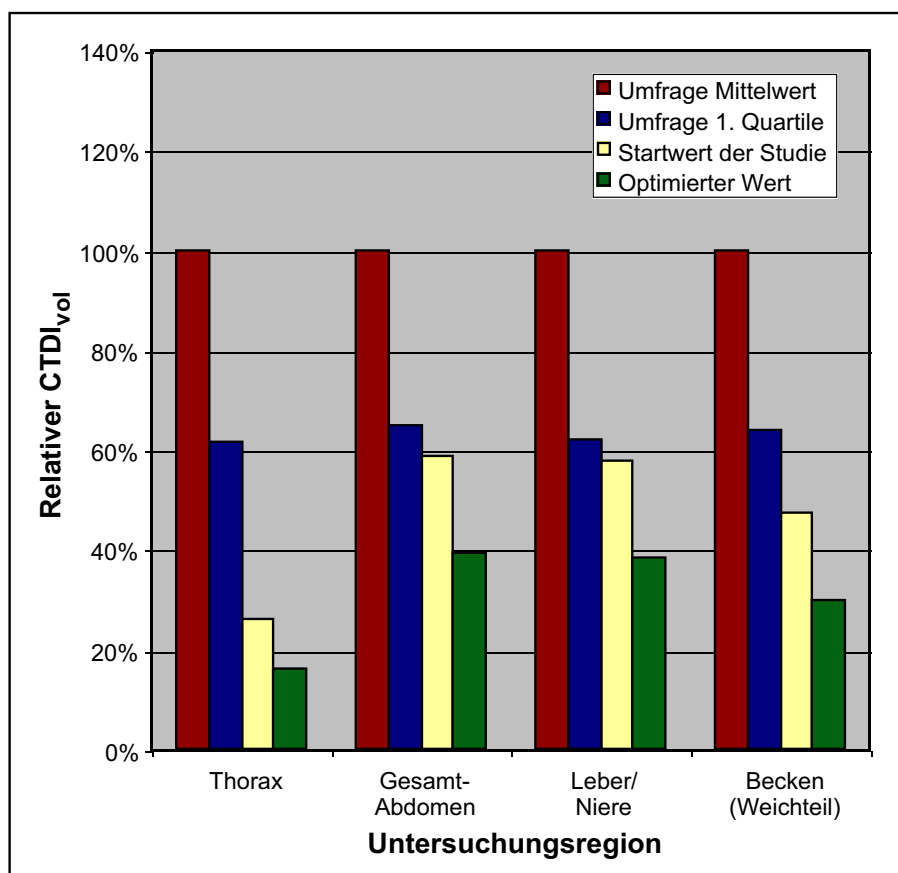


Leitfaden zur Bewertung und Optimierung der Strahlenexposition bei CT-Untersuchungen

3. überarbeitete und aktualisierte Ausgabe

Herausgegeben von H. D. Nagel und H. Vogel



Anschriften der Autoren

Dr. rer. nat. Hans Dieter Nagel ^{1,2}
c/o Dr. HD Nagel - Wissenschaft &
Technik für die Radiologie
Fritz-Reuter-Weg 5f
D-21244 Buchholz

drhdnagel@sascrad.de
www.sascrad.de

Prof. Dr. med. Hermann Vogel ^{1,2}
Barkenkoppel 16
D-22391 Hamburg

hermann.vogel@gmx.de
www.strahlungheute.de

1 Mitglied der Ärztlichen Stelle der Ärztekammer Hamburg
2 Mitarbeiter des Arbeitsausschusses 2 im DIN/NAR

Sofern in diesem Leitfaden Dosierungen oder andere Anwendungen genannt werden, haben die Verfasser alle Anstrengungen unternommen, um sicherzustellen, daß die Empfehlungen im Einklang mit dem Stand von Wissenschaft und Technik zum Zeitpunkt der Veröffentlichung dieses Werkes sind. Ungeachtet dessen ist jeder Anwender aufgefordert, die Anwendungsempfehlungen des Herstellers oder Lieferanten des betreffenden Geräts in eigener Verantwortung sorgfältig dahingehend zu prüfen, ob sich die dort vorgegebenen Dosierungen oder Protokolleinstellungen oder die vom Hersteller genannten Kontraindikationen von den in dieser Anleitung gemachten Empfehlungen wesentlich unterscheiden. Derartige Prüfungen sind insbesondere angezeigt bei Geräten oder Protokolleinstellungen, die entweder selten genutzt oder neu auf dem Markt sind.

Geschützte Warennamen (Warenzeichen) werden nicht besonders kenntlich gemacht. Aus dem Fehlen eines solchen Hinweises kann also nicht geschlossen werden, daß es sich um einen freien Warennamen handelt.

Das Werk, einschließlich aller seiner Teile, ist urheberrechtlich geschützt. Veränderungen des Inhalts und Übersetzungen in andere Sprachen sind ohne Zustimmung der Herausgeber unzulässig und strafbar. Vervielfältigungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Medien sind jedoch gestattet.

© **H.D. Nagel, Buchholz**

1. Ausgabe: Mai 2004
2. Ausgabe: August 2007
3. Ausgabe: August 2010

Download: www.sasacrad.de/page 13.php

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
2. Diagnostische Referenzwerte	1
2.1. Einführung der diagnostischen Referenzwerte	1
2.2. Charakter der diagnostischen Referenzwerte	1
2.3. Diagnostische Referenzwerte für die CT	1
2.4. Verwendete CT-Dosismessgrößen	1
2.5 Referenzwertvergleich 2010 vs. 2003	2
2.6 Pädiatrische CT-Referenzwerte	2
2.7. Geräteseitige Dosisanzeige	3
3. Aufgabe der ärztlichen Stellen	3
4. Bewertung von CT-Untersuchungen	3
4.1. Verhältnismäßigkeit der Strahlenexposition	3
4.2. Einzelfallprüfung	4
4.3 Ermittlung der Expositionspraxis	4
4.4. Referenzwerte als erster Optimierungsschritt	4
4.5. Dosiskorridor	5
4.6. Weitere Möglichkeiten zur Optimierung	5
4.7. Pädiatrische CT-Untersuchungen	5
5. Optimierung von Scanprotokollen	6
5.1. Ausgangspunkt	6
5.2. Anpassung an die technische Geräteausstattung	6
5.3. Anpassung entsprechend Untersuchungsart	7
5.4. Erläuterung der Optimierungsstrategie	7
5.5. Mehrschicht-CT-Geräte	8
5.6. Optimierte Dosisempfehlungen	8
5.7. Anpassung an die Patientenstatur	8
5.8. Protokolloptimierung bei Verwendung von Dosisautomatiken	9
6. Software-unterstützte Protokolloptimierung	10
6.1. Geeignete Softwarelösungen	10
6.2. Beispiel aus der Praxis	10
6.3. Protokolloptimierung	10
6.4. Ergebnis	12
7. Erfassung der Scanprotokolle	13
Literatur	13
Danksagung	14
Anhang: Fragebogen	15
Anhang: Erläuterungen zum Fragebogen	16

1. Einleitung

Trotz ihres relativ geringen Anteils an allen Röntgenuntersuchungen von ca. 8% weist die Computertomographie (CT) mit mittlerweile mehr als 50% einen überproportional hohen Anteil an der kollektiven Strahlenexposition der bundesdeutschen Bevölkerung aus medizinischen Quellen auf [1]. Neben den durchleuchtungsgestützten Untersuchungen, für die ähnliche Relationen gelten, ist die CT aus diesem Grunde ein wichtiger und lohnender Ansatzpunkt zur Dosisreduktion.

Zu diesem Zweck wurde im Mai 1998 auf Initiative der im ZVEI vertretenen CT-Herstellerfirmen die ‚Konzertierte Aktion Dosisreduktion CT‘ ins Leben gerufen. Unter Federführung der Deutschen Röntgengesellschaft wurde seitdem mit einer Reihe von Projekten aufgezeigt, wie CT-Untersuchungen bei guter diagnostischer Qualität mit einer wesentlich reduzierten Dosis durchgeführt werden können. Aus diesen Ergebnissen ist unter Berücksichtigung der 2002 eingeführten diagnostischen Referenzwerte der vorliegende Leitfaden entstanden. Er richtet sich primär an ärztliche Stellen und andere, beratend tätige Personenkreise, die eine Bewertung und Optimierung der Strahlenexposition bei CT-Untersuchungen vornehmen.

Nach einigen kurzen Ausführungen zu den diagnostischen Referenzwerten und den in diesem Zusammenhang anstehenden Aufgaben der ärztlichen Stellen wird beschrieben, wie eine Bewertung von CT-Untersuchungen im Rahmen der Qualitätsprüfungen zweckmäßigerweise vorgenommen werden sollte. Wie man über die Einhaltung der Referenzwerte hinaus eine Optimierung der Strahlenexposition bei CT betreiben kann, wird ausführlich erläutert und anhand eines Beispiels aus der Praxis verdeutlicht. Ein Anhang mit Fragebogen und zugehörigem Merkblatt zur Erfassung der Standard-Scanprotokolle rundet diesen Leitfaden ab.

2. Diagnostische Referenzwerte

2.1. Einführung der diagnostischen Referenzwerte

Mit Inkrafttreten der novellierten Röntgenverordnung am 1. Juli 2002 [2] wurde erstmals das System der diagnostischen Referenzwerte (DRW) eingeführt (RöV §16). Diese dienen als Grundlage für die Qualitätssicherung bei der Durchführung von Röntgenuntersuchungen in der Heilkunde oder Zahnheilkunde. Verantwortlich für ihre Erstellung und Veröffentlichung ist das Bundesamt für Strahlenschutz (BfS). Die veröffentlichten diagnostischen Referenzwerte sind bei der Untersuchung von Menschen zu Grunde zu legen.

2.2. Charakter der diagnostischen Referenzwerte

Bei den diagnostischen Referenzwerten handelt es sich um Dosiswerte für typische Untersuchungen mit Röntgenstrahlung, bezogen auf Standardphantome oder auf Patientengruppen mit Standardmaßen, mit für die jeweilige Untersuchungsart geeigneten Röntgeneinrichtungen und Untersuchungsverfahren. Sie liefern dem Anwender Vorgaben für die Optimierung und dienen der Orientierung über den geeigneten Dosisbereich. Die Regelung soll - nach Absicht des Gesetzgebers - dazu beitragen, die Expositionen von Patienten unter Beachtung medizinischer Notwendigkeiten so niedrig wie möglich zu halten. Sie bietet den ärztlichen und zahnärztlichen Stellen nach RöV §17a zudem die Möglichkeit einer objektivierten Beurteilung.

2.3. Diagnostische Referenzwerte für die CT

Grundlage für die diagnostischen Referenzwerte bei CT-Untersuchungen waren anfänglich die Ergebnisse der bundesweiten Umfrage zur CT-Expositionspraxis im Jahre 1999 (Tab. 1). Vorschläge für insgesamt 14 Standard-CT-Untersuchungen (Tab. 2), basierend auf der 3. Quartile der Umfrageergebnisse, sind in dem Report zur Umfrage [3] dokumentiert. Sie wurden an das Bundesamt für Strahlenschutz weitergeleitet und 2003 offiziell bekanntgemacht [4]. 2010 wurden die Referenzwerte auf Basis der von den Ärztlichen Stellen im Rahmen der Qualitätssicherung ermittelten Daten überarbeitet. Die derzeit aktuellen, vom BfS festgelegten amtlichen diagnostischen Referenzwerte [5] sind in Tab. 3 aufgelistet.

2.4. Verwendete CT-Dosismeßgrößen

Die Dosisangaben erfolgen in den beiden Dosismeßgrößen ‚Volumen-CTDI ($CTDI_{vol}$)‘ und ‚Dosislängenprodukt (DLP)‘. Der $CTDI_{vol}$ stellt ein Maß für die ‚Intensität‘ einer Bestrahlung dar und hängt für das jeweilige CT-Gerät von den gewählten Expositionsparametern (Spannung, mAs-Produkt, Kollimation, Pitch) ab. Das DLP berücksichtigt zusätzlich untersuchungsspezifische Faktoren wie die Scanlänge und ggf. die Anzahl der Scanserien einer Untersuchung. Als Analogon zum Dosisflächenprodukt in der konventionellen Röntgendiagnostik ist das DLP ein Maß für die integrale Strahlenexposition. Weitere Einzelheiten zu den CT-spezifischen Dosisgrößen können der Quelle [6] entnommen werden. Gegenüber den vorangehenden Referenzwerten gelten die DLP-Werte nur noch pro Scanserie (früher: für die Gesamt-Untersuchung). Anstelle des nicht-pitchkorrigierten gewichteten ($CTDI_w$) wird nun die selbe Meßgröße wie an den geräteseitigen Dosisanzeigen ($CTDI_{vol}$) verwendet, deren Werte jedoch nur noch zur Orientierung dienen (z.B. bei der Erstellung der Scanprotokolle).

Tabelle 1: Untersuchungsparameter und Dosisdaten der einzelnen Standard-CT-Untersuchungen im Überblick; angegeben sind die Mittelwerte aller 830 Teilnehmer der bundesweiten CT-Umfrage aus dem Jahre 1999 (Details: s. Umfragerport [3]).

Untersuchung	Untersuchungsparameter											Dosiswerte (pro Schicht bzw. pro Serie)						
	Region	L (cm)		n	U	I	t	Q	h	TV	p	Ser.	CTDI _l	CTDI _w	DLP _w		E	
	Annahme (m.)	ist (w.)		(kV)	(mA)	(s)	(mAs)	(mm)	(mm)			(mGy)	(mGy)	DLP _w (mGy·cm)		(mSv)		
														(m.)	(w.)	(m.)	(w.)	
Hirnschädel	12	12	12	810	127	168	2,2	327	8,4	8,5	1,03	1,45	81	57	676	676	1,8	2,0
Gesichtsschädel / NNH	11	11	9	792	126	132	1,9	239	3,3	3,9	1,26	1,10	57	41	406	406	1,1	1,2
Gesichtsschädel + Hals	18	18	16	770	124	153	1,7	233	4,7	5,8	1,24	1,19	55	38	605	605	2,1	2,6
Thorax	28	26	30	798	127	150	1,4	191	8,4	10,5	1,29	1,22	48	18	432	401	5,8	6,9
Abdomen + Becken	43	41	41	791	124	174	1,5	228	8,9	11,0	1,26	1,65	55	21	769	733	10,9	15,0
Becken	25	23	22	763	126	178	1,6	243	8,3	10,0	1,23	1,31	61	23	502	462	6,1	10,2
Leber / Niere	18	18	22	782	124	177	1,5	233	7,7	9,4	1,27	1,88	56	21	327	327	5,5	6,2
T-Staging / Follow-Up	68	64	62	263	125	180	1,3	210	8,8	11,2	1,29	1,41	51	19	1079	1016	15,0	19,8
Aorta thorakal	27	25	27	349	125	168	1,3	192	7,0	9,2	1,40	1,19	47	18	377	349	5,3	6,4
Aorta abdominal	29	27	33	360	124	181	1,3	207	7,1	9,4	1,41	1,23	50	19	426	396	5,9	8,7
Pulmonalgefäße	17	15	22	312	126	170	1,2	185	5,6	7,4	1,42	1,09	46	17	227	201	3,3	3,8
Beckenskelett	23	21	21	669	128	178	1,9	295	4,9	5,7	1,20	1,02	74	29	613	560	7,9	12,8
HWS	4	4	5	686	130	176	2,3	362	2,9	3,0	1,10	1,02	93	66	257	257	2,3	2,7
LWS	6	6	6	796	131	182	2,4	381	3,3	3,5	1,07	1,02	100	39	230	230	2,5	3,2
Mittelwerte (ungew.)	24	22	23	639	126	169	1,7	252	6,4	7,8	1,2	1,3	62	31	495	473	5,4	7,2

2.5 Referenzwertvergleich 2010 vs. 2003

Ein unmittelbarer Vergleich ist wegen der unterschiedlichen Bemessungsgrundlage nicht möglich, wohl aber anhand der pro Scanserie angegebenen Vorschlägen aus 1999 (Tab. 2). Wie aus Abb. 1 ersichtlich, wurden die Werte (DLP pro Scanserie) bei einigen Untersuchungsarten abgesenkt (insbesondere Gesichtsschädel (GS, NNH), in geringerem Umfang Thorax (THO) und Becken (BE)), bei zwei anderen Untersuchungen hingegen erhöht (insbesondere LWS knöchern (LWS KN), in geringerem Umfang Hirnschädel (HS)). Bei der relativ häufigen und dosis-trächtigen Untersuchungsart Gesamtabdomen (ABDBE), beim Oberbauch (OBB) und der LWS mit Bandscheiben-Fragestellung (LWS BS) blieben die Werte praktisch unverändert. Modernisierung des CT-Geräteparks und ap-

parative Verbesserungen, die seit 1999 eingeflossen sind (u.a. Dosisautomatiken) haben offensichtlich zu keiner nennenswerten Reduktion des durchschnittlichen Dosis-niveau pro Untersuchung geführt; d.h. das vorhandene Dosisreduktionspotential blieb in der Praxis weitgehend ungenutzt.

2.6 Pädiatrische CT-Referenzwerte

Anhand der Daten aus der bundesweiten Umfrage zur Expositionspraxis in der pädiatrischen CT 2005/06 [7] wurden pädiatrische CT-Referenzwerte erstellt [5]. In Tabelle 4 sind die entsprechenden Werte (Volumen-CTDI und Dosislängenprodukt) für sechs Alters- bzw. Gewichtsgruppen und vier Untersuchungsarten (Hirnschädel, Gesichtsschädel/NNH, Thorax, Gesamtabdomen) aufge-

Tabelle 2: Vorschläge für diagnostische Referenzwerte, basierend auf der 1. und 3. Quartile der CT-Umfrage 1999, für insgesamt 14 Standard-CT-Untersuchungen [3]. Die für das DLP angegebenen Werte gelten pro Scanserie.

Untersuchungsregion	CTDI _w (mGy) (pro Schicht)		DLP _w (mGy·cm) (pro Scanserie)	
	1. Qrt.	3. Qrt.	1. Qrt.	3. Qrt.
Hirnschädel *	45	66	520	780
Gesichtsschädel / NNH *	25	56	190	570
Ges.-Schäd.+Hals (Head-Mode)*	26	46	350	740
Ges.-Schäd.+Hals (Body-Mode)	14	27	200	410
Thorax	13	22	250	540
Abdomen + Becken	15	24	490	940
Becken	18	28	300	600
Leber / Niere	15	25	210	410
T-Staging / Follow-Up	14	22	670	1300
Aorta thorakal	13	22	230	450
Aorta abdominal	14	22	250	510
Pulmonalgefäße	13	20	140	260
Beckenskelett	19	38	330	790
HWS (Head-Mode)*	48	80	180	320
HWS (Body-Mode)	28	45	100	180
LWS	30	47	170	280

* Angaben gelten für das Standard-Kopfphantom (16 cm PMMA)

Tabelle 3: Vom BfS festgelegte, überarbeitete diagnostische Referenzwerte für CT-Untersuchungen [5]; die angegebenen DLP-Werte gelten neuerdings pro Scanserie, die CTDI-Werte dienen noch zur Orientierung (z.B. bei Protokollerstellung).

CT-UNTERSUCHUNGSART	CTDI _{vol} * (mGy)	DLP ** (mGy·cm)
Hirnschädel	65	950
Gesichtsschädel (Tumordiagnostik)	22	250
Gesichtsschädel (Sinusitis)	9	100
Thorax	12	400
Lendenwirbelsäule (Bandscheibe axial)	42	250
Lendenwirbelsäule (Knochen-Spirale)	16	500
Oberbauch	20	450
Abdomen	20	900
Becken	20	450

* zur Orientierung ** pro Scanserie

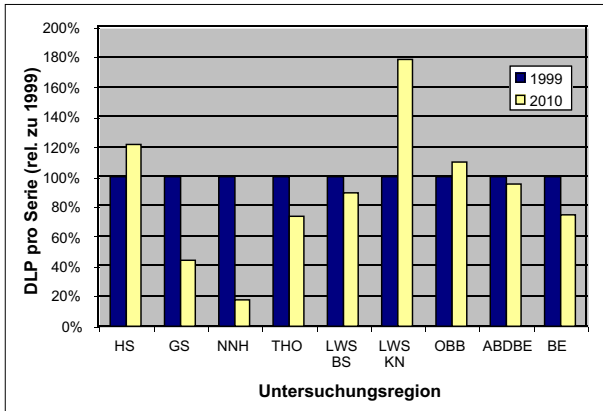


Abb. 1: Vergleich der Referenzwerte 2010 mit den Vorschlägen aus 1999 (s. Tab. 1); Basis: DLP pro Scanserie.

führt. Die Werte beziehen sich auf den $CTDI_{vol16}$ für das kleinere Kopfphantom mit 16 cm Durchmesser. Im Rumpfbereich sind zusätzlich die Werte des $CTDI_{vol32}$ für das größere Rumpfphantom aufgeführt, um den Bezug zur geräteseitigen Dosisanzeige herzustellen. Derzeit richtet sich die Geräteanzeige ausschließlich nach dem angewählten Scanmodus (Head oder Body) unabhängig vom tatsächlichen Durchmesser der untersuchten Körperregion.

2.7. Geräteseitige Dosisanzeige

CT-Geräte, die nach dem 1.7.2003 erstmalig in Betrieb genommen wurden, müssen eine Dosisanzeige besitzen,

Tab. 4 Vom BfS festgelegte, amtliche diagnostische Referenzwerte für pädiatrische CT-Untersuchungen [5], basierend auf der bundesweiten Umfrage zur pädiatrischen CT-Expositionspraxis [7].

Altersgruppe	$CTDI_{vol16}$ (mGy)	DLP_{16} (mGy·cm)	$CTDI_{vol32}$ (mGy)	DLP_{32} (mGy·cm)
Untersuchungsart Hirnschädel				
Neugeborene	27	300	n.a.	n.a.
bis 1 Jahr	33	400	n.a.	n.a.
1 bis 5 Jahre	40	500	n.a.	n.a.
6 bis 10 Jahre	50	650	n.a.	n.a.
11 bis 15 Jahre	60	850	n.a.	n.a.
über 15 Jahre	65	950	n.a.	n.a.
Untersuchungsart Gesichtsschädel/NNH				
Neugeborene	9	70	n.a.	n.a.
bis 1 Jahr	11	95	n.a.	n.a.
1 bis 5 Jahre	13	125	n.a.	n.a.
6 bis 10 Jahre	17	180	n.a.	n.a.
11 bis 15 Jahre	20	230	n.a.	n.a.
über 15 Jahre	22	250	n.a.	n.a.
Untersuchungsart Thorax				
≤5 kg (Neugeb.)	3	40	1,5	20
6-10 kg (≤1 J.)	4	60	2	30
11-20 kg (2-5 J.)	7	130	3,5	65
21-30 kg (6-10 J.)	10	230	5	115
31-50 kg (11-15 J.)	n.a.	n.a.	8	230
51-80 kg (>15 J.)	n.a.	n.a.	12	400
Untersuchungsart Gesamtabdomen				
≤5 kg (Neugeb.)	5	90	2,5	45
6-10 kg (≤1 J.)	7	170	3,5	85
11-20 kg (2-5 J.)	12	330	6	165
21-30 kg (6-10 J.)	16	500	8	250
31-50 kg (11-15 J.)	n.a.	n.a.	13	500
51-80 kg (>15 J.)	n.a.	n.a.	20	900

die zumindest Angaben zum $CTDI_{vol}$ bereitstellt [8]. Dies ist stets der Fall, selbst dann, wenn die Dosisanzeige nur mit $CTDI_w$ oder $CTDI$ bezeichnet ist. Dabei ist zu beachten, daß bei Untersuchungen der Halsregion in der Regel der niedrigere Body- $CTDI$ -Wert ($CTDI_{vol32}$) angezeigt wird und nicht - wie man aufgrund des geringeren Durchmessers der Halsregion annehmen könnte - der höhere Head- $CTDI$ -Wert ($CTDI_{vol16}$). Grund hierfür ist, daß diese Region wegen Einschlusses der Schulter zumeist im Body-Scanmodus erfaßt wird. Dasselbe gilt für pädiatrische CT-Untersuchungen: Sofern ein Body-Protokoll mit großem Scanfeld verwendet wird, erfolgt die Dosisanzeige automatisch als Body- $CTDI$ -Wert. Die realistischeren $CTDI_{vol16}$ -Werte für das 16 cm-Kopfphantom sind rund doppelt so hoch wie die entsprechenden Werte, die für das 32 cm-Rumpfphantom gelten.

Bei neueren Geräten wird zusätzlich das Dosislängenprodukts angezeigt. Dabei ist darauf zu achten, ob es sich um das DLP der einzelnen Scanserie handelt oder um das akkumulierte DLP der Gesamtuntersuchung, die ggf. aus mehreren Scanserien besteht. Bei Fehlen der DLP-Anzeige läßt sich das DLP durch Multiplikation des $CTDI_{vol}$ mit der Scanlänge (in cm!) abschätzen.

3. Aufgabe der ärztlichen Stellen

Die ärztlichen und zahnärztlichen Stellen haben im Rahmen ihrer Befugnisse die Aufgabe, dem Strahlenschutzverantwortlichen Maßnahmen zur Optimierung der medizinischen Strahlenanwendung vorzuschlagen, insbesondere zur Verbesserung der Bildqualität, zur Herabsetzung der Strahlenexposition oder zu sonstigen qualitätsverbessernden Maßnahmen, sowie ihrer Umsetzung zu kontrollieren. Beständige, ungerechtfertigte Überschreitung der bei der Untersuchung zu Grunde zu legenden diagnostischen Referenzwerte haben sie der zuständigen Behörde mitzuteilen - ebenso wie die Nichtbeachtung der Optimierungsvorschläge. Weitere Einzelheiten zur Tätigkeit der ärztlichen oder zahnärztlichen Stellen werden in einer Richtlinie [9] geregelt.

4. Bewertung von CT-Untersuchungen

4.1. Verhältnismäßigkeit der Strahlenexposition

Ein wesentlicher Punkt bei der Prüfung durch die ärztlichen Stellen ist die Verhältnismäßigkeit der Strahlenexposition. Hierbei hat sich in der Praxis der Grundsatz 'comply or explain' (d.h. erfülle die Vorgaben oder erkläre, warum von ihnen abgewichen wurde) bewährt. Bei den Vorgaben, die von den ärztlichen Stellen zu beachten sind, handelt es sich um die Röntgenverordnung [2] mit ihren Ausführungsbestimmungen und Richtlinien, die gelten-

den Leitlinien für die Durchführung von CT-Untersuchungen [10] sowie die diagnostischen Referenzwerte [5].

4.2. Einzelfallprüfung

Die Prüfung umfaßt zunächst die Bewertung der vorgelegten Einzelfälle und beinhaltet – neben der Höhe der Strahlenexposition – eine Reihe weiterer dosisrelevanter Aspekte. Sie betreffen die Indikationsstellung, die Durchführung der Untersuchung, den Einsatz von Strahlenschutzmitteln und die zur Bilddokumentation verwendeten Parameter. Eine Zusammenstellung der Prüfkriterien zu diesen Punkten ist in Tab. 5 aufgelistet. Detaillierte Hinweise liefert die CT-Leitlinie der Bundesärztekammer [10].

Hinsichtlich der Strahlenexposition ist gemäß den Anforderungen der RöV zunächst vorrangig die Einhaltung der vom BfS vorgegebenen diagnostischen Referenzwerte zu prüfen. Diagnostische Referenzwerte verstehen sich nicht als Grenzwerte, die in jedem Einzelfall einzuhalten sind. Vielmehr handelt es sich um eine Art ‚verbindlicher Richtwerte‘, die im Mittel nicht beständig oder ungerechtfertigt überschritten werden dürfen. Bei der Einzelfallprüfung muß jedoch eine Vorgehensweise gewählt werden, die die Besonderheiten des Patienten und der jeweiligen Fragestellung berücksichtigt. Daher kommen die diagnostischen

Referenzwerte bei der Einzelfallprüfung nur bedingt zum Tragen.

4.3 Ermittlung der Expositionspraxis

Die eigentliche Aufgabe besteht deshalb darin, die Expositionspraxis, die an der überprüften Einrichtung üblich ist, in geeigneter Weise zu ermitteln. Hierzu soll der Durchschnitt aus 10 Fällen einer bestimmten Standard-Untersuchungsart gebildet werden [11]. Eine derart große Fallzahl wird in der Prüfpraxis allerdings eher selten anzutreffen sein. Daher müssen, um die Expositionspraxis der zu prüfenden Einrichtung bewerten zu können, zusätzliche Informationen vorliegen. Hierzu bietet sich die Abfrage der Standard-Scanprotokolle an (siehe Abschnitt 7).

4.4. Referenzwerte als erster Optimierungsschritt

Die CT ist ein Anwendungsgebiet, das trotz erster Ansätze zur Dosisbegrenzung in der CT-Leitlinie der BÄK Anfang der 90er Jahre noch einen erheblichen Spielraum zur Dosisoptimierung aufweist. Hinweise hierfür ergeben sich zum einen aus der Analyse der Umfragedaten [3], zum anderen aus den Ergebnissen einer Multi-Center-Optimierungsstudie [12]. Diese bundesweite Studie mit 32 Teilnehmern aus jeweils vier Universitäten, Großkliniken und Privatpraxen hatte erbracht, daß gegenüber den Mittelwerten der Umfrage in den Bereichen Thorax, Oberbauch,

Tabelle 5: Zusammenstellung der Merkmale, die bei der Einzelfallprüfung von CT-Untersuchungen neben der Höhe der Strahlenexposition zu berücksichtigen sind.

Aspekt	Merkmal	Kriterium
Indikation	Fehlende oder falsche Indikation	Anmerkung: Das Einverständnis des Patienten ersetzt weder die medizinische noch die rechtfertigende Indikation.
	Gravidität	Abfrage oder Dokumentation der Abfrage
	Säuglinge, Kinder	Begründung, weshalb nicht Sonographie oder MRT
	Voruntersuchungen	Ist die aktuelle Untersuchung sinnvoll oder entbehrlich?
Scandurchführung	Expositionsparameter (kV, mAs)	Sind die benutzten Werte korrekt für die Indikation und / oder die untersuchte Körperregion?
	Schnittführung	Pitch $\geq 1,5$ bei Spiralbetrieb (gilt nur für Einzelschicht-CT)? Vermeidung von Überlappung bei sequentieller Scanweise?
	Scanserien	Anzahl und Zeitpunkt adäquat? Nativserie erforderlich?
	Scanlänge	Länge angemessen für die Fragestellung bzw. die untersuchte Körperregion?
Strahlenschutzmittel	Exposition empfindlicher Organe	Wurden Einblendungen und / oder Abdeckungen zum Schutz von Augenlinse, Schilddrüse, Mammae, Ovarien und Testes verwendet?
Bilddokumentation	Rekonstruktionsfilter	Wurde das für die Fragestellung geeignete Rekonstruktionsfilter (standard, glättend, schärfend) verwendet?
	Fensterlage und -weite	Wurden die für die Fragestellung adäquaten Fenstereinstellungen gewählt?
	Artefakte	Wurden bereits bei der Durchführung des Scans auf Artefaktminimierung geachtet? Sind die Filme frei von Mängeln der Filmverarbeitung?
	Patientenbeschriftung	Ist die Beschriftung eindeutig, so dass Patientenverwechslungen ausgeschlossen sind?
	Seitenbezeichnung	Ist die Bezeichnung fehlerhaft oder mißverständlich?
	Filmbeschriftung	Ist die Beschriftung eindeutig, so dass Falschablage oder Verlust der Bilder ausgeschlossen sind?

Becken und Gesamtabdomen eine Dosisreduktion um rund einen Faktor 3 möglich ist (s. Abb. 2), ohne daß es dabei zu inakzeptablen Einbußen bei der Diagnostizierbarkeit kommt. Einzige Voraussetzung war die Verwendung moderner Spiralscanner mit Festkörperdetektor. Die diagnostischen Referenzwerte stellen somit im speziellen Falle der CT lediglich einen ersten Schritt auf dem Weg der Dosisoptimierung dar.

4.5. Dosiskorridor

Um die weitere Optimierung zu forcieren, wurden von den Organisatoren der CT-Umfrage zusätzlich die Werte der 1. Quartile (d.h. die Dosiswerte, die von 25% der Umfrageteilnehmer eingehalten werden) mit angegeben (s. Tab. 2). Die beiden Werte eines Paares (1. und 3. Quartilwert) unterscheiden sich um rund einen Faktor 2. Sie markieren einen Dosiskorridor, in dem sich die Hälfte aller Umfrageteilnehmer wiederfindet. In diesem Korridor sollten sich die Expositionswerte für die unterschiedlichen Standard-CT-Untersuchungen üblicherweise bewegen [3].

Anwender älterer, nicht spiralfähiger Geräte mit Gasdetektor müssen zumindest im Mittel die diagnostischen Referenzwerte einhalten, während sich Anwender moderner Spiralscanner mit Festkörperdetektor vorrangig an den Werten der 1. Quartile der Umfrage orientieren sollten. Dieser Vorschlag ist im Einklang mit Überlegungen [13], in denen die Grenzen des Konzepts der diagnostischen Referenzwerte aufgezeigt wurden. Darin ist - neben den diagnostischen Referenzwerten auf Basis der 3. Quartile - die Verwendung von ‚achievable doses‘ vorgesehen. Dar-

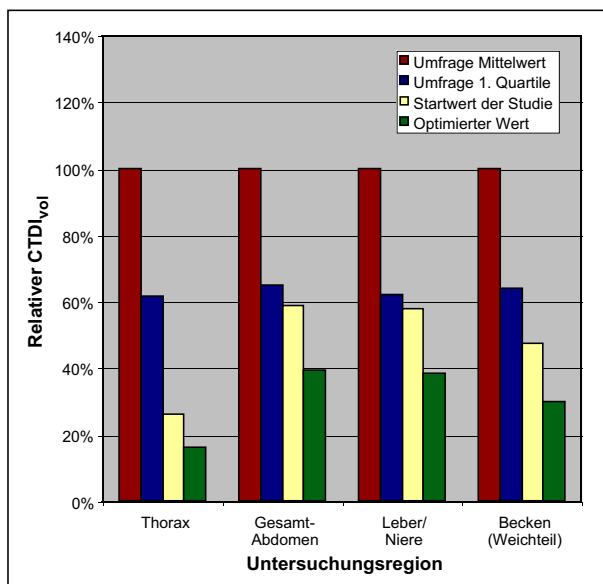


Abb. 2: Ergebnis der bundesweiten Multi-Center-Optimierungsstudie [12]. Kriterium für die optimierten Dosiswerte war die Bewertung unterschiedlich verrauscher, ansonsten identischer Patientebilder durch insgesamt 32 Radiologen mit mindestens ‚Rauschen merklich, aber nicht störend‘ (3 von max. 4 Punkten).

unter versteht man Dosiswerte, die bei Einhaltung einer bestimmten Technik unter Wahrung einer adäquaten Bildqualität leicht erreichbar sind. Sie fallen typischerweise um einen Faktor 2 bis 3 niedriger aus als die eigentlichen diagnostischen Referenzwerte.

4.6. Weitere Möglichkeiten zur Optimierung

Bei genauerem Hinsehen erweisen sich selbst die Werte der 1. Quartile bei etlichen Untersuchungsarten noch keineswegs als das eigentliche Optimum. Insbesondere bei der integralen Strahlenexposition (DLP) zeigt es sich, daß diese Werte mit zeitgemäßer Gerätetechnik (Spiral-CT, Festkörperdetektor), der Verwendung eines Pitchfaktors von 1,5 bei allen für Spiral-CT geeigneten Fragestellungen (im Falle von Einzelschicht-CT-Geräten) sowie konsequenter Begrenzung der Scanlänge und der Anzahl der Sansaserien relativ leicht einzuhalten sind. Letzteres gilt speziell für die Untersuchung des gesamten Abdomens incl. Becken und für die Wirbelsäulenuntersuchungen, die sich bei der Bandscheibendiagnostik nur auf die fraglichen Segmente beschränken sollten, anstatt den gesamten WS-Abschnitt zu scannen. Außerdem ist offensichtlich, daß – wie im klinischen Kapitel des Reports [3] dargelegt – in allen Untersuchungsregionen mit hohem inhärenten Objekt-contrast (Lunge, Skelett, NNH) auch die lokale Dosis ($CTDI_{vol}$) deutlich reduziert werden kann.

4.7. Pädiatrische CT-Untersuchungen

Die Beurteilung der Verhältnismäßigkeit der Dosiswerte bei pädiatrischen CT-Untersuchungen erfolgt zunächst anhand der Referenzwerte in Tab. 4. Daneben sollten im Hinblick auf eine dosisoptimierte Untersuchungstechnik eine Reihe weiterer Aspekte beachtet werden:

- **Geräteauswahl:** Pädiatrische CT-Untersuchungen sollten möglichst nur an modernen, dosisparenden Geräten durchgeführt werden, d.h. Spiralscannern mit Festkörperdetektoren. Mehrschicht (MSCT)-Geräte sind dabei insofern von Vorteil, als sich mit ihnen wesentlich kürzere Scanzeiten realisieren lassen als mit Einzelschichtgeräten.
- **Spannungswahl:** Spannungen unter 110 kV sollten nur dann verwendet werden, wenn der mAs-Einstellbereich nicht ausreicht, um die gewünschten niedrigen Dosiswerte zu realisieren (z.B. Thoraxuntersuchungen bei Neugeborenen und Kleinkindern). Ansonsten sollten die üblicherweise verwendete Spannungsstufe (110 bis 130 kV je nach Gerät) benutzt werden.
- **Kollimation bei MSCT-Geräten:** Für pädiatrische Anwendungen mit ihren vergleichsweise kürzeren Scanlängen ist eine Strahlbreite (Gesamtkollimation) zwischen 10 und 24 mm optimal. Geringere Strahlbreiten sollten wegen der exzessiv ansteigenden Zusatzexposition durch Overbeaming (Überstrahlung des Detek-

tors), wesentlich größere Strahlbreiten wegen der Zunahme von Overranging-Effekten (Vor- und Nachlauf im Spiralmodus) nach Möglichkeit vermieden werden.

- Pitchfaktor:** Bei Einzelschicht-Geräten sollten Spiral-scans mit einem erhöhten Pitch von 1,5 vorgenommen werden, woraus sich eine entsprechende Dosisreduktion ergibt. An Mehrschicht-Geräten, bei denen die mAs-Einstellung als „effektive mAs“ oder „mAs pro Schicht (mAs per slice)“ erfolgt (d.h. MSCT-Geräte von Elscint, Philips und Siemens), hat der Pitch praktisch keinen Einfluß auf die Höhe der Dosis, so daß die Pitchwahl ausschließlich nach anderen Gesichtspunkten (Scangeschwindigkeit, Artefaktreduktion) vorgenommen werden sollte. Dagegen wirkt sich bei MSCT-Geräten von GE und Toshiba ein erhöhter Pitch zwar dosissparend aus, jedoch auf Kosten eines erhöhten Bildrauschens. Vorsicht ist bei diesen Geräten bei der Verwendung von Pitchfaktoren < 1 geboten, da die überlappende Scanweise mit einer entsprechend erhöhten Dosis einhergeht. Aufschluß hierüber liefert die geräteseitige Dosisanzeige, die entsprechend ansteigt.
- Dosisanpassung:** Die Anpassung der Expositionsparameter an das Alter bzw. Körpergewicht sollte in moderater Form (Faktor 2 pro ca. 8 cm Dickendifferenz bei Untersuchungen im Rumpfbereich) vorgenommen werden. Zur Erstellung von Protokollsätzen mit entsprechend gewichts- bzw. altersabgestuften Dosiswerten können die Angaben in Tab. 6 und 7 benutzt werden.
- Dosisautomatiken:** Einrichtungen zur automatischen Dosisregelung sollten nur dann zum Einsatz kommen, wenn sichergestellt ist, daß die Dosisanpassung in moderater Form erfolgt. Die Dosisvoreinstellung („Referenz-mAs“) für die jeweilige Untersuchungsregion sollte unter dem in Tab. 3 genannten Referenzwert für Erwachsene bleiben. Automatiken mit rauschbasierter Regelung sind im pädiatrischen Anwendungsbereich sowohl wegen ihrer Regelcharakteristik wie auch in ihrer Handhabung eher problematisch, so daß stattdes-

sen eine manuelle Dosisanpassung, wie zuvor beschrieben, erfolgen sollte.

- Dosisanzeige:** Bislang zeigen alle CT-Geräte bei Untersuchungen, die im Rumpfmodes („body mode“) erfolgen, unabhängig vom Körperquerschnitt stets den $CTDI_{vol32}$ an, der für das größere Rumpphantom gilt. Für Optimierungszwecke müssen konsequenterweise die Referenzwerte auf Basis des $CTDI_{vol32}$ benutzt werden. Die in Tab. 3 für die Altersgruppen bis 10 Jahre zusätzlich angegebenen $CTDI_{vol16}$ -Werte haben derzeit nur informativen Charakter (z.B. zur Abschätzung der realen Organdosen). Dies könnte sich in Zukunft ändern, sofern die Normen dahingehend modifiziert werden, daß sich die Dosisanzeige primär am Durchmesser der untersuchten Körperregion und weniger am Scanmodus orientiert.

5. Optimierung von Scanprotokollen

5.1. Ausgangspunkt

Wesentliche Orientierungshilfe bei der Optimierung von CT-Scanprotokollen sind die Ergebnisse der bundesweiten CT-Umfrage von 1999 [3]. Ein erstes Richtmaß ist dabei die mittlere Dosis für die einzelnen Standard-Untersuchungsarten (s. Tab. 1). Sie definiert ein relatives Dosisniveau von 100%. Die entsprechenden Werte der 1. und 3. Quartile für $CTDI_w$ und DLP liegen relativ dazu bei etwa 65% bzw. 130%. Die eigentliche Optimierung der Scanprotokolle erfolgt konzeptionell in zwei Schritten (die bei der praktischen Umsetzung ggf. auch zusammengefaßt werden können). Alle genannten Dosiswerte unterhalb der Referenzwerte stellen Empfehlungen dar. Ihre Umsetzung erfolgt in Verantwortung des Anwenders.

5.2. Anpassung an die technische Geräteausstattung

Zunächst werden die Dosiswerte ($CTDI_w$, DLP) der einzelnen Untersuchungsarten auf ein Niveau gebracht, das der technischen Ausstattung des jeweiligen CT-Geräts

Tab. 6 Altersabgestufte Dosiseinstellungen für pädiatrische CT-Untersuchungen im Kopfbereich. Ausgangspunkt (=100%) ist die optimierte Dosiseinstellung für die Untersuchungsart Hirnschädel bei Erwachsenen, die einem $CTDI_{vol16}$ von höchstens 65 mGy entspricht.

Altersgruppe	relativer $CTDI_{vol16}$ -Wert	
	Hirnschädel	Gesichtschädel/NNH
Neugeb.	45%	15%
< 1 J	55%	18%
2 - 5 J	65%	22%
6 - 10 J	85%	28%
11 - 15 J	100%	33%
> 15 J	100%	33%

Tab. 7 Gewichtsabgestufte Dosiseinstellungen für pädiatrische CT-Untersuchungen im Rumpfbereich. Ausgangspunkt (=100%) ist die optimierte Dosiseinstellung für die Untersuchungsart Gesamtabdomen bei Erwachsenen, die einem $CTDI_{vol32}$ von höchstens 20 mGy entspricht.

Gewicht (kg)	ca.-Alter	relativer $CTDI_{vol32}$ -Wert		
		Gesamt-Abdomen	Thorax	LWS
0 - 5	0 - 3 M	10%	7%	25%
6 - 10	4 M - 1 J	17%	10%	50%
11 - 20	2 - 5 J	30%	20%	75%
21 - 40	6 - 12 J	50%	33%	125%
41 - 60	13 - 18 J	75%	50%	200%
61 - 80	>18 J	100%	65%	250%

entspricht (Tab. 8). In Ermangelung einer genormten Vergleichsgröße („Dosiseffizienz“) werden als dosisrelevante Merkmale der Detektortyp (Gas- oder Festkörperdetektor) und die Spiralfähigkeit (vorhanden/nicht vorhanden) verwendet. Orientierungspunkt sind die Mittelwerte der CT-Umfrage 1999 (Dosisniveau: 100%). Da es sich dabei überwiegend um Spiralscanner mit Gasdetektor handelte, ist dies zugleich das für diese Geräteklasse empfohlene Dosisniveau. Festkörperdetektoren besitzen im Vergleich zu Gasdetektoren eine höhere Dosis-effizienz: Je nach Güte des Gasdetektors (Bautiefe, Kammerdruck) liegt der Zuwachs an Effizienz bei rund 30 bis 60%. Das der 1. Quartile der Umfrage entsprechende Dosisniveau (ca. 65%) ist daher für Geräte mit Festkörperdetektor angemessen. Eine Ausnahme bilden Geräte der 4. Generation mit lediglich 1200 Detektorelementen, die zur Erzielung der erforderlichen Ortsauflösung partiell mit Blei abgedeckt sind. Wegen der verringerten geometrischen Effizienz werden diese Geräte wie Geräte mit Gasdetektoren eingestuft. Bei nichtspiralfähigen Geräten handelt es sich in der Regel um ältere Geräte mit Gasdetektoren geringerer Effizienz. Für diese wird ein Dosisniveau von $\leq 130\%$, das in etwa der 3. Quartile der Umfrage entspricht, empfohlen. Die Dosisanpassung erfolgt im Falle des $CTDI_w$ in erster Linie über das mAs-Produkt, ggf. auch über die Aufnahmespannung, im Falle des DLP über Pitchfaktor und Scanlänge, ggf. auch noch über die Zahl der Scanserien.

5.3. Anpassung entsprechend Untersuchungsart

Der zweite Schritt sieht eine zusätzliche Dosisanpassung

Tabelle 9: Empfehlungen zur Optimierung des Dosisniveaus von Standard-CT-Protokollen; zusätzliche Dosisanpassung, die sich an den speziellen Gegebenheiten der jeweiligen Untersuchungsart orientiert. Der Hinweis „entsprechend Geräteausstattung“ bezieht sich auf die in Tabelle 8 getroffene Einteilung.

Untersuchungsart	Abk.	Empfohlenes Dosisniveau ¹	Kommentar
Hirnschädel	HS	Entsprechend Geräteausstattung ²	Niedrigkontrast
Gesichtsschädel / NNH	GS/NNH	$CTDI_w$ wie 1/3 HS (Frakturen) bzw. wie 1/10 HS (Sinusitis)	Hochkontrast
Ges.schädel+Hals (Body-Mode)	GS+H(B)	$CTDI_w$ wie Abdomen	Niedrigkontrast, Schulter
Thorax	THO	$CTDI_w$ wie 2/3 Abdomen	Hochkontrast, geringere Schwächung
Abdomen incl. Becken	ABD+BE	Entsprechend Geräteausstattung	Eckwert, DLP hoch, Weichteilkontrast
Becken	BE	$CTDI_w$ wie 2/3 Abdomen	besserer Kontrast
Leber / Niere	LE/NI	$CTDI_w$ wie Abdomen	Weichteilkontrast
Gesamter Rumpf	RUMPF	$CTDI_w$ im Mittel wie 2/3 Abdomen	Lunge, Becken
Aorta thorakal	ATH	$CTDI_w$ wie 2/3 Abdomen (1/3 bei 80 kV)	geringere Schwächung, opt. Kontrast @ 80 kV
Aorta abdominal	AAB	$CTDI_w$ wie Abdomen (1/2 bei 80 kV)	wie Abdomen, optimaler Kontrast @ 80 kV
Pulmonalgefäße	PG	$CTDI_w$ wie 2/3 Abdomen (1/3 bei 80 kV)	geringere Schwächung, opt. Kontrast @ 80 kV
Beckenskelett	BS	$CTDI_w$ wie 1/3 Abdomen	Hochkontrast
HWS (Bandscheibe)	HWS	Entsprechend Geräteausstattung ²	Niedrigkontrast (Bandscheibe), Dünnschicht
HWS (knöchern)	HWS	$CTDI_w$ wie 1/3 HWS (Bandscheibe)	Hochkontrast
LWS (Bandscheibe)	LWS	Entsprechend Geräteausstattung ²	Niedrigkontrast (Bandscheibe), Dünnschicht
LWS (knöchern)	LWS	$CTDI_w$ wie 1/3 LWS (Bandscheibe)	Hochkontrast

¹ max. aktueller Referenzwert ² ggf. höhere Dosiswerte bei neurologischen Fragestellungen, sofern Kontrastauflösung bei empfohlenem Dosisniveau unzureichend

Tabelle 8: Empfohlenes relatives Dosisniveau entsprechend der technischen Geräteausstattung; relative Dosisangaben beziehen sich auf die Durchschnittswerte der einzelnen Standard-CT-Untersuchungen, die in der bundesweiten Umfrage zur CT-Expositionspraxis 1999 [3] ermittelt wurden, und gelten für den gewichteten $CTDI$ (bzw. bei MSCT-Geräten für den Volumen- $CTDI$ ($CTDI_{vol} = CTDI_w/Pitch = CTDI_{w,eff}$) sowie für das DLP.

Geräteausstattung		Relatives Dosisniveau	Anmerkung
Spiral-CT	Detektortyp		
Nein	Gas	$\leq 130\%$	ca. 3. Quartile
Nein	Festkörper	$\leq 100\%$	Mittelwert
Ja	Gas	$\leq 100\%$	Mittelwert
Ja	Festkörper	$\leq 65\%$	ca. 1. Quartile

vor. Sie orientiert sich an den speziellen Gegebenheiten der jeweiligen Untersuchungsart, die in einigen Fällen in den Mittel- und Quartilwerten der Umfrage nur unzureichend berücksichtigt sind. Wie diese zusätzliche Anpassung vorgenommen werden sollte, ist in Tab. 9 dargestellt und wird im folgenden erläutert.

5.4. Erläuterung der Optimierungsstrategie

Die in Tab. 9 dargestellte Optimierungsstrategie basiert auf einer Analyse der Scanprotokolle ausgewählter Umfrageteilnehmer. Sie wird durch Empfehlungen im CT-Umfragereport [3], in der Multi-Center-Optimierungsstudie [12] und in den ICRP-Reports 87 [16] und 102 [17] gestützt.

- Ausgangspunkt für die zusätzliche Dosisanpassung im Rumpfbereich ist die Untersuchungsart ‚Abdomen + Becken (ABDBE)‘. Zum einen handelt es sich um eine Untersuchungsart mit sehr hoher integraler Strahlenexposition; zum anderen sind die Abbildungsanforderungen (Weichteil-Kontrast) ebenfalls relativ hoch. Der $CTDI_w$ für ABDBE verbleibt deshalb auf dem Wert, der der technischen Ausstattung des Geräts entspricht (s. Tab. 8).
- Untersuchungsarten mit vergleichbaren Bildqualitätsanforderungen und/oder Absorptionsverhältnissen sollten dementsprechend mit derselben Dosis ($CTDI_w$) vorgenommen werden: Leber / Niere (LE/NI) und Gesichtsschädel + Hals (GSH). Im letzten Fall wird dem Umstand Rechnung getragen, daß der Scanbereich die Schulter (hohe Absorption) mit einschließt; nach Möglichkeit sollte die Halsregion jedoch unterteilt und mit reduzierter Dosis einstellung oberhalb der Schulter gescannt werden.
- Die verringerte Absorption in der Thorax-Region ermöglicht gegenüber dem Abdomen eine deutliche Dosisreduzierung, insbesondere dann, wenn zusätzlich zur Bilddarstellung ein weites Fenster (‚Lungenfenster‘) verwendet wird. Um eine gute Darstellung im Mediastinum und in den Lungenspitzen zu erreichen, sollte die Anpassung lediglich auf 2/3 des $CTDI_w$ -Wertes des Abdomens erfolgen. Für spezielle, hochkontrastige Fragestellungen des Thorax sind dagegen noch weitaus größere Reduktionen möglich (auf rund 1/10 des $CTDI_w$ -Wertes des Abdomens). Hierfür sollte jedoch ein spezielles Scanprotokoll erstellt und benutzt werden.
- Die Untersuchungsart Becken (BE) weist einen vergleichsweise höheren inhärenten Kontrast auf und erlaubt eine Reduktion auf 2/3 des $CTDI_w$ -Wertes des Abdomens. Ähnliche Dosisstellungen sollten bei der Untersuchung des Gesamtrumpfes (RUMPF, d.h. Thorax/Abdomen/Becken) verwendet werden.
- Beckenskelett (BS) zeichnet sich durch einen erhöhten inhärenten Kontrast aus und wird mit einer weiten Fenstereinstellung (‚Knochenfenster‘) betrachtet. Eine Reduktion auf ein Drittel des $CTDI_w$ -Wertes des Abdomens gewährleistet dennoch eine adäquate Bildqualität.
- Bei den CT-Angiographien (Aorta thorakal (ATH), Aorta abdominal (AAB) und Pulmonalgefäße (PG)) sollte von der Möglichkeit der gesteigerten Jodkontrastierung bei verringerter Röhrenspannung Gebrauch gemacht werden. Bei gleichem Kontrast-Rausch-Verhältnis erlaubt die Verwendung von 80 statt 120 kV eine Halbierung der für Abdomen bzw. Thorax empfohlenen $CTDI$ -Werte (bei nicht ausreichender Röhrenleistung 100 kV mit um 25% reduzierter Dosis).
- Hirnschädel (HS) sowie HWS und LWS (Bandscheibendiagnostik) erfordern dagegen eine hohe bis sehr hohe Kontrastauflösung. Eine zusätzliche Dosisan-

passung sollte deshalb unterbleiben. Bei unzureichender Kontrastauflösung ist ggf. eine höhere Dosis einstellung (max. Referenzwert) angezeigt. Bei knöchernen Fragestellungen der Wirbelsäule (Hochkontrast) kann die Dosis dagegen in extra dafür eingerichteten Protokollen um Faktor 3 niedriger angesetzt werden.

- Die Region Gesichtsschädel/Nasennebenhöhlen (GS/NNH) umfaßt unterschiedliche Fragestellungen, die im Vergleich zum Hirnschädel einen höheren inhärenten Kontrast aufweisen, mit einer weiten Fenstereinstellung betrachtet werden und ein Arbeiten mit deutlich kleinerer Dosis erlauben. In der Praxis sollten zwei unterschiedliche Protokolle verwendet werden: Bei Verdacht auf Frakturen reicht ein Drittel, bei Sinusitis ein Zehntel der Dosis, die für den Hirnschädel angesetzt ist.

Das hier beschriebene Konzept wurde bereits mehrfach in der Praxis an Geräten unterschiedlicher Fabrikate angewendet und durch positive Rückmeldung der betreffenden Anwender bestätigt.

5.5. Mehrschicht-CT-Geräte

Wie eine entsprechende Umfrage [14] und neuere Arbeiten [15] gezeigt haben, ist das Optimierungskonzept grundsätzlich auch bei Mehrschicht-Geräten anwendbar. Allerdings werden bei der weit überwiegenden Mehrzahl der in Deutschland installierten MSCT-Geräte bei der Rekonstruktion der Daten z-Interpolationsverfahren eingesetzt, bei denen – unabhängig vom verwendeten Pitch – effektive Schichtdicke, Rauschen und Dosis (Volumen- $CTDI$) konstant bleiben. Auch wird relativ häufig aus Bildqualitätsgründen eine überlappende Schnittführung mit Pitch < 1 verwendet; dabei spielt der Pitch eine andere Rolle, als man es vom ESCT gewohnt [6]: Beim ESCT wird das Bildrauschen von $CTDI_w$ bestimmt, beim MSCT dagegen vom $CTDI_{vol}$. Um den Einfluß des Pitches – speziell bei überlappender Schnittführung – richtig zu bewerten, ist es bei MSCT-Geräten daher angezeigt, die Optimierung anhand des $CTDI_{vol}$ vorzunehmen.

5.6. Optimierte Dosisempfehlungen

Die aus den genannten Empfehlungen resultierenden Dosisstellungen sind in Tab. 10 zusammengefaßt. Sie gelten für mit Festkörperdetektor ausgestattete Einzel- und Mehrschicht-Spiralscanner. Für ältere Gasdetektor-Geräte mit und ohne Spiralfähigkeit sind entsprechend höhere Werte, höchstens jedoch die aktuell geltenden Referenzwerte, anzusetzen.

5.7. Anpassung an die Patientenstatur

Alle bisher genannten Dosisempfehlungen gelten für normal- bis leicht übergewichtige Patienten (bis ca. BMI 27 bzw. 85 kg). Übergewichtige Patienten benötigen höhere Dosisstellungen, während bei leichtgewichtigen Pati-

Tabelle 10: Empfehlungen für optimierte Dosiseinstellungen; sie gelten für Untersuchungen an normal-bis leicht übergewichtigen Patienten, die mit einem mit Festkörperdetektor ausgestattete Einzel- oder Mehrschicht-Spiralscanner (ESCT bzw. MSCT) vorgenommen werden.

Untersuchungsart	Abk.	ESCT CTDI _w (mGy)	MSCT CTDI _{vol} (mGy)
Hirnschädel	HS	50 ¹	50 ¹
Gesichtsschädel	GS	17 ¹	17 ¹
Nasennebenhöhlen	NNH	5 ¹	5 ¹
Ges.schädel+Hals	GS+H	14 ² (28 ¹)	10 ² (20 ¹)
Thorax	THO	9 ²	7 ²
Gesamtabdomen	ABD+BE	14 ²	10 ²
Becken	BE	9 ²	7 ²
Leber / Niere	LE/NI	14 ²	10 ²
Gesamter Rumpf	RUMPF	9-14 ²	7-10 ²
Aorta thorakal	ATH	9 ² (5 ³)	7 ² (4 ³)
Aorta abdominal	AAB	14 ² (8 ³)	10 ² (6 ³)
Pulmonalgefäße	PG	9 ² (5 ³)	7 ² (4 ³)
Beckenskelett	BS	5 ²	4 ²
HWS (Bandsch.)	HWS(BS)	25 ² (50 ¹)	25 ² (50 ¹)
HWS (knöchern)	HWS	10 ² (20 ¹)	10 ² (20 ¹)
LWS (Bandsch.)	LWS(BS)	25 ²	25 ²
LWS (knöchern)	LWS	10 ²	10 ²

¹ CTDI_{vol}16 im Head-Mode ² CTDI_{vol}32 imBody-Mode ³ bei 80 kV

enten weniger Dosis erforderlich ist. An Geräten, die noch ohne Dosisautomatik arbeiten, hat sich für Untersuchungen im Rumpfbereich die Einrichtung von jeweils 3 in der Dosis unterschiedlich abgestuften Protokollen bewährt, die je nach Einschätzung der Patientenstatur (normal/schlank/kräftig) verwendet werden. Für schlanke Patienten wird eine die um 30% reduzierte, für kräftige Patienten eine um 40% erhöhte Dosiseinstellung empfohlen. Eine scheinbar genauere Anpassung nach Körpergewicht oder BMI lohnt sich nicht, da beide Größen die wahren Absorptionsverhältnisse in Patienten nur annähernd beschreiben. Im Kopfbereich sind die Absorptionsunterschiede vergleichsweise gering, so daß sich eine Anpassung erübrigt.

5.8. Protokolloptimierung bei Verwendung von Dosisautomatiken

Derzeit kommen bei Dosisautomatiken zwei unterschiedliche Konzepte zum Einsatz, die unterschiedliche Vorge-

hensweisen bei der Protokolloptimierung erfordern:

- ‚Adäquat-Rausch-Systeme‘ mit Vorwahl der Dosis (über ‚Referenz-mAs‘ o.ä.), wie sie in den Geräten der Hersteller Philips und Siemens realisiert sind, und
- ‚Konstant-Rausch-Systeme‘ mit Vorwahl der Bildqualität (‚Noise Index‘ o.ä.), wie sie in den Geräten der Hersteller GE und Toshiba zu finden sind.

Bei ‚Adäquat-Rausch-Systemen‘ kann die Optimierung im wesentlichen in derselben Weise vorgenommen werden wie bei Geräten ohne Dosisautomatik, d.h. mit den Werten aus Tab. 10 als Referenz-mAs. Normalgewichtige Patienten werden mit den eingestellten Referenz-mAs exponiert. Bei über- und untergewichtigen erfolgt stufenlos eine Anpassung der mAs; mit Verdoppelung bzw. Halbierung der mAs pro 6 bis 10 cm Dickenzu- bzw. Abnahme je nach Gerät und Betriebsart ist diese wesentlich moderater als bei ‚Konstant-Rausch-Systemen‘, die bereits bei knapp 4 cm verdoppeln bzw. halbieren. Wie einschlägige Untersuchungen gezeigt haben [18], entspricht dies dem subjektiv wahrgenommenen Rauschen bei unterschiedlicher Patientenstatur. Die eigentlichen Dosisreduktionen (bis zu 40% je nach Untersuchungsregion) ergeben sich erst durch Verwendung von Dosismodulationstechniken (angulär und/oder longitudinal).

Bei ‚Konstant-Rausch-Systemen‘ gestaltet sich die Optimierung aus mehreren Gründen dagegen wesentlich komplizierter:

- Erstens wegen der Vorwahl des Rauschens, für das es keinen den Referenzwerten vergleichbaren Konsens gibt, gepaart mit der fehlende Dosisvoranzeige; Einhaltung der vorgenommenen Einstellungen mit Dosisempfehlungen lassen sich erst nachträglich über den Mittelwert von etwa 10 Untersuchungen erkennen.
- Zweitens wegen der zu steilen Regelungscharakteristik, auf die in etlichen Arbeiten bereits hingewiesen wurde (z.B. [19], [20]). Als Konsequenz sind von einem der betroffenen Hersteller Empfehlungen zur gewichtsabhängigen Vorwahl des Rauschindex erschienen [21] (Abb. 3). Bis auf die Möglichkeit, anguläre und longitudinale Dosismodulation weiterverwenden zu können, entspricht das im Endeffekt einer manuellen Dosisan-

	Weight	Noise Index	Minimum mA	Maximum mA	kV	Pink Zone
Routine/ initial procedures	0-20 lbs = 0-9 kg	5	65	130	80	
	21-60 lbs = 9.1-27.2 kg	7	80	160	100	
	61-100 lbs = 27.3-45.4 kg	10	95	190	120	
	101-200 lbs = 45.5-90.7kg	12	110	220	120	
	>200 lbs = >90.8 kg	15	125	300	120	

Abb. 3: Empfehlungen der Herstellerfirma GE Healthcare [21] zur gewichtsabhängigen Vorwahl von Rauschindex und Begrenzung des Röhrenstroms (Rotationszeit: 0.8 s)

passung (wie in Abschnitt 5.5 beschrieben). Wegen der zu steilen Charakteristik muß zudem der Regelungsbereich durch Festlegung unterer und oberer Grenzen eingeschränkt werden.

- Drittens wegen der Eigenart, bei Änderungen der Einstellparameter Schichtdicke, Röhrenspannung und Rekonstruktionsfilter das Bildrauschen konstant halten zu wollen. Damit einhergehende Verbesserungen in der Kontrastgebung, die keine oder nur eine geringere Erhöhung der Dosis erfordern, bleiben dabei unberücksichtigt.

Aufgrund eigener Erfahrungen decken sich Rauschvorgaben, die zu einem Bildrauschen von 12 HU (Abdomen- und Halsregion) bzw. 15 HU (Thoraxregion) bei 120 kV und Bildrekonstruktion mit 5 mm Schichtdicke und Standard-Rekonstruktionsfilter führen, einigermaßen gut mit den Dosisempfehlungen in diesem Leitfaden. Unter anderen Randbedingungen (Spannung, Schichtdicke, Rekonstruktionsfilter) müssen diese Rauschvorgaben entsprechend angepaßt werden. Dazu ist eine möglich umfassende Kenntnis der Arbeitsweise der betreffenden Dosisautomatik erforderlich. Bis auf wenige Ausnahmen (z.B. [22], [23]) fehlt es bislang jedoch weitgehend an entsprechender Literatur, die diese Information in der benötigten Transparenz zur Verfügung stellen.

6. Software-unterstützte Protokolloptimierung

6.1. Geeignete Softwarelösungen

Die Optimierung von Scanprotokollen läßt sich mit Hilfe geeigneter Software erheblich vereinfachen. Zu diesem Zweck wurde im Rahmen der Konzertierte Aktion ‚CT-Expo‘ entwickelt. CT-Expo ist ein kostengünstiges CT-Dosisberechnungs- und -analyseprogramm, das auf den bei der Auswertung der CT-Umfragen benutzten Berechnungsverfahren basiert. Die Ergebnisse der CT-Umfragen wurden dabei in einer Weise integriert, die eine schnelle Bewertung des Dosisniveaus je nach Scanprotokoll und eine Ermittlung der Ursachen bei übermäßigen Dosiswerten ermöglicht. Eine ausführliche Beschreibung des Programms und seiner Anwendungsmöglichkeiten wurde in RÖFo (Ausgabe 12/2002) veröffentlicht [24].

Im folgenden wird an einem konkreten Beispiel demonstriert, wie sich die in Abschnitt 5 beschriebene Optimierung der Scanprotokolle mit Hilfe von CT-Expo vornehmen läßt. Hierzu steht ein eigenes Programm-Modul ‚Benchmarking‘ zur Verfügung. Um die Möglichkeiten dieses Moduls in vollem Umfang zu nutzen und um eine möglichst gezielte Beratung durchführen zu können, werden sämtliche Scan- und Untersuchungsparameter, die die Höhe der Strahlenexposition beeinflussen, benötigt (s.

Abschnitt 7). Dosisangaben ($CTDI_{vol}$, DLP) allein sind hierfür nicht ausreichend, da aus ihnen die Ursachen für überhöhte Dosiswerte nicht ersichtlich sind.

6.2. Beispiel aus der Praxis

Bei dem verwendeten Beispiel handelt es sich um einen Umfrageteilnehmer, der einen Spiralscanner mit Festkörperdetektor betreibt (empfohlenes relatives Dosisniveau: 65%). Das mittlere Dosisniveau dieses Anwenders liegt dagegen bei knapp über 100% (sowohl $CTDI_w$ als auch DLP) und betrifft nahezu sämtliche Untersuchungsarten (Abb. 4 und 5). Aus der Analyse der Hilfsdiagramme (Abb. 6 a-d) wird ersichtlich, daß sich Scanlängen und Anzahl der Scanserien im üblichen Rahmen bewegen und auch die Wahl der Schichtdicken keinen Anlaß für überhöhte Dosisinstellungen gibt. Der Pitch liegt jedoch – mit Ausnahme von Gesichtsschädel + Hals – stets bei eins, während Anwender von Einzelschicht-Spiralscannern üblicherweise mit einem Pitch von 1,5 arbeiten (Ausnahme: HS, HWS, LWS, die überwiegend im Sequenzmodus vorgenommen werden). Als erste Ursache wird somit eine unübliche Pitchwahl ausgemacht.

Der zweite Grund wird erst bei genauerer Betrachtung der Scanparameter (Abb. 4) deutlich: Überwiegend wird eine Aufnahmespannung von 140 kV verwendet. Die Vermutung liegt nahe, daß der Anwender diese Spannungseinstellung in dem Glauben gewählt hat, auf diese Weise – ähnlich wie bei konventionellen Röntgenuntersuchungen – Patientendosis sparen zu können. Offensichtlich wurde dabei übersehen, daß im betreffenden Gerät keine Belichtungsautomatik wirkt, die die erforderliche Anpassung des mAs-Produkts automatisch vornimmt und den Vorteil der höheren Penetrationsfähigkeit an den Patienten weitergibt. Entsprechende mAs-Anpassung vorausgesetzt, ergeben 140 kV bei gleicher Patientendosis ein um ca. 10% geringeres Bildrauschen als 120 kV. Bei Untersuchungen mit Kontrastmittelgabe überwiegen wegen der damit verbundenen, signifikanten Kontrastminderung jedoch die Nachteile, so daß in diesen Fällen 140 kV nicht zu empfehlen sind. In abgeschwächter Form gilt dies auch für die Kontrastgebung zwischen Knochen und Gewebe.

6.3. Protokolloptimierung

Der erste Schritt zur Protokolloptimierung besteht darin,

- die Aufnahmespannungen auf 120 kV zu setzen,
- die mAs-Produkte so zu reduzieren, daß der relative $CTDI_w$ -Wert bei rund 65% des Umfrage-Mittelwerts liegt (ca. 1. Quartile), und
- den Pitchfaktor (mit Ausnahme von HS, HWS und LWS) auf rund 1,5 zu bringen; hierzu sollte vorzugsweise die Schichtdicke unter Beibehaltung des bisherigen Tischvorschubes verringert werden.

Untersuchungsregion Name	Abkürzung <i>Beispiel</i>	Scanparameter										Dosiswerte				Relativwerte				
		U [kV]	i [mA]	t [s]	Q ₁ [mAs]	h ₁ [mm]	TV [mm]	h ₂ [mm]	p	L [cm]	Ser.	Spiral-Modus	CTDI _w [mGy] (je Scan)	CTDI _w [mGy] (je Untersuchung)	DLP _w [mGy*cm]	E [mSv]	CTDI _w (%)	CTDI _w (%)	DLP _w (%)	E (%)
Hirnschädel	HS	140	206	1,5	309	8	8	8	1	11,5	1	□	64,0	64,0	787	2,2	112%	114%	80%	80%
Gesichtsschädel / NNH	GS/NNH	120	170	1,5	255	5	5	5	1	9,6	1	☑	37,2	37,2	395	1,1	91%	101%	88%	89%
Ges.schädel+Hals (Hea)	GS+H(H)											□								
Ges.schädel+Hals (Bod)	GS+H(B)	120	50	1,5	75	3	6	3	2	19	1	☑	6,2	3,1	63	0,5	29%	17%	16%	17%
Thorax	THO	140	240	0,75	180	10	10	10	1	31	1	☑	21,6	21,6	711	12,9	117%	140%	141%	153%
Abdomen + Becken	ABD+BE	140	240	0,75	180	10	10	10	1	37	1,5	☑	21,6	21,6	1261	23,6	103%	121%	102%	111%
Becken	BE	140	240	0,75	180	10	10	10	1	20	1	☑	21,6	21,6	474	8,9	93%	107%	75%	82%
Leber / Niere	LE/NI	140	240	0,75	180	10	10	10	1	17	2	☑	21,6	21,6	819	15,9	101%	119%	133%	144%
Gesamter Rumpf	RUMPF	140	240	0,75	180	10	10	10	1	68	1	☑	21,6	21,6	1509	27,9	113%	136%	124%	110%
Aorta thorakal	ATH	140	240	0,75	180	10	10	10	1	23	1	☑	21,6	21,6	539	10,3	120%	154%	102%	134%
Aorta abdominal	AAB	140	240	0,75	180	10	10	10	1	25	1	☑	21,6	21,6	582	11,1	115%	147%	115%	125%
Pulmonalgefäße	PG	140	240	0,75	180	8	8	8	1	16	1	☑	21,6	21,6	379	7,5	124%	161%	163%	175%
Beckenskelett	BS	140	240	0,75	180	10	10	10	1	22	1	☑	21,6	21,6	517	10,0	74%	81%	87%	95%
HWS (Head)	HWS(H)											□								
HWS (Body)	HWS(B)	140	206	2	412	2	2	2	1	4	1	□	49,3	49,3	207	2,6	135%	140%	144%	155%
LWS	LWS	140	206	2	412	3	3	3	1	7,2	1	□	49,3	49,3	370	8,0	126%	128%	158%	170%
Effektivdosis E nach ICRP 60																				
Mittel (ungewichtet!)		137	214	1,1	220	7,8	8,0	7,8	1,1	22,2	1,1		28,6	28,4	615	10,2	104%	119%	109%	117%

* Sämtliche Relativ- und Referenzwerte beziehen sich jeweils auf die betreffenden Mittelwerte der CT-Umfrage von DRG und ZVEI aus dem Jahre 1999

Abb. 4: Scanparameter, absolute und relative Dosiswerte für die Standard-CT-Untersuchungen eines Anwenders mit einem Einschicht-Spiralscanner mit Festkörperdetektor.

Abb. 5: Darstellung der relativen Dosiswerte in den beiden Größen gewichteter CTDI (CTDI_w) und Dosislängenprodukt pro Untersuchung (DLP) für das in Abb. 4 gezeigte Beispiel. Das 100%-Niveau bei jeder Untersuchungsart entspricht dem Mittelwert aller Umfrageteilnehmer.

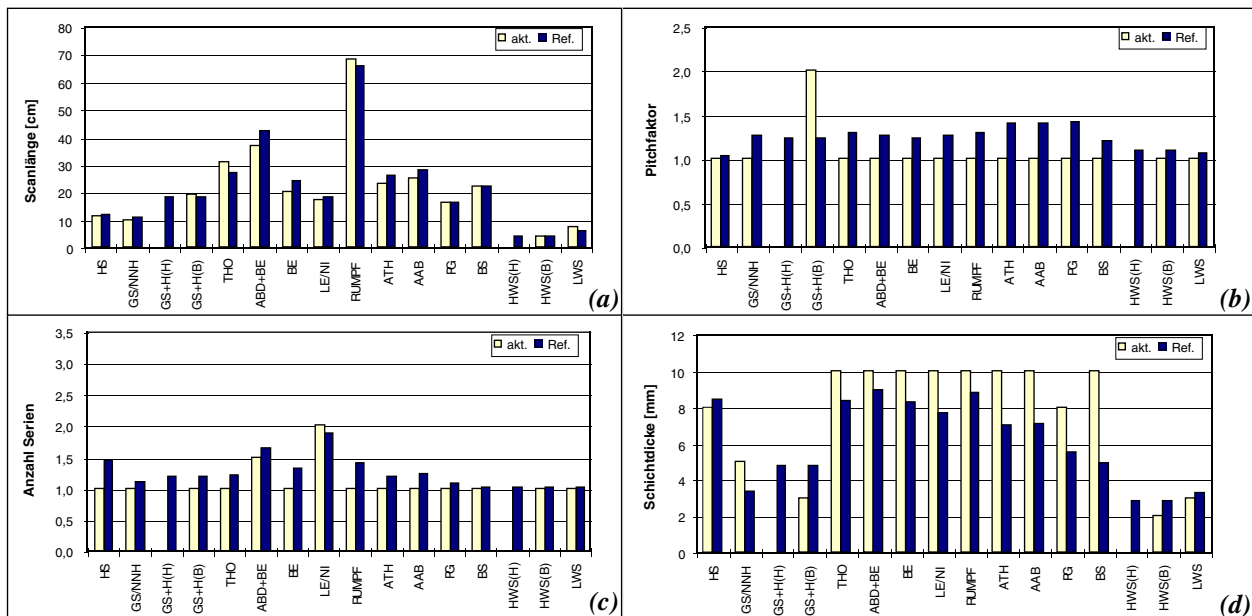
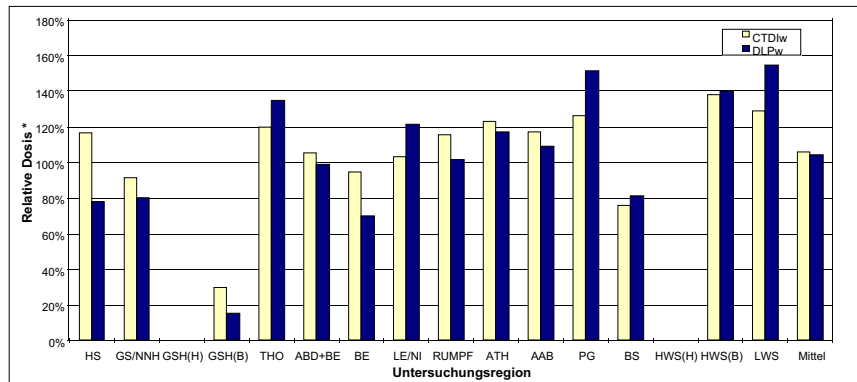


Abb. 6: Hilfsgraphiken zum Auffinden der Ursachen, die für die überhöhten Dosiswerte verantwortlich sind. Hierzu sind die aktuellen Werte und die Umfrage-Mittelwerte von Scanlänge (a), Pitchfaktor (b) und Anzahl der Serien (c) gegenübergestellt, die direkten Einfluß auf die integrale Dosisgröße DLP haben. Der Vergleich der Schichtdicken (d) kann herangezogen werden, um mögliche Gründe für überdurchschnittlich hohe lokale Dosiswerte (CTDI_w) ausfindig zu machen.

Untersuchungsregion		Scanparameter											Dosiswerte				Relativwerte						
Name	Abkürzung <i>Beispiel</i>	U [kV]	I [mA]	t [s]	Q ₀₁ [mAs]	h ₀₁ [mm]	TV [mm]	h ₀₂ [mm]	p [mm]	L [cm]	Ser.	Spiral-Modus	CTDI _w [mGy] (je Scan)	CTDI _{ref} [mGy]	DLP _w [mGy*cm] (je Untersuchung)	E [mSv]	CTDI _w (in % vom jeweiligen Mittelwert)	CTDI _{ref}	DLP _w	E			
Hirnschädel	HS	120	170	1,5	255	8	8	8	1	11,5	1	☐	37,2	37,2	458	1,3	65%	66%	47%	47%			
Gesichtsschädel / NNH	GS/NNH	120	125	1,5	188	3	5	3	1,67	9,6	1	☑	27,4	16,4	174	0,5	67%	45%	39%	39%			
Ges.schädel+Hals (Hea GS+H(H))												☐											
Ges.schädel+Hals (Bod GS+H(B))		120	110	1,5	165	3	5	3	1,67	19	1	☑	13,7	8,2	164	1,2	65%	45%	42%	45%			
Thorax	THO	120	195	0,75	146	7	10	7	1,43	31	1	☑	12,1	8,5	280	5,1	66%	55%	55%	60%			
Abdomen + Becken	ABD+BE	120	220	0,75	165	7	10	7	1,43	37	1,5	☑	13,7	9,6	561	10,5	66%	54%	45%	49%			
Becken	BE	120	240	0,75	180	7	10	7	1,43	20	1	☑	14,9	10,5	230	4,3	64%	52%	36%	40%			
Leber / Niere	LE/NI	120	220	0,75	165	7	10	7	1,43	17	2	☑	13,7	9,6	364	7,1	64%	53%	59%	64%			
Gesamter Rumpf	RUMPF	120	200	0,75	150	7	10	7	1,43	68	1	☑	12,5	8,7	610	11,3	65%	55%	41%	45%			
Aorta thorakal	ATH	120	180	0,75	135	7	10	7	1,43	23	1	☑	11,2	7,8	196	3,8	63%	56%	45%	49%			
Aorta abdominal	AAB	120	200	0,75	150	7	10	7	1,43	25	1	☑	12,5	8,7	235	4,5	66%	59%	47%	50%			
Pulmonalgefäße	PG	120	180	0,75	135	5	8	5	1,6	16	1	☑	11,2	7,0	123	2,4	64%	52%	53%	57%			
Beckenskelett	BS	120	300	0,75	225	7	10	7	1,43	22	1	☑	18,7	13,1	314	6,1	64%	49%	53%	57%			
HWS (Head)	HWS(H)											☐											
HWS (Body)	HWS(B)	120	145	2	290	2	2	2	1	4	1	☐	24,1	24,1	101	1,3	66%	68%	70%	76%			
LWS	LWS	120	155	2	310	3	3	3	1	7,2	1	☐	25,7	25,7	193	4,2	66%	67%	82%	89%			
Effektivdosis E nach ICRP 60																							
Mittel (ungewichtet!)		120	189	1,1	190	5,7	7,9	5,7	1,4	22,2	1,1		17,8	13,9	286	4,5	65%	55%	51%	55%			

* Sämtliche Relativ- und Referenzwerte beziehen sich jeweils auf die betreffenden Mittelwerte der CT-Umfrage von DRG und ZVEI aus dem Jahre 1999

Abb. 7: Scanparameter, absolute und relative Dosiswerte nach Vornahme des ersten Optimierungsschritts. Das neue Dosisniveau beträgt im Mittel 65% (CTDI_w) und 51% (DLP).

Untersuchungsregion		Scanparameter											Dosiswerte				Relativwerte						
Name	Abkürzung <i>Beispiel</i>	U [kV]	I [mA]	t [s]	Q ₀₁ [mAs]	h ₀₁ [mm]	TV [mm]	h ₀₂ [mm]	p [mm]	L [cm]	Ser.	Spiral-Modus	CTDI _w [mGy] (je Scan)	CTDI _{ref} [mGy]	DLP _w [mGy*cm] (je Untersuchung)	E [mSv]	CTDI _w (in % vom jeweiligen Mittelwert)	CTDI _{ref}	DLP _w	E			
Hirnschädel	HS	120	170	1,5	255	8	8	8	1	11,5	1	☐	37,2	37,2	458	1,3	65%	66%	47%	47%			
Gesichtsschädel / NNH	GS/NNH	120	60	1,5	90	3	5	3	1,67	9,6	1	☑	13,1	7,9	84	0,2	32%	21%	19%	19%			
Ges.schädel+Hals (Hea GS+H(H))												☐											
Ges.schädel+Hals (Bod GS+H(B))		120	110	1,5	165	3	5	3	1,67	19	1	☑	13,7	8,2	164	1,2	65%	45%	42%	45%			
Thorax	THO	120	150	0,75	113	7	10	7	1,43	31	1	☑	9,3	6,5	216	3,9	51%	42%	43%	46%			
Abdomen + Becken	ABD+BE	120	220	0,75	165	7	10	7	1,43	37	1,5	☑	13,7	9,6	561	10,5	66%	54%	45%	49%			
Becken	BE	120	150	0,75	113	7	10	7	1,43	20	1	☑	9,3	6,5	144	2,7	40%	33%	23%	25%			
Leber / Niere	LE/NI	120	220	0,75	165	7	10	7	1,43	17	2	☑	13,7	9,6	364	7,1	64%	53%	59%	64%			
Gesamter Rumpf	RUMPF	120	150	0,75	113	7	10	7	1,43	68	1	☑	9,3	6,5	458	8,5	49%	41%	31%	33%			
Aorta thorakal	ATH	80	250	0,75	188	7	10	7	1,43	23	1	☑	4,6	3,2	81	1,6	26%	23%	19%	20%			
Aorta abdominal	AAB	80	350	0,75	263	7	10	7	1,43	25	1	☑	6,5	4,5	123	2,3	35%	31%	24%	26%			
Pulmonalgefäße	PG	80	250	0,75	188	5	8	5	1,6	16	1	☑	4,6	2,9	51	1,0	27%	22%	22%	24%			
Beckenskelett	BS	120	75	0,75	56	7	10	7	1,43	22	1	☑	4,7	3,3	78	1,5	16%	12%	13%	14%			
HWS (Head)	HWS(H)											☐											
HWS (Body)	HWS(B)	120	145	2	290	2	2	2	1	4	1	☐	24,1	24,1	101	1,3	66%	68%	70%	76%			
LWS	LWS	120	155	2	310	3	3	3	1	7,2	1	☐	25,7	25,7	193	4,2	66%	67%	82%	89%			
Effektivdosis E nach ICRP 60																							
Mittel (ungewichtet!)		111	175	1,1	177	5,7	7,9	5,7	1,4	22,2	1,1		13,5	11,1	220	3,4	48%	41%	38%	41%			

* Sämtliche Relativ- und Referenzwerte beziehen sich jeweils auf die betreffenden Mittelwerte der CT-Umfrage von DRG und ZVEI aus dem Jahre 1999

Abb. 8: Scanparameter, absolute und relative Dosiswerte nach Vornahme des zweiten Optimierungsschritts. Das endgültige Dosisniveau beträgt im Mittel 48% (CTDI_w) und 38% (DLP).

Diese Maßnahmen führen bereits zu einer beträchtlichen Senkung des mittleren Dosisniveaus (Abb. 7): Beim relativen CTDI_w von 104% auf 65%; beim relativen DLP pro Untersuchung von 109% auf 51%. Die mittlere effektive Dosis beträgt nur noch 4,5 statt 9,3 mSv (-52%).

Im zweiten Schritt wird – wie in Abschnitt 5 beschrieben – eine zusätzliche mAs-Anpassung bei bestimmten Untersuchungsarten vorgenommen. Außerdem wird bei den CT-Angiographien die Spannung auf 80 kV reduziert (verbesserte Jodkontrastgebung). Dies bringt eine nochmalige Absenkung des mittleren Dosisniveaus (Abb. 8) um 17 Prozentpunkte auf 48% (CTDI_w) und um 13 Prozentpunkte

auf 38% (DLP). Die mittlere effektive Dosis reduziert sich zusätzlich von 4,5 auf 3,4 mSv.

6.4. Ergebnis

Durch Anpassung der Scanprotokolle an ein Niveau, das für einen Spiralscanner mit Festkörperdetektor üblich ist, und durch gezielte Feinabstimmung wird an der betreffenden Einrichtung eine Dosisreduzierung um 55% beim CTDI_w und um 65% beim DLP pro Untersuchung erzielt. Da letztere die für die Strahlenexposition maßgebliche Größe ist, haben die beschriebenen Optimierungsmaßnahmen in dem betreffenden Fall insgesamt eine Dosisreduktion um knapp Faktor 3 bewirkt.

7. Erfassung der Scanprotokolle

Eine gezielte Beratung ist häufig nur bei Kenntnis der Standard-Scanprotokolle, die an der jeweiligen CT-Einrichtung verwendet werden, möglich. Sofern diese nicht aus den vorgelegten Arbeitsanweisungen ersichtlich sind, wird empfohlen, eine Abfrage sämtlicher Standardprotokolle, die routinemäßig eingesetzt werden, vorzunehmen. Hierzu kann der im Anhang beigefügte Fragebogen in Verbindung mit dem Merkblatt verwendet werden. Eine noch einfachere Zusammenstellung der erforderlichen Daten ist gegeben, wenn der Anwender selbst mit CT-Expo arbeitet. Dieses Programm ersetzt zugleich die an älteren Geräten noch fehlende Dosisanzeige. Allerdings ist darauf zu achten, daß die Eingabe der Scanparameter in das Programm mit der erforderlichen Sorgfalt vorgenommen wird. Das Handbuch zu CT-Expo gibt hierzu zahlreiche Hinweise.

Als besonders wichtig hat sich dies bei Mehrschicht-CT-Geräten (MSCT) herausgestellt. Bei diesen Geräten werden die Scanparameter – je nach Gerätehersteller – unterschiedlich und in einer Form angeboten, die teilweise ganz erheblich von der Darstellung abweicht, die vom Einschicht-CT (ESCT) gewohnt ist. Speziell hierzu hält das CT-Expo-Handbuch entsprechende ‚Übersetzungshilfen‘ bereit.

Da die meisten Geräte über eine geräteseitige Dosisanzeige verfügt, sollten deren Werte stets mit abgefragt werden. Dies erlaubt zugleich eine Plausibilitätskontrolle der angegebenen Scanparameter.

Literatur

- [1] Jahresbericht 2007 des Bundesamts für Strahlenschutz. Download: www.bfs.de/bfs/druck/jahresberichte/jb2007_komplett.pdf
- [2] Verordnung zur Änderung der Röntgenverordnung und anderer atomrechtlicher Verordnungen vom 18. Juni 2002. Kontaktadresse: www.bmu.de
- [3] 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 (PDF-Version: www.sascrad.de/page13.php)
- [4] Bundesamt für Strahlenschutz. Bekanntmachung der diagnostischen Referenzwerte für radiologische und nuklearmedizinische Untersuchungen vom 10. Juli 2003. Bundesanzeiger Nummer 143 vom 5.8.2003, 17503 - 17504
- [5] Bundesamt für Strahlenschutz. Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenuntersuchungen vom 22. Juni 2010. Bundesanzeiger vom 28. Juli 2010 (www.bfs.de/de/ion/medizin/referenzwerte02.pdf)
- [6] Nagel HD (Hrsg.), Galanski M, Hidajat N, Maier W, Schmidt Th. Strahlenexposition in der Computertomographie – Grundlagen, Einflußfaktoren, Dosisermittlung, Optimierung, Zahlenwerte, Begriffe. 3. überarbeitete und aktualisierte Auflage. Hamburg: CTB Publications, 2002. Kontaktadresse: ctb-publications@gmx.de
- [7] Galanski M, Nagel HD, Stamm G. Strahlenexposition in der pädiatrischen CT - Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage 2005/06. Download: www.mh-hannover.de/7965.html oder www.sascrad.de/page13.php
- [8] International Electrotechnical Commission. Medical Electrical Equipment - Part 2: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography. IEC-Standard 60601-2-44 Ed. 2.0. Geneva: IEC, 2001
- [9] Richtlinie nach StrSchV und RöV „Ärztliche und zahnärztliche Stellen“. Bundesministerium des Inneren, Gemeinsames Ministerialblatt Nr. 14 v. 12.02.2004, S. 258-268
- [10] Bundesärztekammer. Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomographie [23.11.2007] (www.bundesaerztekammer.de/downloads/LeitCT2007Korr-1.pdf)
- [11] Leitfaden zur Handhabung der diagnostischen Referenzwerte (Stand: November 2004). Download: ikrweb.uni-muenster.de/aqs/Leitlinien/Roentgendiagnostik/Leitfaden_DRW_12_04.pdf
- [12] Galanski M. Multi-Center-Studie zur Ermittlung optimierter Dosisvorgaben. In: Nagel HD et al. 5 Jahre konzertierte Aktion Dosisreduktion CT - was wurde erreicht, was ist noch zu tun? Fortschr. Röntgenstr. 2004; 176:1683-1694 (PDF-Version: www.sascrad.de/page13.php)
- [13] National Radiological Protection Board. Guidelines on patient dose to promote the optimisation of protection for diagnostic medical exposures. Documents of the NRPB, Volume 10 No. 1, 1999
- [14] 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 nationwide survey. Eur. Radiol 2003; 13: 1979 - 1991
- [15] Wedegärtner U, Nagel HD, Weber C, Koops A, Nolte-Ernsting C, Adam G. Dünn- und dickschichtige MSCT-Untersuchungen bei Niedrigkontrastobjekten (Leberläsionen): Vergleich der Bildqualität bei gleicher Dosis. Fortschr. Röntgenstr. 2004; 176:1676-1682
- [16] International Commission on Radiological Protection. Managing patient dose in computed tomography. Annals of the ICRP Vol. 30/4, ICRP Publication 87. New York: Elsevier, 2001
- [17] International Commission on Radiological Protection. Managing patient dose in multi-detector computed tomography (MDCT). ICRP Publication 102. New York: Elsevier, 2007
- [18] Wilting JE, Zwartkruis A, van Leeuwen MA et al. A rational approach to dose reduction in CT: Individualized scan protocols. Eur Radiol 2001; 11: 2627-2632
- [19] Brisse H, Madec L, Gaboriaud G et al. Automatic exposure control in multichannel CT with tube current modulation to achieve a constant level of image noise: Experimental assessment on pediatric phantoms. Med. Phys. 2007; 34: 3018-3033
- [20] Schindera ST, Nelson RC, Toth TL et al. Effect of patient size on radiation dose for abdominal MDCT with automatic tube current modulation: Phantom study. AJR 2008; 190: W100-W105
- [21] GE Healthcare. FeatherLight Imaging - technology for dose optimization - CT procedure-based protocols. Supplement to CT Clarity Magazine, a GE Healthcare publication, Spring 2009
- [22] Nagel HD, Gosch D, Stumpp P, Kahn T. Performance of an automatic dose control system for CT: Specifications and basic phantom tests. Zur Publikation in Fortschr. Röntgenstr. angenommen (2010)

- [23] Gosch D, Stumpp P, Kahn T, Nagel H. Performance of an automatic dose control system for CT: Anthropomorphic phantom studies. Zur Publikation in Fortschr. Röntgenstr. angenommen (2010)
- [24] Stamm G, Nagel HD. CT-Expo – ein neuartiges Programm zur Dosisevaluierung in der CT. Fortschr. Röntgenstr. 2002; 174: 1570 – 1576 (Info: stamm.georg@mh-hannover.de)

Danksagung

Die Verfasser danken allen Kollegen, die durch Kommentare und Verbesserungsvorschläge zur Entstehung des vorliegenden Leitfadens beigetragen haben:

Dr. med. U. Feigen (AK St. Georg, Hamburg)
Prof. Dr. med. M. Galanski (Med. Hochschule Hannover)
PD Dr. med. Dipl.-Math. N. Hidajat (KHS Peine)
Dr. rer. biol. hum. M. Schätzl (Ärztl. Stelle ÄK Bayern)
Dr. rer. nat. G. Stamm (Med. Hochschule Hannover)
PD Dr. med. M. Walz (Ärztl. Stelle Hessen)

Anhang: Fragebogen

Institut		Gerätehersteller		Gerätetyp		Inbetriebnahme									
						Monat: _____ Jahr: _____									
Ansprechpartner für Rückfragen? (1) Tel. oder E-Mail: _____															
Untersuchungsparameter				Scanparameter				Rekonstruktion & Display				Dosisanzeige (13)			
Untersuchungsregion	Scanvolumen (ca.-Angaben)		Anzahl Serien(3)	U [kV]	I (4) [mA]	t _r (5) [s]	N (6)	h _{ca} (7) [mm]	TV (8) [mm]	h _{rec} (9) [mm]	RI (10) [mm]	FK (11)	Fenster (12) Window Level	CTD _{vol} [mGy]	DLP [mGy · cm]
	obere Grenze	untere Grenze													
Hirnschädel (14)	Vertex bis Basis	infratentoriell supratentoriell													
Gesichtsschädel / NNH (15)	Stirnhöhle bis Keilbeinhöhle	Fraktur Sinusitis													
Gesichtsschädel / Hals (16)	Sella bis SD-Unterrand	Halsbereich Schulterbereich													
Thorax	C7/D1	Sinus													
Abdomen incl. Becken (17)	Zwerchfellkuppe bis Symphyse	Nativserie KM-Serie													
Becken	unt. Nierenpol	Symphyse													
Leber / Niere	Zwerchfellkuppe	unt. Nierenpol													
Gesamter Rumpf (18)	C7/D1 bis Symphyse	Tumorstaging Polytrauma													
Aorta thorakal	Clavicula	Zwerchfell													
Aorta abdominal	Zwerchfell	Hüftgelenk													
Pulmonalgefäße	Clavicula	Zwerchfellkuppe													
Beckenskelett	Beckenkamm	Sitzbeinhöcker													
Halswirbelsäule (19)	Bandscheibendiagnostik Fraktur														
Lendenwirbelsäule (19)	Bandscheibendiagnostik Fraktur														

Filterkern (FK)	Code (11)
Stark glättend	VSM
Glättend	SMO
Leicht glättend	LSM
Standard	STD
Leicht schärfend	LSH
Schärfend	SHA
Stark schärfend	VSH
Spezial-Filter	SPZ

Angabe des Röhrenstroms I (4)
Bitte ankreuzen:
mA oder
mAs ?
Elektrische mA oder
Effektive mA (4b) ?
Feststrom oder Dosis-
automatik (4c,d) ?

Hinweise:

- Die Angaben sollen sich auf Standarduntersuchungen beziehen
- Bei mehreren Geräten für jeden Scanner bitte einen separaten Bogen
- Bitte unbedingt die Erläuterungen auf dem "Merkblatt" beachten!
Die Zahlenangaben in (..) beziehen sich auf das Merkblatt.

Anhang: Erläuterungen zum Fragebogen

Um zeitaufwendige Rückfragen zu vermeiden, bitten wir Sie, die folgenden Erläuterungen sorgfältig zu lesen und beim Ausfüllen des Fragebogens unbedingt zu beachten:

- (1) Bitte nennen Sie uns einen Ansprechpartner für Rückfragen.
- (2) Bitte geben Sie in dem Feld ‚ca. Länge‘ die ungefähre typische Länge des Scanbereichs in [cm] an (nicht die des Übersichtsradiogramms zur Scanplanung!). Für die Regionen HWS und LWS tragen Sie bitte neben der Gesamtlänge der dabei gescannten Abschnitte auch die typische Anzahl der untersuchten Segmente in die entsprechenden Felder ein. (Anm.: Die im Formular aufgeführten anatomischen Grenzen des Scanbereichs dienen ausschließlich zur Orientierung).
- (3) Die Anzahl der Serien bezieht sich darauf, ob Sie die Untersuchungsregion mehrfach abscannen (z.B. nativ und mit KM oder Standard + HR würde 2 Serien entsprechen). Wird die Untersuchungsregion dagegen in mehreren Abschnitten gescannt (z.B. ‚Gesamtrumpf‘ als Thorax + Oberbauch + Becken), so entspricht das nur einer Serie. Erstreckt sich eine der Serien nur über einen Teil der Untersuchungsregion, so geben Sie dies bitte als Bruchteil an (z.B. 1. Serie = Oberbauch nativ, 2. Serie = gesamtes Abdomen ergibt insgesamt 1,5 Serien für Untersuchungsregion ‚Abdomen + Becken‘). Wenn bei Ihnen die Anzahl der Serien je nach Fragestellung variiert, geben Sie bitte einen Wert an, der der durchschnittlichen Häufigkeit in etwa entspricht (z.B. Hirnschädel: 80% nativ, 20% nativ + KM ergibt durchschnittlich 1,25 Serien).
- (4) Im Feld ‚I [mA]‘ geben Sie bitte den Röhrenstrom (in [mA]) oder das mAs-Produkt pro Scan oder Rotation (nicht das Gesamt-mAs-Produkt!) an. Im Kasten am unteren Rand des Fragebogens erläutern Sie bitte,
 - a) ob Ihre Angabe für den Röhrenstrom (mA) oder das mAs-Produkt gilt;
 - b) ob Ihr Gerät elektrische oder effektive mAs (d.h. elektrische mAs dividiert durch Pitch, auch: ‚mAs per slice‘) anzeigt;
 - c) ob Ihr Gerät über eine Dosisautomatik verfügt (z.B. ‚DoseRight‘ o.ä.); in diesem Fall geben Sie bitte die mAs-Werte an, die sich nach Ihren Erfahrungen bei einem Patienten mit durchschnittlichen Abmessungen einstellen;
 - d) ob Ihr Gerät mit speziellen Dosisregelungen arbeitet, die den Röhrenstrom längs und/oder quer zur Patientenachse automatisch an die Absorptionsverhältnisse anpassen (z.B. ‚Auto-mA‘, ‚CARE dose‘ o.ä.); in diesem Fall ist es erforderlich, dass Sie den Mittelwert aus den bei den einzelnen Schichten angegebenen mAs-Werten für einen typischen Patienten bilden.
- (5) Mit t_r ist die verwendete Rotationszeit gemeint, nicht die Gesamt-Scanzeit.
- (6) Im Feld ‚N‘ geben Sie bitte die Anzahl der Schichten, die pro Umdrehung gleichzeitig gescannt werden, an.
- (7) Für die Schichtkollimation h_{col} tragen Sie bitte die Einzel-Kollimation ein, mit der der Scan vorgenommen wird, also bei einem Scan mit z.B. 4 x 2,5 mm entsprechend 2,5 mm.
- (8) Im Feld ‚TV‘ geben Sie bitte den Tischvorschub (in [mm] pro Rotation (bzw. Inkrement)) an, nicht die Tischgeschwindigkeit (in [mm/sec]); ist lediglich der Pitch p angegeben, so gilt: $TV = p / (N \cdot h_{col})$
- (9) Für das Feld ‚ h_{rec} ‘ machen Sie bitte die entsprechenden Angaben, wie die beim Scanvorgang akquirierten Daten rekonstruiert werden, ob also z.B. bei einem Scan von 4 x 1,25 die Schichten auch als solche rekonstruiert werden oder ob eine Rekonstruktion in Form von 2,5 mm dicken Schichten erfolgt. Sollten Sie jeweils die dünnstmöglichen Schichten rekonstruieren, zur Befundung aber dickere Schichten verwenden (mittels Postprocessing), so geben Sie bitte die zur Befundung überwiegend verwendete Schichtdicke an.
- (10) Für das Rekonstruktionsintervall RI geben Sie bitte den Abstand der rekonstruierten Bilder zueinander an.
- (11) Im Feld ‚FK‘ verwenden Sie bitte für die Faltungskerne (=Rekonstruktionsfilter) anstelle der firmenspezifischen Bezeichnungen die Kürzel, die im Kasten am unteren Rand des Fragebogens aufgelistet sind.
- (12) Fenstereinstellung: Geben Sie bitte die Werte für Window und Level an, mit denen Sie die Befundung üblicherweise vornehmen.
- (13) Die Mehrzahl der Geräte verfügt über eine Dosisanzeige (mindestens $CTDI_{vol}$, vielfach auch Dosislängenprodukt (DLP). Bitte tragen Sie in das Feld ‚Dosisanzeige‘ die an Ihrem Scanner angezeigten Werte in den im Fragebogen angegebenen Maßeinheiten pro Schicht bzw. Rotation (CTDI) und für jeweils eine komplette Scanserie (DLP) ein.
- (14) Bei ‚Hirnschädel‘ machen Sie bitte getrennte Angaben für den infra- und supratentoriellen Abschnitt.
- (15) Bei ‚Gesichtsschädel/NNH‘ machen Sie bitte getrennte Angaben für Fraktur- und Sinusitis-Protokoll.
- (16) Bei ‚Gesichtsschädel/Hals‘ machen Sie bitte getrennte Angaben für den Hals- und den Schulterabschnitt.
- (17) Bei ‚Abdomen incl. Becken‘ machen Sie bitte getrennte Angaben für die Nativ- und die KM-Serie.
- (18) Bei ‚Gesamter Rumpf‘ machen Sie bitte getrennte Angaben für das Staging- und das Trauma-Protokoll.
- (19) Bei ‚Gesamter Rumpf‘ machen Sie bitte getrennte Angaben für das Staging- und das Trauma-Protokoll.