408] 15.7 [290] 18.1 [320] 36.6 [320]	1.2 [303] 17.8 ± 5.0 [296] 19.1 [408] 29.4 [320] 65.1 [320] 75.3 [290]	0.65 [303] 7.1 [320] 12.1 [320] 19.2 ± 4.5 [550] 17.1 [310] 22.2 ± 1.7 [1008] 27.7 ± 7.7 [564] 29.6 [310]
Becken	A							2.0 ± 0.5 [564]
Uro-graphie	-			9.3 [531]			180 [531]	1.0 [531]
	A							0.1 [531]
Ganz-körper	-		13.9 [296] 21.8 [297] 24.8 [1053]	11.1 [1053] 14.7 [297] 17.4 ± 1.0 [296]	11.8 ± 0.6 [296] 14.8 [1053] 19.3 [297]	13.4 [1053] 18.4 [297]	18.2 ± 3.7 [296] 23.7 [297]	33.4 [297]
	DM		49 ± 12 [750]	37 ± 9 [750]	38 ± 9 [750]			6.2 ± 1.6 [750]
	DM, IR-AIDR-3D		21 ± 7 [750]	16 ± 5 [750]	16 ± 5 [750]			2.8 ± 0.9 [750]
HWS	-		26.0 [420]				27.2 [420]	
LWS	DM		0.39 [419]	0.47 [419]				0.02 [419]
Schädel-Perfusion	-	5.5 ± 0.4 [427] 7.0 ± 0.6 [427] 14.5 [428]* 108 [422]* 188 [425]*	0.7 [428]* 1.2 ± 0.1 [427] 1.4 ± 0.2 [427] 7.7 ± 2.2 [309] 10.5 [422]*	0.2 [428]*	0.2 [428]*	8.0 [428]* 59.3 [422]*	2.7 [428]* 37.2 [422]* 233 [425]* 304 [424]*	
	DM	435 ± 49 [422]	44.3 ± 38.7 [422]			236 ± 1 [422]	138 ± 1 [422]	
Schädel-CTA	-	3.3 ± 0.5 [427] 9.6 ± 0.8 [427] 42.3 [428]*	0.4 ± 0.1 [427] 1.1 ± 0.2 [427] 2.2 [428]*	0.1 [428]*	0.3 [428]*	2.8 [428]*	1.2 [428]*	

Tab. 8.14 - Fortsetzung. Erwachsene: Organdosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Organdosis (mGy)					
		Augenlinse	Schilddrüse	Mamma	Lunge	RKM	Haut
Cardio- CTA	-	0.40 ± 0.02 [462]	0.06 [455]*	3.0 [455]*	2.0 [455]*	0.2 [455]*	0.02 [455]*
		0.77 ± 0.05 [462]	0.5-4.8 [841]	6.8-27.7 [841]	5.0-72.1 [841]	1.7-27.5 [841]	4.5-89.9 [841]
		0.79 ± 0.03 [462]	1.0 [445]	7.0 [445]	10.3 [452]	4.3 [452]	6.69 ± 0.04 [462]
			1.0 [610]*	9.1 ± 1.5 [566]	13.6 [445]	7.4 [445]	8.5 ± 0.05 [462]
			1.4 [452]	11.7 [452]	36 [447]*	9.34 ± 0.31 [462]	8.7 ± 0.05 [462]
			1.6 [453]*	40 [447]	38.8 [610]*	12 [463]	67.5 [442]
		3.27 ± 0.37 [462]	40.9 [610]*	45.2 ± 20.0 [462]		13 [447]*	
		4 [447]*	60.0 ± 2.7 [548]	47.1 ± 2.8 [548]		16.4 ± 0.6 [462]	
		5.8 ± 0.14 [462]	62 [463]	56.5 [453]*		20.0 ± 0.7 [462]	
		8.6 ± 0.7 [462]	67.9 ± 6.7 [462]	58 [463]			
			69.5 [453]*	77.1 ± 36.7 [462]			
			80.3 ± 5.8 [462]	85.0 ± 30.1 [462]			
			89.5 ± 7.7 [462]				
			102.3 ± 8.5 [557]				
	A		5.7 ± 1.1 [566]				
	A, ECGp, ECGr		6.0 [631]*	7.6 [631]*			
	DM, ECGr		38.6 ± 0.1 [517]	67.2 ± 14.0 [309]			
	ECGp	0.6 [519]	13 [519]	10 [519]	4.8 [519]	1.2 [519]	
		1.2 [513]	16.9 ± 1.4 [309]	22.8 [513]	5.1 [513]	32.3 [513]	
			25.7 [513]	23.3 ± 0.7 [309]	Ca. 50 [507]		
			34.7 ± 1.9 [517]	Ca. 55 [507]			
			Ca. 40 [507]				
	ECGp, ECGr		10.0 [631]*	9.1 [631]*			
	ECGp, HP		Ca. 10 [507]	Ca. 10 [507]	Ca. 10 [507]		
	ECGr	2.1 [513]	46.6 [513]	36.4 [513]	9.1 [513]	4.6 [519]	
		2.8 [519]	53 [519]	42 [519]	18 [519]	15 ± 18 [313]	
		4.0 ± 1.8 [619]	75 ± 2 [313]	Ca. 110 [507]	23 ± 25 [313]	50.1 [513]	
		5.6 ± 0.1 [313]	79.2 ± 1.1 [517]	120 ± 10 [313]	Ca. 120 [507]		
			Ca. 80 [507]				

Tab. 8.14 - Fortsetzung. Erwachsene: Organdosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Organdosis (mGy)						
		Augenlinse	Schilddrüse	Mamma	Lunge	RKM	Haut	Testes
Thorax – Pulmonal- CTA	-		3.2 [453]	20 [433] 24.2 ± 1.0 [548] 38.7 [453] 53 [305] 53 [684]*	21.0 ± 1.0 [548] 39.5 [453] 51.6 [684]*			
Thorax- Abdomen, Aorten- CTA	DM		18.9 ± 7.7 [309]	20.6 ± 3.3 [309]	20.5 ± 7.5 [309]			

8.5.5. Kinder: CTDI_{vol}-WerteTab. 8.15. Kinder ohne Altersangabe: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Schädel	-		35.0 [93] 31.5 [93]	17.0 [1018] 42.4 [93] 43.6 [93] 68.2 \pm 12.2 [1101]			
	DM			28.7 \pm 15.5 [1101]			
Thorax	-	0.8 \pm 0.2 [1083] 1.1 \pm 0.0 [1133]	2.1 \pm 0.6 [1133] 5.0 [93]	2.8 \pm 0.7 [1133] 10.5 [93]			
Abdomen	-		2.8 \pm 0.7 [1079] 5.2 \pm 2.5 [1133] 6.4 [93]	5.9 \pm 3.7 [1079] 7.3 \pm 2.3 [1112] 7.4 \pm 5.6 [1133] 10.2 [1131]* 12.6 [93]			
	IR-AIDR		3.6 [1131]*				
	IR-iDose ⁴		4.0 \pm 2.0 [1112]				
Ganzkörper	DM, IR-ASIR						5.6 \pm 3.3 [1127]
	DM, IR-MBIR						3.1 \pm 2.3 [1127]

Tab. 8.16. Kinder nach Altersgruppen: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
0 Jahre							
Schädel	-		24.9 [1105]* 27 [986]*	7 [1015] 18.8 [1009] 23.3 [1117]* 38.4 [1100]			
	DM			17.7 [1100]			
	IR-ASIR			15.7 [1117]*			
	OBDM		24.4 [1105]*				
NNH	-			6 [1015]			
Thorax	-	1.7 [1036]*	0.6 [1105]	3 [1015] 5.3 [1009] 24 [986]*			
	DM		0.6 [1105]				
	DM, OBDM		0.7 [1105]				
	OBDM		0.6 [1105]				
Thorax-HRCT	-		13 [1015]				
Abdomen	-		3 [1015] 24 [986]*				
Becken	-		24 [987]*				
Cardio-CTA	-	1.5 ± 0.2 [1093]	12.5 [999] 13.9 ± 5.1 [1064]	3.1 [999]			
	DM	0.5 ± 0.1 [1093]					
	ECG	7.9 [1056]					
	ECGp	2.1 ± 0.4 [1063]					
Thorax-CTA	ECGp, IR-AIDR	1.5 ± 0.4 [1064]					
	ECG	2.5 [1056]*					

Tab. 8.16 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
0 – 1 Jahre							
Schädel	-			27.6 [962]			
	DM			20.7 [962]			
	DM, IR			18.3 [962]			
	IR			9.8 [962]			
Thorax	DM			6.0 [1114]			
	DM, IR-ASIR			1.6 [1114]			
	DM, IR-MBIR			1.3 [1114]			
Abdomen	-			4.1 [962]			
	DM			4.4 [962]			
	DM, IR			2.4 [962]			
	IR			3.3 [962]			
Cardio-CTA	ECGp	0.7 [1059] 1.0 ± 0.5 [1123]					
0 – 3 Jahre							
Schädel	-			16.9 ± 1.0 [1121]			
	IR-ASIR			16.7 ± 0.7 [1121]			

Tab. 8.16 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
1 Jahr							
Schädel	-		22 [986]	21.8 [1011]* 24.0 [1009] 33.7 [999]* 45 [986]	25.5 [1011]*		
Thorax	-	2.1 [1036]*	20 [986]	5.5 [1009] 5.9 [999]* 6.7 ± 0.6 [1099] 9.7 [1000]* 13.6 [1011]* 39 [986]	29 [1011]		
	DM	1.0 ± 0.1 [935]		2.3 ± 0.7 [1099] 18.7 ± 12.7 [1120]			
	DM, IR-ASIR		7.4 ± 4.2 [1120]				
Abdomen	-	1.7 [999]	19 [986]	6.8 [999]* 9.7 [1000]* 16.4 [1011]* 20 [986]			
Becken	-		19 [987]	20 [987]			
GK	-	0.6 [1054]					
Cardio-CTA	-		12.5 [999]	3.1 [999]			
1 – 2 Jahre							
Schädel	-			32.2 [1117]*			
	IR-ASIR			21.2 [1117]*			

Tab. 8.16 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren n	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
1 - 5 Jahre							
Schädel	-			7 [1015] 17 [1025]* 19.5 [1075]			
	-			31.7 [962]			
	DM			21.2 [962]			
	DM, IR			23.3 [962]			
	IR			41.7 [962]			
NNH	-			5 [1015]			
Thorax	-		2.6 [1036]* 4.0 [1036]*				
	DM	1.4 [1081]		5.2 [1081]			
Thorax- Abdomen	-		4.4 [1113]				
	IR-ASIR		3.1 [1113]				
Abdomen	-		4.1 [1113]				
	IR-ASIR		3.1 [1113]				
	-		4.9 [962]				
	DM		5.5 [962]				
	DM, IR		2.3 [962]				
Thorax-CTA	ECG	12.2 [1056]					
3 Jahre							
Cardio-CTA	DM	6.7 [1122]					
3 – 10 Jahre							
Schädel	-			34.3 [1117]*			
	IR-ASIR			22.9 [1117]*			
3 – 12 Jahre							
Schädel	-			30.0 ± 5.2 [1121]			
	IR-ASIR			21.5 ± 2.5 [1121]			

Tab. 8.16 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
5 Jahre							
Schädel	-		36 [986]	24.5 [1011]* 29.6 [1009] 35.8 [1105]* 37.5 [1031]* 48.3 [1100] 49 [986]*	25.5 [1011]*		
	DM			41.9 [1100]			
	OBDM			35.4 [1105]*			
NNH				14.3 [1009] 22.7 [1031]*			
Hals	-			14.8 [1031]*			
Thorax	-	10 [986]	1.5 [1105] 4.2 [1113] 28 [986]	3 [1015] 5.9 [998] 5.9 [1009] 15.8 [1011]* 38 [986]*	29.0 [1011]		
	DM	1.3 ± 0.2 [935]	1.5 [1105] 5.2 [1005]*	4.2 [998]*			
	DM, OBDM		1.5 [1105]				
	IR-ASIR		3.1 [1113]				
	OBDM		1.5 [1105]				
Thorax-HRCT	-			20 [1015]			
Abdomen	-	18 [986]	28 [986]	5 [1015] 5.9 [998] 17.7 [1011]* 40 [986]*			
	DM		7.1 [1005]* 8.1 ± 2.2 [1126]	3.9 [998]*			
	DM, IR-ASIR		5.0 ± 1.2 [1126]				
Becken	-	18 [987]	28 [987]	36 [987]*	55 [987]		
GK	DM	0.8 [1054]	7.3 [1005]*				
Cardio-CTA	ECG		23.7 [1056]				
	ECGr			82.0 [1061]*			

Tab. 8.16 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
5 Jahre							
Thorax-CTA	ECG	14.0 [1056]					
5 - 10 Jahre							
Schädel	-	2.3 ± 0.4 [1030]	4.0 ± 2.3 [1030]	16 [1015] 18.8 ± 8.1 [1030] 21 [1025]*			
	-			34.9 [962]			
	DM			33.5 [962]			
	DM, IR			29.7 [962]			
	IR			49.2 [962]			
Thorax	-			Ca. 4.4 [1041]			
	DM		3.3 ± 0.5 [1094] 3.6 [1081]	6.5 [1081]			
Abdomen	DM			5.9 ± 1.7 [1094]			
	-			-			
	DM			7.4 [962]			
	DM, IR			4.2 [962]			
	IR			-			
Becken	DM			5.5 ± 1.2 [1094]			
8 Jahre							
Abdomen	-			6.8 ± 3.0 [1130]			
	IR-ASIR			4.3 ± 1.8 [1130]			

Tab. 8.16 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
10 Jahre							
Schädel	-		31 [986]	34.3 [1075] 35.5 [1009] 39 [986]* 46.5 [1011]* 50.0 [1100]	49.0 [1011]* 81 [986]*		
	DM			43.0 [1100]			
NNH	-			7 [1015] 20.1 [1009]			
Thorax	-		25 [986]	5 [1015] 7.6 [1009] 15.5 [1011]* 34 [986]*	27.0 [1011] 54 [986]		
	DM		6.9 ± 2.0 [1126]	8.3 ± 4.7 [1085]			
	DM, IR-ASIR		3.7 ± 1.4 [1126]				
Thorax-HRCT				21 [1015]			
Abdomen	-		25 [986]	5 [1015] 13.6 [1009] 20.8 [1011]* 38 [986]*	72 [986]		
	DM			8.4 ± 4.5 [1085]			
Becken	-		25 [987]	38 [987]*	49 [987]*		
GK	-		1.1 [1054]				
Cardio-CTA	-		4.7 ± 2.4 [1093]	15.2 ± 5.7 [1093]			
	DM		2.5 ± 1.8 [1093]	5.2 ± 3.2 [1093]			
	ECGr						
Thorax-CTA	DM			8.1 ± 4.5 [1085]			

Tab. 8.16 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: CTDI_{vol} (mGy).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
10 – 15 Jahre							
Schädel	-			35.2 [962]			
	DM			37.6 [962]			
	DM, IR			35.4 [962]			
	IR			37.9 [962]			
Abdomen	-			-			
	DM			9.3 [962]			
	DM, IR			5.8 [962]			
	IR			4.4 [962]			
10 – 20 Jahre							
Thorax	DM			7.1 [1033]*			
11 – 17 Jahre							
Schädel	-			42.5 [1117]*			
	IR-ASIR			29.7 [1117]*			
12 Jahre							
Thorax	-		4.8 [1050]	12.7 [1050]			
Abdomen	-		4.8 [1050]	8.2 [1050]			
Ganzkörper	-		7.1 [1050]	15.8 [1050]			
Wirbelsäule	DM		0.3 ± 0.1 [1096]				
12 – 18 Jahre							
Schädel	-			49.9 ± 2.0 [1121]			
	IR-ASIR			25.7 ± 1.1 [1121]			
15 Jahre							
Schädel	-			38.4 [1009]			
NNH	-			18.1 [1009]			
Thorax	-			9 [1015]			
	DM		2.3 ± 0.4 [935]	11.5 [1009]			
Thorax-HRCT	-			4.3 [1038]			
				29 [1015]			
Abdomen	-			12.6 [1009]			
				17 [1015]			
Cardio-CTA	ECG	13.8 [1056]	30.5 [1056]				
Thorax-CTA	ECG		41.2 [1056]*				

8.5.6. Kinder: DLP-Werte

Tab. 8.17. Kinder ohne Altersangabe: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Schädel	-			293 [1018]* 575 [1007] 953 ± 238 [1101]			
	DM			425 ± 273 [1101] 890 [1007]			
Thorax	-	0.8 ± 0.1 [972]		45 [1007]			
	DM			92 [1007]			
Abdomen	-		146 ± 60 [1079]	105 [1007] 293 ± 107 [1079] 421 [1050]*			
	DM			228 [1007]			
	IR-AIDR		147 [1050]*				

Tab. 8.18. Kinder nach Altersgruppen: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
0 Jahre							
Schädel	-			ca. 200 [1001]*			
	-		245 [986]* 261 [1105]*	106 [1015] 192 [1009] 308 [994] 325 [1117]* 377 [1100]			
	DM			174 [1100]			
	IR-ASIR			225 [1117]*			
	OBDM		255 [1105]*				
NNH	-			28 [1015]			
Thorax	-			ca. 10 [1001]*			
	-		8 [1105] 165 [986]*	55 [1015] 61 [1009] 227 [994]			
	DM		7 [1105]				
	DM, OBDM		8 [1105]				
	OBDM		8 [1105]				
Thorax-HRCT	-			45 [1015]			
Abdomen	-		353 [986]*	67 [1015] 177 [994]			
Becken	-		235 [987]*	227 [994]			
Ganzkörper	-			ca. 20 [1001]*			
Cardio-CTA	-		123 ± 37 [1064]				
	ECGp, IR-AIDR	13 ± 5 [1064]					

Tab. 8.18 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
0 – 1 Jahre							
Schädel	-			ca. 300 [1001]* 362 [962]			
	DM			259 [962]			
	DM, IR			229 [962]			
	IR			138 [962]			
Thorax	-			ca. 20 [1001]*			
	DM			74 [1114]			
	DM, IR-ASIR			25 [1114]			
	DM, IR-MBIR			21 [1114]			
Abdomen	-			ca. 60 [1001]* 77 [962]			
	DM			102 [962]			
	DM, IR			39 [962]			
	IR			82 [962]			
Ganzkörper	-			ca. 40 [1001]*			
Cardio-CTA	-	8 ± 6 [1058] 25 ± 8 [1093]	222 [999]	67 [999]			
	DM	9 ± 3 [1093]					
	ECG	21 ± 9 [1058] 94 [1056]					
	ECGp	17 ± 9.1 [1123] 25 ± 6 [1063]					
Thorax-CTA	ECG	61 [1056]*					
0 – 7 Jahre							
Schädel	-	10 ± 3 [1026]					

Tab. 8.18 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
1 Jahr							
Schädel	-		220 [986]	179 [1011]* 284 [994] 291 [1009] 375 [986] 404 [999]*	149 [1011]*		
Thorax	-		200 [986]	100 [1009] 102 [1011]* 130 [999]* 134 ± 13 [1099] 213 [1000]* 328 [994] 390 [986]	203 [1011]		
	DM			44 \pm 9 [1099] 307 ± 227 [1120]			
	DM, IR-ASIR		135 \pm 88 [1120]				
							36 ± 13 [991]
Abdomen	-	37 [999]	437 [986]	178 [999]* 253 [994] 256 [1000]* 324 [1011]* 460 [986]			
							88 ± 26 [991]
Becken	-		228 [987]	240 [987] 252 [994]			
GK	-	30 [1054]					
Cardio-CTA	-		222 [999]	67 [999]			
	ECGp	5.7 \pm 4.8 [1065]					
Thorax-CTA	ECG	195 [1056]					
1 – 2 Jahre							
Schädel	-			433 \pm 38 [1117]			
	IR-ASIR			286 \pm 26 [1117]			

Tab. 8.18 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
1 – 5 Jahre							
Schädel	-				463 [962] ca. 500 [1001]*		
	DM				331 [962]		
	DM, IR				344 [962]		
	IR				583 [962]		
NNH	-			171 [1015] 198 [1075]			
	-			48 [1015]			
Thorax	-				ca. 20 [1001]*		
	-						
	DM	27 [1081]		108 [1081]			
Thorax- Abdomen	-		181 [1113]				
	IR-ASIR		133 [1113]				
Abdomen	-				ca. 50 [1001]* 157 [962]		
	DM				144 [962]		
	DM, IR				60 [962]		
	IR				41 [962]		
	-		193 [1113]				
Ganzkörper	-		112 [1122]		ca. 60 [1001]*		
	-						
3 Jahre							
Cardio-CTA	DM	112 [1122]					
3 – 10 Jahre							
Schädel	-			482 ± 31 [852]			
	IR-ASIR			318 ± 23 [852]			

Tab. 8.18 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
5 Jahre							
Schädel	-		468 [986]	253 [1011]* 366 [994] 370 [1009] 458 [1031]* 532 [986]* 563 [1105]* 628 [1100]	169 [1011]* 1170 [986]		
	DM			543 [1100]			
	OBDM			557 [1105]*			
NNH	-			67 [1009] 205 [1031]*			
Hals	-			272 [1031]*			
Thorax							30 ± 6 [991]
	-	72 [986]	29 [1105] 141 [1113] 336 [986]	83 [1015] 102 [1009] 151 [1011]* 153 [998] 321 [986]* 428 [994]	245 [1011]* 468 [986]*		
	DM		29 [1105]	103 [998]*			
	DM, OBDM		30 [1105]				
	IR-ASIR		93 [1113]				
	OBDM		29 [1105]				
Thorax-HRCT			57 [1015]				
Abdomen							92 ± 4 [991]
	-	330 [986]	840 [986]	153 [1015] 192 [998] 403 [994] 459 [1011]* 840 [986]*	1170 [986]		
	DM		328 ± 128 [1126]	126 [998]*			
	DM, IR-ASIR		217 ± 94 [1126]				

Tab. 8.18 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
5 Jahre							
Becken	-	165 [987]	420 [987]	328 [994] 420 [987]*	585 [987]		
GK	-	40 [1054]					
Cardio-CTA	ECG		291 [1056]				
	ECGr			804 [1061]*			
Thorax-CTA	ECG	189 [1056]					
5 - 10 Jahre							
Schädel	-			515 [962] ca. 570 [1001]*			
	DM			506 [962]			
	DM, IR			424 [962]			
	IR			519 [962]			
	-	40 ± 6 [1030]	69 ± 40 [1030]	281 ± 128 [1030] 337 [1015]			
Thorax	-			ca. 30 [1001]*			
	-						
	DM						
	IR-ASIR		52 ± 12 [1094] 98 [1081]	176 [1081]			
Abdomen	-			ca. 50 [1001]*			
	DM			225 [962]			
	DM, IR			136 [962]			
	IR			-			
	-						
	DM			176 ± 63 [1094]			
Becken	DM			137 ± 35 [1094]			
Ganz-körper	-			ca. 60 [1001]*			
8 Jahre							
Abdomen	-			276 ± 171 [1130]			
	IR-ASIR			185 ± 119 [1130]			

Tab. 8.18 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
10 Jahre							
Schädel	-		465 [986]	420 [1075] 461 [1009] 591 [1011]* 627 [1100] 679 [986]*	594 [1011]* 1215 [986]*		
	DM			538 [1100]			
NNH	-			73 [1015] 145 [1009]			
Thorax							57 ± 15 [991]
	-		425 [986]	152 [1015] 184 [1009] 227 [1011]* 468 [986]* 642 [994]	309 [1011] 587 [986]*		
	DM		204 ± 118 [1126]				
	DM, IR-ASIR		121 ± 73 [1126]				
Thorax-HRCT				86 [1015]			
Abdomen							150 ± 20 [991]
	-		875 [986]	313 [1015] 360 [994] 379 [1009] 714 [1011]* 1062 [986]*	1820 [986]		
Becken	-		500 [987]	479 [994] 529 [987]*	763 [987]*		
GK	-		95 [1054]				

Tab. 8.18 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
10 – 15 Jahre							
Schädel	-			540 [962] ca. 650 [1001]*			
	DM			581 [962]			
	DM, IR			528 [962]			
	IR			535 [962]			
Thorax	-			ca. 80 [1001]*			
Abdomen	-			ca. 130 [1001]*			
	DM			380 [962]			
	DM, IR			251 [962]			
	IR			168 [962]			
Ganz-körper	-			ca. 310 [1001]*			
11 – 17 Jahre							
Schädel	-			618 ± 39 [1117]			
	IR-ASIR			431 ± 31 [1117]			
Cardio-CTA	-	22 [1057]*	128 ± 70 [1093]	346 ± 220 [1093]			
	DM		59 ± 51 [1093]	157 ± 124 [1093]			
15 Jahre							
Schädel	-			505 [1009]			
NNH	-			202 [1009]			
Thorax	-			231 [1015] 300 [1009]			
	DM		144 [1033]*				
Thorax-HRCT	-			1.3 [1038] 75 [1015]			
Abdomen	-			370 [1009] 743 [1015]			
Cardio-CTA	ECG	187 [1056]	478 [1056]				
Thorax-CTA	ECG		657 [1056]*				

Tab. 8.18 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: DLP (mGy cm).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
15 – 18 Jahre							
Schädel	-				ca. 750 [1001]*		
Thorax	-				ca. 200 [1001]*		
Abdomen	-				ca. 520 [1001]*		
Ganz- körper	-				ca. 610 [1001]*		

8.5.7. Kinder: Effektivdosis-Werte

Tab. 8.19. Kinder ohne Altersangabe: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
Schädel	-			2.6 [1018]*			
Thorax	-	4.7 ±3.0 [1132]					
	DM-ASIR	2.0 ±1.0 [1132]					

Tab. 8.20. Kinder nach Altersgruppen: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
0 Jahre							
Schädel	-	0.8 [1021]	1.6 [1021] 1.6 [1084] 2.6 [1105]* 6.4 [986]*	0.5 [1029] 2.0 [993]* 2.4 [1084] 2.5 [852]* 2.5 [1021] 2.7 [1013] 3.6 [1003] 3.7 [1002] 4.2 ± 0.6 [1014] 8.4 [994]	3.7 [1021]		
	IR-ASIR			1.7 [1117]*			
	OBDM		2.5 [1105]*	433 ± 38 [852]			
Thorax	-		3.4 [1053] 4.1 [1084] 5.6 [986]* 7.5 [1105]	2.8 ± 0.9 [1014] 5.1 [1084] 7.7 [994] 13.6 [1006]*			
	DM		7.2 [1105]	4.0 [1013]			
	DM, OBDM		7.7 [1105]				
	IR-ASIR	0.5 [1128]*	0.9 [1128]*				
	OBDM		7.6 [1105]				
Abdomen	-		12.1 [1084] 12.3 [986]*	2.5 [1003] 7.5 [994] 11.2 [1084] 13.1 [1014]			
	DM			6.0 [1013]			
Becken	-			8.2 [987]* 8.4 [994]			
Ganzkörper	-		5.5 [1053] 9.4 [1087]*				
	DM		9.4 [1087]*				
Cardio-CTA	-		4.8 ± 1.4 [1064]				
	ECGp, IR-AIDR	0.5 ± 0.2 [1064]					

Tab. 8.20 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
0 – 1 Jahre							
Schädel	-			0.7 [1058] 6.2 [1016]			
Thorax	-			1.3 [1058]			
	DM			6.1 [1114]			
	DM, IR-ASIR			2.1 [1114]			
	DM, IR-MBIR			1.7 [1114]			
Abdomen	-			2.3 [1058]			
Ganzkörper	-			3.6 [1058]			
Cardio-CTA	-	0.5 ± 0.2 [1058] 1.4 [1055] 2.9 ± 0.7 [1093]	2.4 [1055]	3.8 [1055]			
	DM	1.0 ± 0.2 [1093]					
	ECG	1.3 ± 0.6 [1058] 1.6 [1056]					
	ECGp	1.1 ± 0.6 [1123] 1.7 ± 0.3 [1063]					
Thorax-CTA	ECG	0.7 [1056]*					
0 – 6 Jahre							
Schädel	DM			2.0 ± 3.2 [1052]			
Thorax	DM			1.2 ± 0.9 [1052]			
Abdomen	DM			10.5 ± 6.9 [1052]			
HWS	DM			1.2 ± 0.9 [1052]			
0 – 7 Jahre							
Schädel	-	0.3 ± 0.1 [1026]					

Tab. 8.20 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
1 Jahr							
Schädel	-		1.8 [986]	0.9 [1011]* 0.9 [1029] 2.1 [999]* 2.3 [994] 3.0 [986] 3.6 ± 0.5 [1014] 7.6 ± 3.1 [1020]	1.1 [1011]*		
Thorax	-		4.0 [1053] 4.0 [986]	3.4 ± 0.7 [1014] 3.5 [1011]* 3.9 [999]* 6.9 [1000]* 7.0 [994] 7.8 [986] 9.6 [380] 11.8 [1006]*	6.1 [1011]		
	DM	0.7 ± 0.1 [935]		4.1 ± 2.8 [1120]			
	DM, IR-ASIR		1.8 ± 1.1 [1120]				
Abdomen	-	1.3 [999]	8.7 [986]	4.8 [994] 5.7 [999]* 7.8 [1000]* 9.2 [986] 11.1 ± 3.2 [1014] 11.9 [1011]*			
Becken	-		5.1 [987]	5.4 [987] 6.7 [994]			
GK	-	0.7 [1054]	6.6 [1053] 8.4 [1087]				
	DM		7.5 [1087]				
Cardio-CTA	-		5.8 [999]*	2.3 [999]*			
	ECGp	0.3 ± 0.2 [1065]					
Thorax-CTA	ECG	3.3 [1056]					

Tab. 8.20 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
1 - 2 Jahre							
Schädel	-			2.9 ± 0.3 [1117]			
	IR-ASIR			1.9 ± 0.2 [1117]			
1 – 5 Jahre							
Schädel				2.3 [1016]			
	-	0.6 [1021]	1.2 [1021] 1.7 [1084]	1.5 [993]* 1.6 [993]* 2.0 [1021] 2.7 [1084]	2.9 [1021]		
Thorax	-	1.7 [993]*	4.2 [1084]	5.0 [1084]			
	DM	0.8 [1081]		3.0 [1081]			
Abdomen	-	2.6 [993]*	11.7 [1084]	6.1 ± 1.4 [1048] 12.8 [1084]			
2 – 8 Jahre							
Schädel	-						0.8 [1058]
Thorax	-						1.2 [1058]
Abdomen	-						2.1 [1058]
Ganzkörper	-						3.1 [1058]
3 – 10 Jahre							
Schädel	-	0.3 [1021] 0.5 [1002]	0.7 [1021] 1.0 [1002]	1.1 [1021] 1.6 [1002] 1.8 ± 0.2 [1117] 7.4 ± 0.8 [1010]	1.6 [1021] 2.3 [1002]		
	IR-ASIR			1.2 ± 0.1 [1117]			
Abdomen	-			8.3 ± 2.9 [1010]			

Tab. 8.20 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
5 Jahre							
Schädel	-		0.7 [996] 1.9 [986]	0.9 [1011]* 1.5 [994] 1.5 [1013] 1.6 [1029] 1.8 [1124] 1.8 ± 0.5 [1031]* 2.1 [986]* 2.4 [1105]* 2.4 ± 0.3 [1014]	0.7 [1011]* 4.7 [986]		
	IR-iDose			0.9 [1124]			
	OBDM			2.4 [1105]*			
NNH	-			1.1 ± 0.7 [1031]*			
Hals	-			3.2 ± 3.4 [1031]*			
Thorax	-	1.1 [986]	1.7 [1105] 2.0 [1040]* 4.5 [1053] 5.0 [986]	2.0 [1102] 3.7 ± 0.6 [1014] 4.3 [1011]* 4.8 [986]* 5.4 [997]* 5.9 [994] 6.4 [998]* 11.3 [1006]*	6.0 [1011]* 7.0 [986]		
	A			2.0 [1102]			
	A, DM			1.4 [1102]			
	DM	0.8 ± 0.2 [935]	1.7 [1105] 1.9 [1005]* 3.5 [996]	1.6 [1102] 3.7 [997]* 4.0 [1013] 4.7 [998]*			
	DM, OBDM		1.6 [1105]				
	OBDM		1.5 [1105]				
Thorax-HRCT	-		0.4 [1040]*				

Tab. 8.20 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
5 Jahre							
Abdomen	-	4.3 [986]	10.9 [986]	5.3 [994] 8.4 ± 1.1 [1014] 8.6 [997]* 8.7 [998]* 9.8 [1011]* 10.9 [986]*	15.2 [986]		
	DM		3.0 [996] 3.3 [1005]*	5.8 [997]* 6.0 [998]* 7.0 [1013]			
Becken	-	2.9 [987]	7.4 [987]	6.0 [994] 7.4 [987]*	10.1 [987]*		
	DM		1.3 [996]				
GK	-	0.9 [1054]	8.3 [1053] 9.1 [1087]*				
	DM		5.4 [1005]* 8.5 [1087]*				
Cardio-CTA	-	0.4 ± 0.4 [1066]					
	ECG	1.4 ± 1.2 [1066]	4.9 [1056]				
	ECGr		13.1 [1062]*	15.2 [1061]*			
Thorax-CTA	-		1.8 [1040]*				
	ECG	3.2 [1056]					
5 – 10 Jahre							
Schädel				2.0 [1016]			
	-			1.6 [993]*			
Thorax	-		5.1 [993]*				
Abdomen	-		6.5 [993]*				
6 – 16 Jahre							
Schädel	DM			2.1 ± 0.8 [1028]			
Thorax	DM			3.5 ± 8.0 [1028]			
Abdomen	DM			13.6 ± 10.4 [1028]			
HWS	DM			2.3 ± 1.5 [1028]			

Tab. 8.20 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
8 Jahre							
Schädel	-	0.4 ± 0.1 [1030]	0.7 ± 0.4 [1030] 1.6 [1084]	2.5 [1084] 2.6 ± 1.2 [1030]			
Thorax	-		4.0 [1084]	4.7 [1084] 8.7 ± 1.0 [1037] 13.6 ± 1.4 [1037] 18.8 [1109]			
	DM		1.5 ± 0.3 [1094] 1.6 [1081]	3.1 [1081]			
	IR-ASIR		2.7 [1109]	5.3 [1109] 4.4 [1109]			
Thorax-HRCT	-			1.5 ± 0.5 [1037]			
Abdomen	-		11.3 [1084]	10.4 [1084] 20.9 [1109]			
	DM			3.6 ± 1.6 [1094]			
	IR-ASIR		4.8 [1109]	6.8 [1109] 7.6 [1109]			
Becken	DM			2.8 ± 1.2 [1094]			
9 – 13 Jahre							
Schädel	-						0.7 [1058]
Thorax	-						1.7 [1058]
Abdomen	-						2.8 [1058]
Ganzkörper	-						4.5 [1058]

Tab. 8.20 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
10 Jahre							
Schädel	-		1.3 [1084] 1.9 [986]	1.4 [1011]* 1.4 [1124] 1.7 [994] 2.0 [1084] 2.0 ± 0.2 [1014] 2.1 [1029] 2.6 [986]*	1.9 [1011]* 4.9 [986]		
	IR-iDose			0.8 [1124]			
Thorax	-		1.9 [1040]* 2.8 [1084] 4.7 [986]	3.6 [1084] 4.1 [1011]* 4.1 ± 0.8 [1014] 5.1 [1053] 5.8 [986]* 6.1 [994] 9.8 [1006]*	5.3 [1011] 7.3 [986]		
			0.8 [1040]*				
Thorax-HRCT	-						
Abdomen	-		8.8 [986] 9.6 [1084]	3.5 ± 0.1 [1044] 4.8 [994] 8.9 ± 2.1 [1014] 9.1 [1084] 10.6 [986]* 11.9 [1011]*	18.2 [986]		
			5.6 [987]	5.9 [987]* 6.4 [994]	8.5 [987]*		
Becken	-						
			1.1 [1054] 13.2 [1087]*	8.6 [1053]			
GK	-						
	DM		11.3 [1087]*				
Cardio-CTA	-	0.6 [1057]*	4.5 ± 2.4 [1093]	10.6 ± 3.7 [1093]			
	DM		1.9 ± 1.5 [1093]	4.4 ± 2.1 [1093]			
Thorax-CTA	-		2.6 [1040]*				

Tab. 8.20 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
10 – 15 Jahre							
Schädel				0.7 [1016]			
	-	0.2 [1021]	0.4 [1021]	0.7 [1021]	1.0 [1021]		
Thorax	-			12 [993]*			
	DM			2.0 [1033]*			
Abdomen	-			10 [993]*			
11 - 17 Jahre							
Schädel	-			1.7 ± 0.4 [1117]			
	IR-ASIR			1.2 ± 0.3 [1117]			
12 Jahre							
Wirbelsäule	DM		0.3 ± 0.1 [1096]				
14 – 15 Jahre							
Schädel	-						0.7 [1058]
Thorax	-						1.7 [1058]
Abdomen	-						2.6 [1058]
Ganzkörper	-						4.3 [1058]

Tab. 8.20 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: Effektive Dosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Röhrenspannung (kV)					
		80	100	120	140	80 + 140	100 + 140
15 Jahre							
Schädel	-			1.4 ± 0.2 [1014] 2.1 [1029]			
Thorax	-			2.8 ± 1.0 [1014] 6.1 [994] 6.2 [1053] 8.7 [1006]*			
	DM		1.4 ± 0.4 [935]				
Thorax-HRCT	-			0.16 [1038]*			
Abdomen	-			3.3 [994] 4.4 ± 1.0 [1048] 5.9 ± 2.6 [1014]			
Becken	-			4.7 [994]			
GK	-			13.3 [1053]			
Cardio-CTA	ECG	3.2 [1056]	8.1 [1056]				
Thorax-CTA	ECG		11.2 [1056]*				
> 15 Jahre							
Schädel	-					0.8 [1058]	
Thorax	-					5.3 [1058]	
Abdomen	-					7.8 [1058]	
Ganzkörper	-					11.8 [1058]	

8.5.8. Kinder: Organdosis-Werte

Tab. 8.21. Kinder ohne Altersangabe: Organdosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Organdosis (mGy)							
		Gehirn	Schilddrüse	Mamma	Lunge	Leber	RKM	Haut	Testes
Schädel	-	19.6 [990]							
Hals	DM		31 ± 18 [1032] 34 ± 15 [1032]						
Thorax	-		17.6 ± 1.4 [1010]	16.8 ± 2.1 [1010]	11.8 [990] 15.7 ± 1.9 [1010]		4.78 ± 0.53 [1010]	2.3 ± 0.6 [1010]	0.10 ± 0.11 [1010]
Abdomen	-					9.4 [990]	5.9 ± 2.1 [1010]	3.3 ± 1.7 [1010]	6.5 ± 4.6 [1010]

Tab. 8.22. Kinder nach Altersgruppen: Organdosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Organdosis (mSv)							
		Augenlinse	Schilddrüse	Mamma	Lunge	RKM	Haut	Testes	
0 Jahre									
Schädel	-	21.5 [1029] 22 [951]* 22.8 [1105]* Ca. 26 [1013]* Ca. 30 [1024]	2.3 [1027] 3.7 [1105]* Ca. 4.2 [1024]* Ca. 5 [1013]* 8.2 [1027]	0.9 [1105]*	Ca. 1 [1013]* 1.2 [1105]*	5 [951]* Ca. 8 [1013]* 8.3 [1105]*	3.9 [1105]*	0.1 [1105]*	
	OBDM	18.0 [1105]*	3.6 [1105]*	0.9 [1105]*	1.2 [1105]*	8.0 [1105]*	3.8 [1105]*	0.1 [1105]*	
Hals	-		15.4 [1027]						
Thorax	-	0.1 [1105] Ca. 1 [1013]*	2.0 [1105] Ca. 6 [1013]* 6.4 [1053] 9 [951]*	2.0 [1105] Ca. 5 [1013]* 5.5 [1053] 8 [951]*	0.18 [1039] 2.1 [1105] Ca. 6 [1013]* 6.5 [1053] 8 [951]*	0.6 [1105] 0.9 [1053] 2 [951]*	0.4 [1105]	0.1 [1105]	
	DM	0.1 [1105]	1.9 [1105]	1.8 [1105]	1.9 [1105]	0.5 [1105]	0.3 [1105]	0.1 [1105]	
	DM, OBDM	0.1 [1105]	2.0 [1105]	1.7 [1105]	1.8 [1105]	0.5 [1105]	0.3 [1105]	0.1 [1105]	
	OBDM	0.1 [1105]	1.8 [1105]	1.9 [1105]	2.0 [1105]	0.6 [1105]	0.3 [1105]	0.1 [1105]	
Abdomen	-		Ca. 1 [1013]*	Ca. 6 [1013]*	Ca. 7 [1013]*			Ca. 5 [1013]* 7 [951]*	
GK	-		6.4 [1053] 10.1 [1087]	5.6 [1053] 10.8 [1087]	6.7 [1053] 9.5 [1087]	2.2 [1053] 6.5 [1087]	10.2 [1087]	11.2 [1087]	

Tab. 8.22 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: Organdosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Organdosis (mSv)						
		Augenlinse	Schilddrüse	Mamma	Lunge	RKM	Haut	Testes
1 Jahr								
Schädel	-	31.2 [1070]* 32.8 [999]* 34.7 [1029]	1.6 [999]* 2.8 [1027] 5.4 [1070]* 8.7 [1027]	0.6 [999]*	0.8 [999]*	8.5 [999]*	4.0 [999]*	0.0 [999]*
	A	17.3 [1070]*	4.7 [1070]*					
Hals	-		15.2 [1027]					
Thorax	-	0.3 [999]* 0.3 [1000]*	3.2 [991] 6.9 [999]* 8.6 [1053] 11.5 [1000]*	3.1 [991] 6.3 [1053] 6.7 [999]* 11.2 [1000]*	4.5 [991] 7.0 [999]* 7.9 [1053] 11.4 [1000]*	0.8 [991] 1.2 [1053] 2.0 [999] 3.3 [1000]*	0.8 [991] 1.2 [999]* 1.9 [1000]*	0.0 [999]* 0.1 [1000]*
	-	0.1 [999]* 0.1 [1000]*	0.9 [1000]* 1.1 [999]*	5.3 [999]* 10.5 [1000]*	4.0 [999]* 7.2 [1000]*	1.2 [991] 1.9 [999]* 3.9 [1000]*	1.3 [999]* 1.8 [991] 2.6 [1000]*	2.2 [999]* 4.2 [991] 3.9 [1000]*
GK	-		8.7 [1053] 10.4 [1087] 16.5 ± 1.3 [1008] 16.8 ± 1.6 [1008]	6.6 [1053] 10.8 [1087]	8.1 [1053] 9.2 [1087] 14.7 ± 0.6 [1008] 14.9 ± 0.8 [1008]	2.7 [1053] 5.6 [1087]	8.8 [1087]	8.3 [1087] 12.2 ± 1.0 [1008] 12.3 ± 0.7 [1008]
Cardio-CTA	-	0.4 [999]*	9.2 [999]*	8.5 [999]*	8.8 [999]*	2.4 [999]*	1.5 [999]*	0.0 [999]*
Protokoll	Verfahren	Organdosis (mSv)						
		Leber	Magen	Dünndarm	Colon	Nieren	Harnblase	Uterus
1 Jahr								
Abdomen	-	6.4 [991]	5.6 [991]	5.4 [991]	5.4 [991]	6.0 [991]	5.7 [991]	5.7 [991]

Tab. 8.22 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: Organdosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Organdosis (mSv)						
		Augenlinse	Schilddrüse	Mamma	Lunge	RKM	Haut	Testes
5 Jahre								
Schädel	-	4.8 ± 0.6 [995] 26.8 [1073]* Ca. 29 [1013]* Ca. 30 [1024] 31 [951]* 32.7 ± 16.3 [1031] 33.0 [1105]* 48.0 [1029]	0.7 ± 0.1 [995] 1.8 ± 0.7 [1031] Ca. 2 [1013]* 2.1 [1027] 2.5 [996] Ca. 2.6 [1024]* 2.9 [1105]* 4.8 [1027]	0.1 ± 0.0 [995] 0.26 [996] 0.3 ± 0.1 [1031] 0.7 [1105]*	0.53 [996] 0.6 ± 0.2 [1031] Ca. 1 [1013]* 1.1 [1105]*	0.02 [996] 3 [951]* Ca. 5 [1013]* 5.3 ± 0.6 [995] 5.9 ± 1.6 [1031] 6.3 [1105]*	0.70 [996] 2.9 ± 1.0 [1031] 3.6 [1105]*	0.01 [996] 0.0 ± 0.0 [995] 0.2 [1105]* 0.2 ± 0.2 [1031]
	A	17.3 [1073]*						
	OBDM	24.3 [1105]*	2.9 [1105]*	0.7 [1105]*	1.1 [1105]*	6.2 [1105]*	3.4 [1105]*	0.2 [1105]*
NNH	-	16.2 ± 10.1 [1031]	1.6 ± 1.1 [1031]	0.2 ± 0.1 [1031]	0.3 ± 0.2 [1031]	2.9 ± 1.9 [1031]	0.9 ± 0.5 [1031]	0.1 ± 0.1 [1031]
Hals	-	6.5 ± 6.3 [1031]	17.2 ± 11.7 [1031] 22.1 [1027]	4.8 ± 8.4 [1031]	5.5 ± 6.4 [1031]	3.1 ± 2.9 [1031]	2.0 ± 1.4 [1031]	0.1 ± 0.0 [1031]
Thorax	-	Ca. 0 [1013]* 0.3 [997]* 0.3 [998] 0.3 ± 0.0 [995] 0.9 [1105]	2.6 [991] 4.1 [1105] 4.4 [1102]* 5.5 ± 0.6 [995] 7 [951]* Ca. 8 [1013]* 11.3 [1053] 13.5 [998] 14.9 [997]*	3.0 [1105] 3.8 [1102]* 3.9 [991] 7 [951]* Ca. 7 [1013]* 8.0 [1053] 9.5 [997]* 12.0 [998] 14.8 ± 0.9 [995]	3.5 [991] 3.7 [1105] 4.3 [1102]* 6 [951]* Ca. 7 [1013]* 9.7 [1053] 11.4 [997]* 12.6 [998]	0.6 [991] 1 [951]* 1.0 [1105] 1.7 [1053] Ca. 7 [1013]* 9.7 [1053] 3.2 [997]* 3.8 [998] 3.9 ± 0.6 [995]	0.5 [1105] 0.6 [991] 2.1 [997]* 2.0 [998]	0.1 [998] 0.1 [1105] 0.2 [997]* 0.2 ± 0.0 [995]
	A	4.3 [1102]*	2.8 [1102]*	3.9 [1102]*				
	A, DM	2.5 [1102]*	1.8 [1102]*	2.3 [1102]*				
	DM	0.1 [997]* 0.2 [998]* 0.9 [1105]	2.5 [1102]* 3.1 [1005]* 3.4 [996] 4.3 [1105] 8.8 [997]* 10.6 [998]*	1.8 [1102]* 3.2 [1105] 3.7 [1005]* 7.9 [996] 8.3 [998]* 9.9 [997]*	3.3 [1102]* 3.7 [1005]* 3.7 [1105] 5.4 [996] 8.1 [997]* 9.9 [998]*	0.25 [996] 0.7 [1005]* 1.2 [1105] 2.6 [997]* 2.9 [998]*	0.3 [1105] 1.0 [997]* 1.2 [998]* 3.6 [1005]* 4.4 [996]	0.03 [996] 0.1 [997]* 0.1 [998]* 0.1 [1105]
	DM, OBDM	0.9 [1105]	2.0 [1105]	2.9 [1105]	3.9 [1105]	1.2 [1105]	0.4 [1105]	0.1 [1105]
	OBDM	0.9 [1105]	3.2 [1105]	2.5 [1105]	3.7 [1105]	1.0 [1105]	0.5 [1105]	0.1 [1105]

Tab. 8.22 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: Organdosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Organdosis (mSv)						
		Augenlinse	Schilddrüse	Mamma	Lunge	RKM	Haut	Testes
5 Jahre								
Abdomen	-	0.1 [997]* 0.1 [998] 0.1 ± 0.0 [995]	Ca. 0 [1013]* 0.2 ± 0.1 [995] 0.4 [997]* 0.5 [998]	1.2 ± 0.2 [995] 2.5 [997]* Ca. 5 [1013]* 7.3 [998]	Ca. 5 [1013]* 6.1 [997]* 6.8 [998]	1.0 [991] 3.2 ± 0.8 [995] 3.9 [998] 4.4 [997]*	1.5 [991] 2.3 [997]* 2.5 [998]	0.8 ± 0.1 [995] 2.4 [991] Ca. 7 [1013]* 8.9 [998] 10.8 [997]* 11 [951]*
	DM	0.0 [997]* 0.1 [998]*	0.16 [996] 0.3 [997]* 0.4 [998]*	0.8 [996] 2.2 [997]* 4.8 [998]*	2.5 [996] 3.5 [997]* 5.0 [998]*	2.6 [996] 3.3 [997]* 3.6 [998]*	1.4 [998]* 1.7 [997]* 3.3 [996]	0.06 [996] 4.5 [998]* 6.6 [997]*
Becken	DM		0.01 [996]	0.05 [996]	0.07 [996]	3.3 [996]	1.7 [996]	1.0 [996]
GK	-	0.3 ± 0.0 [995]	5.1 ± 0.4 [995] 11.4 [1053] 12.8 [1087]	8.4 [1053] 9.9 [1087] 16.0 ± 1.4 [995]	10.1 [1053] 10.1 [1087]	4.1 [1053] 5.8 [1087] 11.0 ± 0.6 [995]	9.0 [1087]	5.4 ± 0.4 [995] 12.1 [1087]
Cardio- CTA	ECGr		3.0 [1062]* 4.5 [1061]*	24.5 [1062]* 71.4 [1061]*	20.9 [1062]* 67.7 [1061]*	16.8 [1062]*	21.7 [1062]*	0.0 [1061]* 0.1 [1062]*
Protokoll	Verfahren	Organdosis (mSv)						
		Leber	Magen	Dünndarm	Colon	Nieren	Harnblase	Uterus
5 Jahre								
Abdomen	-	4.9 [991]	4.9 [991]	4.4 [991]				

Tab. 8.22 - Fortsetzung. Kinder nach Altersgruppen: Organdosis (mSv).

Protokoll	Verfahren	Organdosis (mSv)						
		Augenlinse	Schilddrüse	Mamma	Lunge	RKM	Haut	Testes
10 Jahre								
Schädel	-	63.2 [1029]	2.2 [1027] 5.0 [1027]					
Hals	-		32.1 [1027]					
Thorax	-		5.6 [991] 12.7 [1053]	4.7 [991] 8.1 [1053] 17 [1069]	5.7 [991] 9.9 [1053] 15 [1069]	1.2 [991] 2.9 [1053]	1.2 [991]	
	A			12 [1069]	14 [1069]			
Abdomen	-					1.7 [991]	1.7 [991]	2.6 [991] 23.8 ± 16 [1046]
GK	-		12.8 [1053] 20.8 [1087]	8.1 [1053] 12.2 [1087]	10.1 [1053] 15.6 [1087]	6.2 [1053] 8.7 [1087]	14.1 [1087]	16.9 [1087]
Protokoll	Verfahren	Organdosis (mSv)						
		Leber	Magen	Dünndarm	Colon	Nieren	Harnblase	Uterus
10 Jahre								
Abdomen	-	7.4 [991]	6.7 [991]	5.8 [991]	5.8 [991]	6.4 [991]	5.4 [991]	5.2 [991]
15 Jahre								
Schädel	-	62.4 [1029]	2.1 [1027] 4.8 [1027]					
Hals	-		52.0 [1027]					
Thorax	-		19.5 [1053]	9.0 [1053]	12.1 [1053]	5.0 [1053]		
GK	-		19.4 [1053]	9.1 [1053]	12.4 [1053]	10.4 [1053]		

8.5.9. Kinder: Kumulativdosis-Werte

Tab. 8.24. Kinder ohne Altersangabe: Kumulativdosis-Werte.

Protokoll	Verfahren	Kumulative Dosis (mSv)	
		Augenlinse	Effektive Dosis
Schädel	-	132 [1019] 168 [1028]	1.7 [1028] 19 [1019]

9. Abkürzungen

Tab. 9: Abkürzungen.

Abkürzung	Begriff
ADM	Angulare Dosismodulation (siehe DM)
BMI	Body-Mass-Index
CT	Computertomographie
CTCA	CT-Cardangiographie
CTDI	Computed Tomographic Dose Index
DM	Dosismodulation = Röhrenstrommodulation
EKG	Elektro-Kardiographie
FBP	Filtered Back Projection = Gefilterte Rückprojektion
IR	Iterative Bildrekonstruktion
MSCT	Multi-Slice-CT; Mehrschicht-CT
OBDM	Organ-basierte Dosismodulation = Röhrenstrommodulation
OBTCM	Organ-based tube current modulation (siehe OBDM)
PMMA	Polymethylacrylat (Plexiglas ®)

10. Lebenslauf, Erklärungen

10.1. Lebenslauf

Ein detaillierter Lebenslauf ist in der Druckfassung der Dissertationsschrift enthalten.

Publikationsstatistik

29 Publikationen:	43 Vorträge:
14 Erstautorschaften	26 Erstautorschaften
8 Zweitautorschaften	3 Zweitautorschaften
3 Letztautorschaften	12 Letztautorschaften

Publikationen

1. Regulla D, Hieber L, **Seidenbusch M**. Physical and biological interface dose effects in tissue due to X-ray-induced release of secondary radiation from metallic gold surfaces. *Radiat Res* 1998; 150: 92-100 (*Impact factor 1998: 3,109*)
2. Da Rosa LAR, **Seidenbusch MC**, Regulla DF. Dose profile assessment at gold-tissue interfaces using TSEE. *Radiat Prot Dosim* 1999; 85: 433-436 (*Impact factor 1999: 0,582*)
3. Regulla D, Friedland W, Hieber L, Panzer W, **Seidenbusch M**, Schmid E. Spatially limited effects of dose and LET enhancement near tissue/gold interfaces at diagnostic X-ray qualities. *Radiat Prot Dosim* 2000; 90: 159-163 (*Impact factor 2000: 0,581*)
4. Regulla D, Hieber L, **Seidenbusch M**. Erhöhung von Dosis und biologischen Wirkungen durch rückgestreute Elektronen aus röntgenbestrahlten Materialien höherer Ordnungszahl. *Z Med Phys* 2000; 10: 52-62 (*Noch kein Impact factor*)
5. **Seidenbusch MC**, Schneider K. Zur Strahlenexposition von Kindern in der pädiatrischen Radiologie. Teil 1: Die Häufigkeit konventioneller Röntgenuntersuchungen in der pädiatrischen Radiologie in den letzten 30 Jahren an einer Universitäts-Kinderklinik. *Fortschr Röntgenstr* 2008; 180: 410-422 (*Impact factor 2008: 1,639; 5 Year Impact factor 2008: 1,241*)
6. **Seidenbusch MC**, Regulla D, Schneider K. Zur Strahlenexposition von Kindern in der pädiatrischen Radiologie. Teil 2: Der PÄDOS-Algorithmus zur rechnergestützten Dosisrekonstruktion in der Kinderradiologie am Beispiel der Röntgenuntersuchung des Schädelns. *Fortschr Röntgenstr* 2008; 180: 522-539 (*Impact factor 2008: 1,639; 5 Year Impact factor 2008: 1,241*)
7. **Seidenbusch MC**, Regulla D, Schneider K. Zur Strahlenexposition von Kindern in der pädiatrischen Radiologie. Teil 3: Konversionsfaktoren zur Rekonstruktion von Organdosen bei Thoraxaufnahmen. *Fortschr Röntgenstr* 2008; 180: 1061-1081 (*Impact factor 2008: 1,639; 5 Year Impact factor 2008: 1,241*)
8. **Seidenbusch MC**, Schneider K. Zur Strahlenexposition von Kindern in der pädiatrischen Radiologie. Teil 4: Einfalldosen bei der Röntgenuntersuchung des Thorax. *Fortschr Röntgenstr* 2008; 180: 1082-1103 (*Impact factor 2008: 1,639; 5 Year Impact factor 2008: 1,241*)
9. Hammer GP, **Seidenbusch MC**, Schneider K, Regulla DF, Zeeb H, Spix C, Blettner M. A Cohort Study of Childhood Cancer Incidence after Postnatal Diagnostic X-Ray Exposure. *Radiat Res* 2009; 171: 504-512 (*Impact factor 2009: 2,948; 5 Year Impact factor 2009: 2,985*)
10. **Seidenbusch MC**, Schneider K. Zur Strahlenexposition von Kindern in der pädiatrischen Radiologie. Teil 5: Organdosen bei der Röntgenuntersuchung des Thorax. *Fortschr Röntgenstr* 2009; 181: 454-471 (*Impact factor 2009: 2,025; 5 Year Impact factor 2009: 1,466*)
11. **Seidenbusch MC**, Regulla D, Schneider K. Zur Strahlenexposition von Kindern in der pädiatrischen Radiologie. Teil 6: Konversionsfaktoren zur Rekonstruktion von Organdosen bei Abdomenaufnahmen. *Fortschr Röntgenstr* 2009; 181: 945-961 (*Impact factor 2009: 2,025; 5 Year Impact factor 2009: 1,466*)
12. Hammer GP, **Seidenbusch MC**, Schneider K, Regulla D, Zeeb H, Spix C, Blettner M. Inzidenz von Kinderkrebs nach Röntgendiagnostik im Patientenkollektiv der Jahre 1976 – 2003 einer Universitäts-Kinderklinik. *Fortschr Röntgenstr* 2010; 182: 404-414 (*Impact factor 2010: 2,473; 5 Year Impact factor 2010: 1,392*)

13. **Seidenbusch MC**, Regulla D, Schneider K. Zur Strahlenexposition von Kindern in der pädiatrischen Radiologie. Teil 7: Konversionsfaktoren zur Rekonstruktion von Organdosen beim thorakoabdominalen Babygramm. *Fortschr Röntgenstr* 2010; 182: 415-421
(*Impact factor 2010: 2,473; 5 Year Impact factor 2010: 1,392*)
14. Schneider K, **Seidenbusch MC**. Zur Strahlenexposition von Kindern in der pädiatrischen Radiologie. Teil 8: Strahlendosen beim thorakoabdominalen Babygramm und bei der Abdomenuntersuchung Neugeborener und Säuglinge. *Fortschr Röntgenstr* 2010; 182: 479-492
(*Impact factor 2010: 2,473; 5 Year Impact factor 2010: 1,392*)
15. Hammer GP, **Seidenbusch MC**, Regulla DF, Spix C, Zeeb H, Schneider K, Blettner M. Childhood Cancer Risk From Conventional Radiographic Examinations for Selected Referral Criteria: Results From a Large Cohort Study. *AJR* 2011; 197: 217-223
(*Impact factor 2011: 2,775; 5 Year Impact factor 2011: 3,000*)
16. Krille L, Zeeb H, Jahnens A, Mildnerberger P, **Seidenbusch M**, Schneider K, Weisser G, Hammer G, Scholz P, Blettner M. Computed tomographies and cancer risk in children: a literature overview of CT practices, risk estimations and an epidemiologic cohort study proposal. *Radiat Environ Biophys* 2012; 51: 103-111
(*Impact factor 2012: 1,696; 5 Year Impact factor 2012: 1,755*)
17. **Seidenbusch MC**, Schneider K. Conversion coefficients for determining organ doses in paediatric spine radiography. *Pediatr Radiol* 2014; 44: 434-456
(*Impact factor 2014: n.a.; Impact factor 2013: 1,651; 5 Year Impact factor 2012: 1,625*)
18. **Seidenbusch MC**, Schneider K. Conversion coefficients for determining organ doses in paediatric pelvis and hip joint radiography. *Pediatr Radiol*, DOI 10.1007/s00247-014-2962-8
(*Impact factor 2014: n.a.; Impact factor 2013: 1,651; 5 Year Impact factor 2012: 1,625*)
19. **Seidenbusch M**, Harder D, Regulla D. Systematic survey of the dose enhancement in tissue-equivalent materials facing medium- and high-Z backscatterers exposed to X-rays with energies from 5 to 250 keV. *Radiat Environ Biophys* 2014; 53: 437-453
(*Impact factor 2014: 1,528; 5 Year Impact factor 2012: 1,719*)
20. **Seidenbusch MC**, Harder D, Regulla DF, Schneider K. Conversion factors for determining organ doses received by paediatric patients in high-resolution single slice computed tomography with narrow collimation. *Z Med Phys* 2014; 24: 123-137
(*Impact factor 2014: 2,963; 5 Year Impact factor 2012: 0,905*)
21. Mueck FG, Roesch S, Geyer L, Scherr M, **Seidenbusch M**, Stahl R, Deak Z, Wirth S. Emergency CT head and neck imaging: effects of swimmer's position on dose and image quality. *Eur Radiol* 2014;24:969-979
(*Impact factor 2014: 4,014*)
22. Foerth M, **Seidenbusch MC***, Sadeghi-Azandaryani M, Lechel U, Eberhardt KM, Treitl M. Typical exposure parameters, organ and effective doses for endovascular aortic aneurysm repair: Comparison of Monte Carlo simulations and direct measurements with an anthropomorphic phantom. *Eur Radiol* 2015;25:2617-2626
*Both authors contributed equally to the publication.
(*Impact factor 2015: 3,64*)
23. **Seidenbusch MC**, Schneider K. Strahlenhygienische Aspekte bei der Röntgenuntersuchung des Thorax. *Radiologe* 2015; 55: 580-687
(*Impact factor 2015: 0,278*)
24. Eder H, **Seidenbusch MC**, Treitl M, Gilligan P. A new design of a lead-acrylic shield for staff dose reduction in radial and femoral access coronary catheterization. *Fortschr Röntgenstr* 2015;187:915-923
(*Impact factor 2015: 1,672*)
25. **Seidenbusch MC**, Kirchinger W, Schneider K. Strahlenschutz und Strahlenhygiene in der Kinder-radiologie. *StrahlenschutzPraxis* 2017;4:60-68
(*Kein Impact factor*)
26. Stern H, **Seidenbusch M**, Hapfelmeier A, Meierhofer C, Naumann S, Schmid I, Spix C, Ewert P. Increased cancer incidence following up to 15 years after cardiac catheterization in infants under one year between 1980 and 1998 – a single center observational study. *J Clin Med* 2020;9:315 doi: 10.3390/jcm9020315
(*Impact factor 2018: 5,688*)
27. Eder H, **Seidenbusch M**, Oechler LS. Tertiary x-radiation - a problem for staff protection? *Radiat Prot Dosim* 2020; doi:10.1093/rpd/ncaa043:1-8
(*Impact factor 2020: 0,831; 5 Year Impact factor 2020: 0,867*)
28. Kammer B, Schneider KO, Dell'Agnolo E, **Seidenbusch M**. Organ doses in preterm and full-term neonates and infants - a retrospective study on 1,064 chest radiographs. *Pediatr Radiol* 2022;doi: 10.1007/s00247-022-05324-8.
(*Impact factor 2021: 2,505; 5 Year Impact factor 2021: 2,002*)

29. Kellermann F, Hödlmoser H, Leister I, **Seidenbusch M**, Treitl M, Wagner F, Militz M, Stuby F. Strahlenbelastung der Augenlinse in O&U - eine Pilotstudie. *Unfallchirurg* 2023;126:399-404
(*Impact factor 2020: 1,000; 5 Year Impact factor 2020: 0,966*)

Vorträge

30. Regulla D, Friedland W, Harder D, Hieber L, Panzer W, Schmid E, **Seidenbusch M**. Sprungartige Dosiserhöhung und LET-Änderung im Nahbereich von Materialien hoher Ordnungszahl bei röntgendiagnostischen Strahlenqualitäten. Tagungsbericht, DGMP-Tagung, Passau, 1999
31. Regulla D, Hieber L, Panzer W, Schmid E, **Seidenbusch M**. Dose effects in tissues at an X-ray irradiated gold surface and related biological effects in different mammalian cells. Vortrag, Dublin, 1999
32. Regulla D, Hieber L, **Seidenbusch M**. Physikalische und biologische Wirkung von Sekundärstrahlung an GewebeMetall-Grenzschichten. Vortrag, 28.Jahrestagung des Fachverbands für Strahlenschutz e.V., Hannover, 1999
33. Regulla D, Friedland W, Panzer W, **Seidenbusch M**, Hieber L, Schmid E, Harder D. New X-ray induced dose and LET effects in human tissues. IRPA 2000, Hiroshima, 2000
34. Schneider K, Kammer B, Wallner CP, **Seidenbusch MC**, Kohn MM. Können die neuen Dosisreferenzwerte in der Pädiatrischen Radiologie eingehalten werden? Bildbewertungen und dosimetrische Analysen am Beispiel von Abdomenaufnahmen. 41. Jahrestagung der Gesellschaft für Pädiatrische Radiologie. Radiologe 2004;9:920
35. **Seidenbusch MC**, Kohn MM, Gallitzendorfer V, Regulla DF, Schneider K. Analysis of radiation exposure data and dosimetric aspects - survey from 1976 to 2003 of 200.000 paediatric X-ray examinations in Dr. von Hauner's Children's Hospital, University of Munich. *Pediatr Radiol* 2004;34 Suppl 2:S147
36. **Seidenbusch MC**, Kohn MM, Wallner CP, Kammer B, Schneider K. Analysis of radiation exposure data and dosimetric aspects - survey of paediatric X-ray examinations of the abdomen and the micturition cysturethrography (MCUG) from 1976 to 2004 in Dr. von Hauner's Children's Hospital, University of Munich. *Pediatr Radiol* 2005;35 Suppl 2:S162
37. **Seidenbusch MC**, Regulla D, Schneider K. Häufigkeit pädiatrischer Röntgenuntersuchungen im Verlauf der letzten 30 Jahre in einer Universitäts-Kinderklinik - Analyse der Indikationsstellung bei den häufigsten Röntgenuntersuchungen der jeweiligen Organe. *Radiologe* 2006;46:727
38. Schneider K, **Seidenbusch MC**. Zur Strahlenexposition in der pädiatrischen Radiologie bei der Mictionscysturethrographie. *Fortschr Röntgenstr* 2007;179:S114
39. Schneider K, **Seidenbusch MC**. Zur Strahlenexposition der Patienten in der Pädiatrischen Radiologie bei den Durchleuchtungsuntersuchungen des Gastrointestinaltraktes im Zeitraum von 1976 bis 2003. *Fortschr Röntgenstr* 2007;179:S114
40. **Seidenbusch MC**, Regulla D, Schneider K. Die Kollektivdosis bei Röntgenuntersuchungen in der Pädiatrischen Radiologie. *Fortschr Röntgenstr* 2007;179:S114
41. **Seidenbusch MC**, Schneider K. Zur Strahlenexposition in der pädiatrischen Radiologie bei der Röntgenuntersuchung des Thorax. *Fortschr Röntgenstr* 2007;179:S115
42. **Seidenbusch MC**, Schneider K. Zur Strahlenexposition der Patienten in der pädiatrischen Radiologie bei den Röntgenuntersuchungen der Wirbelsäule und des Beckens im Zeitraum von 1976 bis 2003. *Fortschr Röntgenstr* 2007;179:S114
43. Schneider K, **Seidenbusch MC**. Zur Strahlenexposition der Patienten in der Pädiatrischen Radiologie bei der Röntgenuntersuchung des unteren Gastrointestinaltraktes. *Fortschr Röntgenstr* 2008;180:S154
44. **Seidenbusch MC**, Schneider K. Zur Strahlenexposition der Patienten in der pädiatrischen Radiologie: Röntgenuntersuchungshäufigkeiten und Kumulativdosen in der konventionellen Radiologie. *Fortschr Röntgenstr* 2008;180:S154-S155
45. Schneider K, **Seidenbusch MC**. Zur Strahlenexposition von Patienten in der Pädiatrischen Radiologie bei Röntgenuntersuchungen Frühgeborener. *Fortschr Röntgenstr* 2009;181:S200
46. Hammer GP, **Seidenbusch M**, Regulla DF, Schneider K, Blettner M. Kohortenstudie zu Kinderkrebs nach diagnostischer Strahlenbelastung. *Radiologe* 2009;8:795
47. **Seidenbusch MC**, Schneider K. Zur Strahlenexposition von Patienten in der pädiatrischen Radiologie bei Röntgenuntersuchungen zur Diagnostik der Cystischen Fibrose. *Fortschr Röntgenstr* 2009;181:S199
48. Schneider K, **Seidenbusch MC**. Dosisbegrenzung in der Kinderradiologie: Praktische Konsequenzen aus der EURATOM-Studie. *Fortschr Röntgenstr* 2010;182
49. **Seidenbusch MC**, Schneider K. Neue Konversionsfaktoren für die Dosisrekonstruktion in der Computertomografie. *Fortschr Röntgenstr* 2010;182
50. Schneider K, Becker HC, **Seidenbusch M**. Kumulative Strahlenbelastung Neugeborener in der Radiologie durch konventionelle und computertomographische Diagnostik. *Fortschr Röntgenstr* 2011;183

51. Schneider K, **Seidenbusch MC**. Strahlenexposition und ihre Reduktion durch neue Techniken im Röntgen. *Fortschr Röntgenstr* 2011;183
52. **Seidenbusch MC**, Schneider K. Neue Konversionsfaktoren für die Dosisrekonstruktion in der pädiatrischen Computertomographie. *Fortschr Röntgenstr* 2011;183
53. **Seidenbusch MC**, Schneider K. New conversion coefficients for reconstruction of radiation doses applied during paediatric computer-tomographic (CT) examinations. *Pediatr Radiol* 2011;41:S306
54. Schneider K, Teusch V, Stahl R, Becker HC, **Seidenbusch MC**. Zur Strahlenexposition von Kindern in der pädiatrischen Radiologie. Häufigkeit von Überexpositionen durch überlange Scanogramme in der pädiatrischen Computertomografie (ISIMEP-Projekt des Bundesministeriums für Bildung und Forschung, Förderkennzeichen 02NUK016A). *Fortschr Röntgenstr* 2012;184
55. **Seidenbusch MC**, Schneider K. New conversion coefficients for dose reconstruction in high resolution computed tomography (HR-CT) of the chest in neonates and infants. *Insights Imaging* 2012;3:S268
56. **Seidenbusch MC**, Griese M, Reiter K, Schneider K. Das Lungenhistogramm – ein neu erfundenes Rad als einfaches diagnostisches Hilfsmittel in der Kinderradiologie (ISIMEP-Projekt des Bundesministeriums für Bildung und Forschung, Förderkennzeichen 02NUK016A). *Fortschr Röntgenstr* 2012;184
57. **Seidenbusch MC**, Schneider K. Zur Strahlenexposition von Kindern in der pädiatrischen Radiologie. Einfluss der Formfilterung auf die Dosisrekonstruktion in der pädiatrischen Computertomografie(CT) (ISIMEP-Projekt des Bundesministeriums für Bildung und Forschung, Förderkennzeichen 02NUK016A). *Fortschr Röntgenstr* 2012;184
58. **Seidenbusch MC**, Schneider K. Zur Strahlenexposition von Kindern in der pädiatrischen Radiologie. Anthropometrische Merkmale von Kindern und den zur Dosisrekonstruktion verwendeten mathematischen Phantomen (ISIMEP-Projekt des Bundesministeriums für Bildung und Forschung, Förderkennzeichen 02NUK016A). *Fortschr Röntgenstr* 2012;184
59. **Seidenbusch MC**, Schneider K. Anthropometry of children and mathematical phantoms applied to dose reconstruction in paediatric radiology. *Insights Imaging* 2013;S314
60. Schneider K, Teusch V, **Seidenbusch MC**. Radiation exposure during scanograms (scoutviews) in paediatric computed tomography (CT). *Insights Imaging* 2013;S314-S315
61. **Seidenbusch MC**, Kammer B, Krüger-Stollfuß I, Teusch V, Schneider K. Können die neuen Dosisreferenzwerte für die Miktionszysturethrogrammie (MCU) in der Pädiatrie eingehalten werden? *Fortschr Röntgenstr* 2013;185
62. **Seidenbusch MC**, Teusch V, Kammer B, Stahl R, Becker HC, Schneider K. Strahlenexposition durch Topogramme in der pädiatrischen Computertomografie (ISIMEP-Projekt des Bundesministeriums für Bildung und Forschung, Förderkennzeichen 02NUK016A). *Fortschr Röntgenstr* 2013;185
63. **Seidenbusch MC**, Schneider K. Anthropometry of paediatric patients and of the mathematical MIRD phantoms applied for dose reconstruction (ISIMEP research project of the Federal Republic of Germany, Förderkennzeichen 02NUK016A). *Pediatr Radiol* 2013;43:S552-553
64. **Seidenbusch MC**, Schneider K. Radiation exposure of the mammalian glands in paediatric high resolution computed tomographic (HRCT) examinations (ISIMEP research project of the Federal Republic of Germany, Förderkennzeichen 02NUK016A). *Pediatr Radiol* 2013;43:S555
65. Dell'Agnolo E, **Seidenbusch M**, Genzel-Boroviszeny O, Münch HG, Schneider K. Der Neugeborenen-Thorax I - Analyse von Feldgröße, Bildgüte und anderer Qualitätsparameter. *Fortschr Röntgenstr* 2013;185:V30
66. **Seidenbusch M**, Dell'Agnolo E, Schneider K. Der Neugeborenen-Thorax II – Strahlenexposition. *Fortschr Röntgenstr* 2013;185:V31
67. **Seidenbusch M**, Schneider K. Strahlendosismanagement bei Kindern – welche Dosiswerte sind relevant und schnell verfügbar? *Fortschr Röntgenstr* 2014;186:WS401_1
68. Eder H, **Seidenbusch MC**, Treitl M, Gilligan P. Ein neues Design der Bleiacrylglasscheibe verringert die Strahlenexposition des Personals bei Herzkatheteruntersuchungen und koronaren Interventionen. *Wiener klinische Wochenschrift* 2015;127:S51-S52
69. **Seidenbusch M**, Krüger-Stollfuß I, Schneider K. Strahlenschutz in der Fluoroskopie im Kindesalter. *Fortschr Röntgenstr* 2015;187:WS409_1
70. **Seidenbusch M**, Kammer B, Specht T, Stahl R, Schneider K. Zur Rekonstruktion der Brustdrüsendiffusions bei Kindern in der pädiatrischen Radiologie: Gewicht, Dichte und Volumen der Mammagewebe bei Neugeborenen, Säuglingen, Kleinkindern und Adoleszenten und die dosimetrischen Konsequenzen. *Fortschr Röntgenstr* 2018;190:869-870
71. **Seidenbusch M**. Angewandter Strahlenschutz in der Neonatologie. *Fortschr Röntgenstr* 2019;191:S126–S127
72. **Seidenbusch M**, Schneider K. Ist die effektive Dosis von Kindern als Dosis für Kinder effektiv? Teil 1: Konventionelle Radiologie Teil 2: Computertomografie. *Fortschr Röntgenstr* 2019;191(S02).S137

Buchbeiträge

73. Schneider K, **Seidenbusch M**. Kap. 3. Technische Anforderungen. In: Riccabona M, Beer M, Mentzel H-J (Hrsg.). Bildgebung des Thorax bei Neugeborenen und Kleinkindern. Springer-Verlag, Deutschland, 2019:17-30

Buch

74. **Seidenbusch MC**, Rösenerger V, Schneider K. Imaging practice and radiation protection in paediatric radiology. Springer-Verlag, 2019, ISBN 978-3-030-18504-6

Sonstige Publikationen

75. **Seidenbusch M**, Kohn MM, Gallitzendorfer V, Schneider K, Regulla D. 25 Jahre Röntgendatenbank in der Kinderradiologie. Hauner-Journal 2003;11/12:32-34
76. Hammer G, Blettner M, Schneider K, **Seidenbusch M**, Regulla D. Fortschrittsberichte zur kerntechnischen Sicherheit und zum Strahlenschutz: Kohortenstudie zur Abschätzung des Krebsrisikos durch diagnostische Strahlenexposition im Kindesalter (RICC-Studie). BfS-RESFOR-02/09, urn:nbn:de:0221-2009011214
77. Hammer G, **Seidenbusch MC**, Schneider K, Regulla DF, Zeeb H, Spix C, Blettner M. Kinderkrebs nach Röntgendiagnostik im Kindesalter. In: Bundesamt für Strahlenschutz (BfS), Bundesinstitut für Risikobewertung (BfR), Robert-Koch-Institut (RKI), Umweltbundesamt (UBA) (Hrsg.). UMID. Mensch und Umwelt – Informationsdienst 2010;3:19-24
78. Schneider K, **Seidenbusch M** (Hrsg.). Tagungsband I der 48. Jahrestagung der GPR: Dopplersonographie im Kindesalter. München 2011, ISBN 978-3-00-035717-6
79. Schneider K, **Seidenbusch M** (Hrsg.). Tagungsband II der 48. Jahrestagung der GPR: Dosis in der Pädiatrischen Radiologie. München 2011, ISBN 978-3-00-035718-3
80. Schneider K, **Seidenbusch M** (Hrsg.). Tagungsband III der 48. Jahrestagung der GPR: GPR-Kongreß 2011. München 2011, ISBN 978-3-00-035719-0
81. (**Seidenbusch MC**, Interview). Wie aus wenig noch weniger werden könnte. Dosisreduktion für die Kleinsten. Röko heute 2012;3:8-9
82. Pokora R, Krille L, Dreger S, Gianicolo EL, **Seidenbusch M**, Zeeb H, Blettner M. Dose-response relationship of medical ionizing radiation exposure from CT scans in childhood and subsequent risk of leukaemia and CNS tumours: results from the German cohort study. 7th Melody Workshop 2015:117
83. (**Seidenbusch MC**, Tätigkeitsbeschreibung). 53. Jahrestagung der Gesellschaft für Pädiatrische Radiologie (GPR) 15.-17.09. in Stuttgart – Kinderradiologie: Für die Zukunft – für die Kinder. Fortschr Röntgenstr 2016;188:11801182
84. **Seidenbusch MC**. CT Dose Management. Online-Tutorial, Bayer, 2016
85. **Seidenbusch M**, Kammer B, Stahl R, Schneider K. 40 Jahre Röntgendatenbank in der Kinderradiologie. Hauner-Journal 2018;07/08:24-26

10.2. Übereinstimmungserklärung

LMU	LUDWIG-MAXIMILIANS-UNIVERSITÄT MÜNCHEN		
<p>Erklärung zur Übereinstimmung der gebundenen Ausgabe der Dissertation mit der elektronischen Fassung</p> <p>Doktorand/in: Herr Michael Seidenbusch</p> <p>Hiermit erkläre ich, dass die elektronische Version der eingereichten Dissertation mit dem Titel Evaluierung neuer CT-Techniken und Bestimmung der mit ihnen erzielten Strahlenreduktion in Inhalt und Formatierung mit den gedruckten und gebundenen Exemplaren übereinstimmt.</p> <p>München, 01.03.2023 Michael Seidenbusch</p> <p>Ort, Datum Unterschrift Doktorand</p>			

10.3. Eidesstattliche Versicherung

LMU	LUDWIG-MAXIMILIANS-UNIVERSITÄT MÜNCHEN		
<p>Eidesstattliche Versicherung</p> <p>Doktorand/in: Herr Michael Seidenbusch</p> <p>Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel Evaluierung neuer CT-Techniken und Bestimmung der mit ihnen erzielten Strahlenreduktion selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.</p> <p>Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.</p> <p>München, 01.03.2023 Michael Seidenbusch</p> <p>Ort, Datum Unterschrift Doktorand</p>			