

# LEITFADEN ZUR BEWERTUNG UND OPTIMIERUNG DER STRAHLENEXPOSITION BEI CT-UNTERSUCHUNGEN

## 1. EINLEITUNG

Trotz ihres relativ geringen Anteils an allen Röntgenuntersuchungen von rund 5% weist die Computertomographie (CT) mit ca. 40% einen überproportional hohen Anteil an der kollektiven Strahlenexposition der bundesdeutschen Bevölkerung aus medizinischen Quellen auf. 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 neu 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 [1] 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 Erstel-

lung 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 objektivierte Beurteilung.

### 2.3. Diagnostische Referenzwerte für die CT

Grundlage für die diagnostischen Referenzwerte bei CT-Untersuchungen sind die Ergebnisse der bundesweiten Umfrage zur CT-Expositionspraxis im Jahre 1999. Entsprechende Vorschläge für insgesamt 14 Standard-CT-Untersuchungen (Tabelle 1), basierend auf der 3. Quartile der Umfrageergebnisse, sind in dem Report zur Umfrage [2] dokumentiert und wurden an das Bundesamt für Strahlenschutz weitergeleitet. Die auf dieser Basis vom BfS festgelegten, amtlichen diagnostischen Referenzwerte [3] sind in Tabelle 2 aufgeführt.

### 2.4. Verwendete CT-Dosismessgrößen

Die Dosisangaben erfolgen in den beiden Dosismessgrößen ‚Gewichteter CTDI ( $CTDI_w$ )‘ und ‚Dosislängenprodukt (DLP)‘. Der  $CTDI_w$  stellt ein Maß für die ‚Intensität‘ einer Bestrahlung dar und wird für ein bestimmtes Gerät von den gewählten Expositionsparametern (Spannung, mAs-Produkt, ggf. Schichtdicke) bestimmt. Das auf dem  $CTDI_w$  basierende DLP berücksichtigt zusätzlich untersuchungsspezifische Faktoren wie die Scanlänge und den Pitchfaktor sowie – je nach Vereinbarung – die Anzahl der Scanserien. Als Analogon zum Dosisflächenprodukt in der konventionellen Röntgendiagnostik ist das DLP ein Maß für die integrale Strahlenexposition. Die bislang übliche, aus der CT-Leitlinie der Bundesärztekammer (BÄK) [4] stammende Dosisgröße ‚Dosis frei Luft auf der Systemachse (Achsendosis frei Luft)‘ ist dafür entfallen. Wei-

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

Untersuchungsregion	CTDI <sub>w</sub> (mGy) (pro Schicht)		DLP <sub>w</sub> (mGy·cm) (pro Scanserie)	
	1. Qrt.	3. Qrt.	1. Qrt.	3. Qrt.
Hirnschädel *	45	66	520	780
Gesichtsschädel / NNH *	25	56	190	570
Gesichtsschädel + Hals *	26	46	350	740
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 *	48	80	180	320
LWS	30	47	170	280

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

tere Einzelheiten zu den CT-spezifischen Dosisgrößen können der Quelle [5] entnommen werden.

## 2.5 Pädiatrische CT-Referenzwerte

Bislang wurden vom BfS noch keine gesonderten Referenzwerte für pädiatrische CT-Untersuchungen festgelegt. Auf europäischer Ebene gibt es hierzu jedoch erste Vorschläge. Sie wurden in einer europaweiten Umfrage mit 40 Teilnehmern ermittelt [6]. In Tabelle 3 sind die entsprechenden Werte (gewichteter CTDI und Dosislängenprodukt für die Gesamt-Untersuchung) für drei Altersgruppen (<1 Jahr, 5 Jahre, 10 Jahre) und fünf Untersuchungsarten aufgeführt. Bei den genannten Werten handelt es sich um die dritte Quartile der Umfrageergebnisse. Alle Werte beziehen sich auf den CTDI für das kleinere Kopfphantom mit 16 cm Durchmesser (CTDI<sub>w,H</sub>). Bis zur Aufstellung eigener Referenzwerte können diese Werte zumindest zur ersten Orientierung herangezogen werden

## 2.6. Besondere Hinweise

Bei den Angaben zum DLP in Tabelle 1 ist zu beachten, dass diese lediglich für eine einzelne Scanserie und nicht für die Gesamtuntersuchung gelten. Grund hierfür war die Überlegung, dass sich die Festlegung des integralen Dosisreferenzwerts auf die vorwiegend physikalischen Einflußgrößen beschränken sollte, wohingegen ein eindeutig untersuchungsbezogener Parameter wie die Anzahl der Scanserien Gegenstand der ärztlichen Leitlinien sein muss. Angaben zu der derzeit üblichen, durchschnittlichen Anzahl der Scanserien einzelner Untersuchungsarten („Ser.“) wie auch zu den anderen Scanparametern sind in Tab. 4 zusammengestellt.

**Tabelle 2:** Vom BfS festgelegte, amtliche diagnostische Referenzwerte für CT-Untersuchungen [4]; die angegebenen DLP-Werte gelten für komplette Untersuchungen, die ggf. aus mehreren Scanserien bestehen.

CT-UNTERSUCHUNGSART	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	DLP (mGy·cm)
Hirnschädel	60	1050
Gesichtsschädel/ Nasennebenhöhlen *	35	360
Thorax	22	650
Abdomen	24	1500
Becken	28	750
Oberbauch	25	770
Lendenwirbelsäule **	47	280

\* bei Sinusitis; ggf. höhere Werte bei Frakturdiagnostik  
\*\* im Rahmen der Bandscheibendiagnostik

**Tab. 3** Erste Vorschläge zu Referenzdosiswerten für pädiatrische CT-Untersuchungen, basierend auf einer europaweiten Umfrage mit 40 Teilnehmern [6].

CT-Untersuchungsart	Referenzdosiswerte <sup>a</sup>		
	Alter (Jahre)	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	DLP <sub>w</sub> <sup>b</sup> (mGy·cm)
Hirnschädel	<1	40	300 <sup>c</sup>
	5	60	600 <sup>c</sup>
	10	70	750 <sup>c</sup>
Thorax (Standard) <sup>d</sup>	<1	20	200
	5	30	400
	10	30	600
Thorax (HRCT)	<1	30	50
	5	40	75
	10	50	100
Oberes Abdomen <sup>d</sup>	<1	20	330
	5	25	360
	10	30	800
Unteres Abdomen und Becken <sup>d</sup>	<1	20	170
	5	25	250
	10	30	500

Anmerkungen:  
<sup>a</sup> Sämtliche Angaben auf Basis des 16 cm-Kopfphantoms  
<sup>b</sup> DLP-Werte gelten für Gesamt-Untersuchung  
<sup>c</sup> DLP-Werte für Hirnschädel gelten pro Scanserie  
<sup>d</sup> Untersuchungsdurchführung überwiegend mittels Spiral-CT

Bei Festlegung der amtlichen diagnostischen Referenzwerte wurden jedoch – entgegen der im Report zur Umfrage [2] ausgesprochenen Empfehlung - DLP-Werte für die Gesamtuntersuchung formuliert (s. Tab. 2). Diese fallen gegenüber den Vorschlägen in Tab. 1 entsprechend höher aus.

## 2.7. Geräteseitige Dosisanzeige

Neuere Geräte besitzen eine Dosisanzeige, die zumindest Angaben zum gewichteten CTDI bereitstellt [7]. Dabei handelt es sich allerdings um den pitchkorrigierten CTDI<sub>w</sub> (CTDI<sub>vol</sub>=CTDI<sub>w,eff</sub>); dies ist stets der Fall, selbst dann, wenn die Dosisanzeige nur mit CTDI<sub>w</sub> oder CTDI bezeichnet

net ist. Die Referenzwerte basieren jedoch auf dem ursprünglichen, nicht-pitchkorrigierten  $CTDI_w$ . Vor einem Vergleich mit den Referenzwerten müssen die am Gerät angezeigten Werte deshalb zunächst umgerechnet werden. Dies erfolgt durch Multiplikation mit dem Pitchfaktor .

Ferner ist zu beachten, dass bei Untersuchungen der Halsregion in der Regel der niedrigere Body-CTDI-Wert ( $CTDI_{w,B}$ ) angezeigt wird und nicht - wie man aufgrund des geringeren Durchmessers der Halsregion annehmen könnte - der höhere Head-CTDI-Wert ( $CTDI_{w,H}$ ). 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  $CTDI_{w,H}$ -Werte für das Kopfphantom sind rund doppelt so hoch wie die entsprechenden Werte, die für das Rumpphantom gelten (Spannweite je nach Gerät: Faktor 1,4 bis 4,6). Um in den genannten Fällen die Dosisanzeige (Basis:  $CTDI_{w,B}$ ) zum Vergleich mit Referenzwerten (Basis:  $CTDI_{w,H}$ ) heranziehen zu können, ist deshalb eine Umrechnung erforderlich. Entsprechende Informationen sind in den Gerätedaten-Tabellen in der Quelle [5] zu finden.

Die Anzeige des Dosislängenprodukts ist dagegen zur Zeit nicht obligatorisch, wird aber bei einigen neueren Geräte bereits angeboten. 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.

### 3. AUFGABE DER ÄRZTLICHEN STELLEN

Die ärztlichen und zahnärztlichen Stellen haben im Rah-

men 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 [7] 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 [1] mit ihren Ausführungsbestimmungen und Richtlinien sowie die geltenden Leitlinien für die Durchführung von CT-Untersuchungen [4]. Neu hinzugekommen sind die diagnostischen Referenzwerte [3].

### 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 verwendete

**Tabelle 4:** 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. Report [2]).

Untersuchung	Untersuchungsparameter											Dosiswerte (pro Schicht bzw. pro Serie)						
	Region		(Mittelwerte)									(Mittelwerte)						
	L (cm)	n	U	I	t	Q	h	TV	p	Ser.	CTDI <sub>L</sub>	CTDI <sub>w</sub>	DLP <sub>w</sub>	E				
Annahme (m.)	ist (w.)	(kV)	(mA)	(s)	(mAs)	(mm)	(mm)			(mGy)	(mGy)	(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
<b>Mittelwerte (ungew.)</b>	<b>24</b>	<b>22</b>	<b>23</b>	<b>639</b>	<b>126</b>	<b>169</b>	<b>1,7</b>	<b>252</b>	<b>6,4</b>	<b>7,8</b>	<b>1,2</b>	<b>1,3</b>	<b>62</b>	<b>31</b>	<b>495</b>	<b>473</b>	<b>5,4</b>	<b>7,2</b>

ten Parameter. Eine Zusammenstellung der Prüfkriterien zu diesen Punkten ist in Tabelle 5 aufgelistet. Hinweise zum Arbeiten mit älteren, nicht-spiralfähigen Geräten liefert die CT-Leitlinie der Bundesärztekammer [4]. Zur Beurteilung der Arbeitsweise mit Spiral- und Mehrschicht-CT-Geräten können - bis zum Vorliegen einer überarbeiteten CT-Leitlinie - die beiden Standard-Werke von Galanski und Prokop [9],[10] herangezogen werden.

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 Durch-

schnitt aus 10 Fällen einer bestimmten Standard-Untersuchungsart gebildet werden. 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 vor mehr als 10 Jahren [4] noch einen erheblichen Spielraum zur Dosisoptimierung aufweist. Hinweise hierfür ergeben sich zum einen aus der Analyse der Umfragedaten [2], zum anderen aus den Ergebnissen einer kürzlich abgeschlossenen Multi-Center-Optimierungsstudie [11]. Die als Basis für die Festlegung der diagnostischen Referenzwerte verwendete 3. Quartile der Umfrageergebnisse (d.h. die Dosiswerte, die von 75% der Umfrageteilnehmer eingehalten wurden) stellt 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. Ta-

**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? 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?

belle 1). 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 [2].

Anwender älterer, nicht spiralfähiger Geräte mit Gasdetektor müssen zumindest im Mittel die Werte der 3. Quartile einhalten, während sich Anwender moderner Spiral-scanner mit Festkörperdetektor vorrangig an den Werten der 1. Quartile orientieren sollten. Dieser Vorschlag ist im Einklang mit neueren Überlegungen [12], 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. Darunter 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), konsequenter Verwendung eines Pitchfaktors von 1,5 bei allen für Spiral-CT geeigneten Fragestellungen und konsequenter Begrenzung der Scanlänge auf das von der Fragestellung geforderte Maß relativ leicht einzuhalten sind. Letzteres gilt speziell für die Untersuchung des gesamten Abdomens incl. Becken, die eher die Ausnahme als die Regel sein sollte, und für die Wirbelsäulenuntersuchungen, die sich nur auf die fraglichen Segmente beschränken sollten, anstatt den gesam-

**Tabelle 6:** 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 [2] ermittelt wurden, und gelten für den gewichteten CTDI (bzw. bei MSCT-Geräten für den effektiven CTDI ( $CTDI_w/Pitch = CTDI_{vol}$ )).

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

ten WS-Abschnitt zu scannen. Außerdem ist offensichtlich, dass – wie im klinischen Kapitel des Reports [2] dargestellt – in allen Untersuchungsregionen mit hohem inhärenten Objektcontrast (Lunge, Skelett, NNH) auch die lokale Dosis ( $CTDI_w$ ) deutlich reduziert werden kann.

#### 4.7. Pädiatrische CT-Untersuchungen

Die Beurteilung der Verhältnismäßigkeit der Dosiswerte bei pädiatrischen CT-Untersuchungen sollte zunächst anhand der in Tab. 3 vorgeschlagenen Werte erfolgen. Für weitergehende Optimierungsschritte gelten ähnliche Überlegungen wie bei Untersuchungen an Erwachsenen. Bei pädiatrischen Patienten reichen jedoch wegen des kleineren Körperdurchmessers für Kinder rund 2/3 und für Neugeborene/Kleinkinder rund 1/3 des bei Erwachsenen benötigten mAs-Produktes für eine gute Bildqualität aus [5].

### 5. OPTIMIERUNG VON SCANPROTOKOLLEN

#### 5.1. Ausgangspunkt

Wesentliche Orientierungshilfe bei der Optimierung von CT-Scanprotokollen sind die Ergebnisse der bundesweiten CT-Umfrage von 1999 [2]. Eine erstes Richtmaß stellt dabei die mittlere Dosis für die einzelnen Standard-Untersuchungsarten dar (s. Tab. 4), die ein relatives Dosisniveau von 100% definiert. 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).

#### 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 Rechnung trägt (Tab. 6). Als dosisrelevante Ausstattungsmerkmale dienen der Detektortyp (Gas- oder Festkörperdetektor) und die Spiralfähigkeit (vorhanden/nicht vorhanden). 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 vor, die sich an den speziellen Gegebenheiten der jeweiligen Untersuchungsart orientiert. Diese Gegebenheiten sind bei einigen Untersuchungsarten in den Mittel- und Quartilwerten der Umfrage nur unzureichend berücksichtigt. Wie diese zusätzliche Anpassung vorgenommen werden sollte, ist in Tab. 7 dargestellt und wird im folgenden beschrieben und begründet.

#### 5.4. Begründung der Optimierungsstrategie

Die in Tab. 7 dargestellte Optimierungsstrategie basiert auf einer detaillierten Analyse der Scanprotokolle ausgewählter Umfrageteilnehmer. Sie wird durch entsprechende Empfehlungen im CT-Umfragereport [2], in der Multi-Center-Optimierungsstudie [11] und in ICRP-Report 87 [15] 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. 5).
- Untersuchungsarten mit vergleichbaren Bildqualitätsanforderungen und/oder Absorptionsverhältnissen sollten dementsprechend mit derselben Dosis ( $CTDI_w$ ) vorgenommen werden: Leber / Niere (LE/NI), Aorta abdominal (AAB), 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 den halben  $CTDI_w$ -Wert des Abdomens erfolgen. Ebenso sollte bei den Untersuchungsarten Aorta thorakal (ATH) und Pulmonalgefäße (PG) verfahren werden. Für spezielle, hochkontrastige Fragestellungen des Thorax sind dagegen noch weit aus größere Reduktionen möglich (auf rund 1/10 des  $CTDI_w$ -Werts des Abdomens). Hierfür sollte jedoch ein spezielles Scanprotokoll erstellt und benutzt werden.
- Die Untersuchungsart Becken (BE) ist durch einen vergleichsweise höheren inhärenten Kontrast gekennzeichnet und erlaubt eine Reduktion auf 2/3 des  $CTDI_w$ -Werts des Abdomens. Dieselbe Dosis einstellung sollte 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 zudem mit einer weiten Fenstereinstellung (‚Knochenfenster‘) betrachtet. Eine Reduktion auf ein Drittel des  $CTDI_w$ -Werts des Abdomens gewährleistet dennoch eine adäquate Bildqualität.
- Hirnschädel (HS), HWS und LWS erfordern dagegen eine hohe bis sehr hohe Kontrastauflösung. Eine zusätzliche Dosisanpassung sollte deshalb unterbleiben.
- Der Bereich Gesichtsschädel/Nasennebenhöhlen (GS/NNH) umfaßt unterschiedliche Fragestellungen, die im Vergleich zum Hirnschädel durch einen höheren inhärenten Kontrast gekennzeichnet sind, mit einer weiten Fenstereinstellung betrachtet werden und ein Arbeiten mit deutlich reduzierter Dosis erlauben. In der Praxis sollten zwei unterschiedliche Protokolle verwendet werden: Bei Verdacht auf Frakturen reicht ein Drittel,

**Tabelle 7:** Strategie 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 5 getroffene Einteilung.

Untersuchungsart	Abk.	Dosisniveau	Kommentar
Hirnschädel	HS	Entsprechend Geräteausstattung	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 1/2 Abdomen	Hochkontrast, geringere Schwächung
Abdomen incl. Becken	ABD+BE	Entsprechend Geräteausstattung	Eckwert, DLP hoch
Becken	BE	$CTDI_w$ wie 2/3 Abdomen	besserer Kontrast
Leber / Niere	LE/NI	$CTDI_w$ wie Abdomen	wie Abdomen
Gesamter Rumpf	RUMPF	$CTDI_w$ wie 2/3 Abdomen	Lunge, Becken
Aorta thorakal	ATH	$CTDI_w$ wie 1/2 Abdomen	geringere Schwächung
Aorta abdominal	AAB	$CTDI_w$ wie Abdomen	wie Abdomen
Pulmonalgefäße	PG	$CTDI_w$ wie 1/2 Abdomen	geringere Schwächung
Beckenskelett	BS	$CTDI_w$ wie 1/3 Abdomen	Hochkontrast
HWS	HWS	Entsprechend Geräteausstattung	Niedrigkontrast, Dünnschicht
LWS	LWS	Entsprechend Geräteausstattung	Niedrigkontrast, Dünnschicht

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 [13] und neuere Arbeiten [14] 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. Daher sollte bei MSCT-Geräten die Optimierung – abweichend vom ESCT - im Hinblick auf den Volumen-CTDI ( $CTDI_{vol} = CTDI_{w,eff}$ ) vorgenommen werden.

## 6. SOFTWARE-UNTERSTÜTZTE PROTOKOLLOPTIMIERUNG

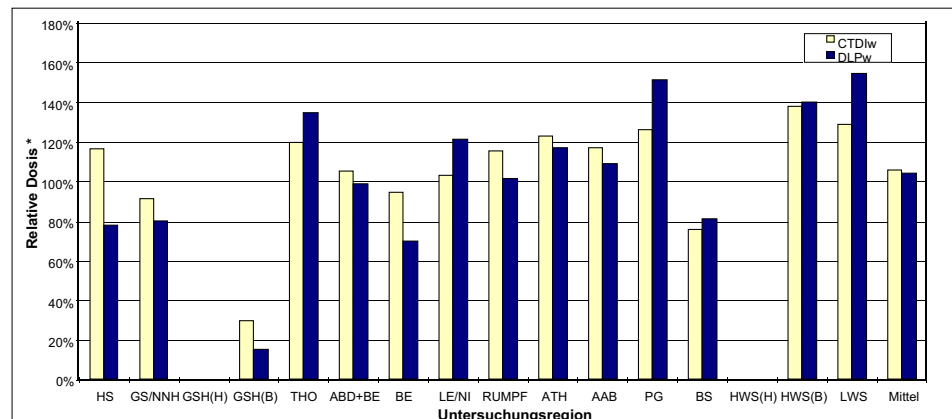
### 6.1. Geeignete Softwarelösungen

Die Optimierung von Scanprotokollen läßt sich mit Hilfe geeigneter Software erheblich vereinfachen. Zu diesem Zweck wurde im Rahmen der Konzertierten 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 [16].

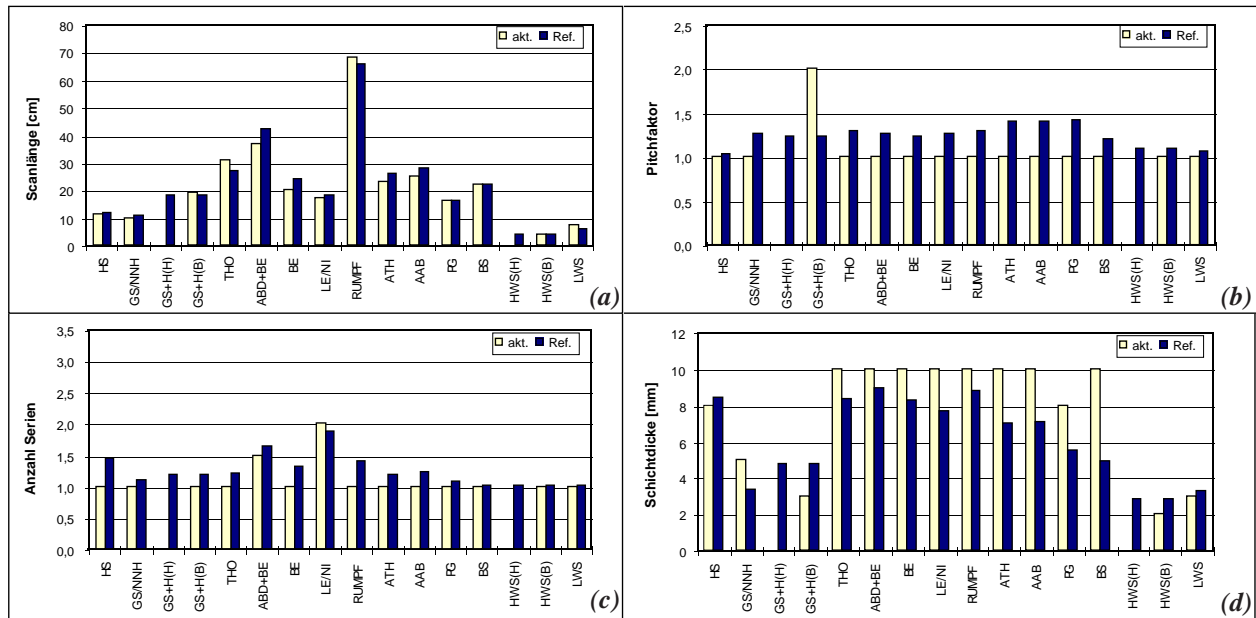
Im folgenden wird an einem konkreten Beispiel demonstriert, wie sich die in Abschnitt 5 beschriebene Optimierung der Scanprotokolle mit Hilfe von CT-Expo vornehmen läßt. Hierzu steht ein eigenes Programm-Modul ‚Benchmarking‘ zur Verfügung. Um die Möglichkeiten

**Tab. 8:** Scanparameter, absolute und relative Dosiswerte für die Standard-CT-Untersuchungen eines Anwenders mit einem modernen Einschicht-Spiralscanner mit Festkörperdetektor.

Untersuchungsregion		Scanparameter									Dosiswerte				Relativwerte *			
		U [kV]	I [mA]	t [s]	Q [mAs]	h [mm]	TV [mm]	p	L [cm]	Ser.	CTDI <sub>w</sub> [mGy]	CTDI <sub>w</sub> [mGy]	DLP <sub>w</sub> [mGy*cm]	E [mSv]	CTDI <sub>w</sub> (in % vom jeweiligen Mittelwert)	CTDI <sub>w</sub>	DLP <sub>w</sub>	E
Name	Abkürzung						1,2	10	1		(je Scan)	(je Untersuchung)						
Hirnschädel	HS	140	206	1,5	309	8	8	1	11,5	1,0	66,3	66,3	763	2,1	118%	116%	78%	78%
Gesichtsschädel / NNH	GS/NNH	120	170	1,5	255	5	5	1	9,6	1,0	37,2	37,2	357	1,0	101%	91%	80%	80%
Ges.schädel+Hals (Head)	GS+H(H)																	
Ges.schädel+Hals (Body)	GS+H(B)	120	50	1,5	75	3	6	2	19	1,0	3,1	6,2	59	0,4	17%	29%	15%	16%
Thorax	THO	140	240	0,75	180	10	10	1	31	1,0	22,0	22,0	681	11,3	143%	119%	135%	146%
Abdomen + Becken	ABD+BE	140	240	0,75	180	10	10	1	37	1,5	22,0	22,0	1219	22,8	123%	105%	99%	107%
Becken	BE	140	240	0,75	180	10	10	1	20	1,0	22,0	22,0	439	8,1	109%	94%	69%	76%
Leber / Niere	LE/NI	140	240	0,75	180	10	10	1	17	2,0	22,0	22,0	747	14,4	121%	103%	121%	131%
Gesamter Rumpf	RUMPF	140	240	0,75	180	10	10	1	68	1,0	22,0	22,0	1494	26,7	138%	115%	101%	109%
Aorta thorakal	ATH	140	240	0,75	180	10	10	1	23	1,0	22,0	22,0	505	8,8	157%	123%	116%	125%
Aorta abdominal	AAB	140	240	0,75	180	10	10	1	25	1,0	22,0	22,0	549	10,5	150%	117%	109%	118%
Pulmonalgefäße	PG	140	240	0,75	180	8	8	1	16	1,0	22,0	22,0	351	6,3	164%	126%	151%	163%
Beckenskelett	BS	140	240	0,75	180	10	10	1	22	1,0	22,0	22,0	483	9,3	82%	75%	81%	89%
HWS (Head)	HWS(H)																	
HWS (Body)	HWS(B)	140	206	2	412	2	2	1	4	1,0	50,3	50,3	201	3,4	142%	137%	140%	150%
LWS	LWS	140	206	2	412	3	3	1	7,2	1,0	50,3	50,3	362	4,9	131%	128%	154%	166%
<b>Mittel (ungewichtet!)</b>		<b>137</b>	<b>214</b>	<b>1,1</b>	<b>220</b>	<b>7,8</b>	<b>8,0</b>	<b>1,1</b>	<b>22,2</b>	<b>1,1</b>	<b>28,9</b>	<b>29,1</b>	<b>586</b>	<b>9,3</b>	<b>121%</b>	<b>106%</b>	<b>104%</b>	<b>111%</b>



**Abb. 1:** Darstellung der relativen Dosiswerte in den beiden Größen gewichteter CTDI ( $CTDI_w$ ) und DLP für das in Abb. 1 gezeigte Beispiel. Das 100%-Niveau bei jeder Untersuchungsart entspricht dem Mittelwert aller Umfrageteilnehmer.



**Abb. 2:** Hilfsgraphiken zum Auffinden der Ursachen, die für die überhöhten Dosiswerte verantwortlich sind. In den Abbildungen 3 (a) bis (c) sind dazu 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 in Abb. 3 (d) kann herangezogen werden, um mögliche Gründe für überdurchschnittlich hohe lokale Dosiswerte ( $CTDI_w$ ) ausfindig zu machen.

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 ( $CTDI_w$ , DLP) allein sind hierfür nicht ausreichend, da aus ihnen die Ursachen für überhöhte Dosiswerte nicht ersichtlich sind.

## 6.2. Praktisches Beispiel

Bei dem verwendeten Beispiel handelt es sich um einen Umfrageteilnehmer, der einen modernen 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 (Tab. 8 und Abb. 1). Aus der Analyse der Hilfsdiagramme (Abb. 2 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 Dosiseinstellungen gibt. Der Pitch liegt jedoch – mit Ausnahme von Gesichtsschädel + Hals – stets bei eins, während Anwender von Spiralscannern üblicherweise mit einem Pitch von 1,5 arbeiten (Ausnahme: HS, HWS, LWS, die überwiegend mit sequentieller Schnittführung erfolgen). Als erste Ursache wird somit eine unübliche Pitchwahl ausgemacht.

Der zweite Grund wird erst bei genauerer Betrachtung der Scanparameter (Abb. 1) 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 CT kein Belichtungsautomat wirkt, der 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.

## 6.3. Protokolloptimierung

Der erste Schritt zur Protokolloptimierung besteht darin,

- die Aufnahmespannungen - mit Ausnahme der Untersuchungen ohne KM-Gabe (GS/NNH, BS, HWS, LWS) und des Thorax - 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 für alle Untersuchungsarten 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.

Diese Maßnahmen führen bereits zu einer beträchtlichen Senkung des mittleren Dosisniveaus (Tab. 9): Beim relativen  $CTDI_w$  von 106% auf 64%; beim relativen DLP pro Untersuchung von 104% auf 47%. Die mittlere effektive Dosis beträgt nur noch 4,0 statt 9,3 mGy (-57%).

Tab. 9: Scanparameter, absolute und relative Dosiswerte nach Vornahme des ersten Optimierungsschritts. Das neue Dosisniveau beträgt 64% (CTDI<sub>w</sub>) und 47% (DLP).

Untersuchungsregion		Scanparameter									Dosiswerte				Relativwerte *			
Name	Abkürzung Beispiel	U [kV]	I [mA]	t [s]	Q [mAs]	h [mm]	TV [mm]	p	L [cm]	Ser.	CTDI <sub>eff</sub> [mGy]	CTDI <sub>w</sub> [mGy]	DLP <sub>w</sub> [mGy*cm]	E [mSv]	CTDI <sub>eff</sub> (in % vom jeweiligen Mittelwert)	CTDI <sub>w</sub>	DLP <sub>w</sub>	E
		120	200	1,5	300	10	12	1,2	10	1	37,2 (je Scan)	37,2	428 (je Untersuchung)	1,2	66%	65%	44%	44%
Hirnschädel	HS	120	170	1,5	255	8	8	1	11,5	1,0	37,2	37,2	428	1,2	66%	65%	44%	44%
Gesichtsschädel / NNH	GS/NNH	140	80	1,5	120	3	5	1,67	9,6	1,0	15,5	25,8	148	0,4	42%	63%	33%	33%
Ges.schädel+Hals (Head)	GS+H(H)																	
Ges.schädel+Hals (Body)	GS+H(B)	120	110	1,5	165	3	5	1,67	19	1,0	8,2	13,7	156	1,1	45%	65%	40%	43%
Thorax	THO	140	130	0,75	97,5	7	10	1,43	31	1,0	8,3	11,9	258	4,3	54%	65%	51%	55%
Abdomen + Becken	ABD+BE	120	220	0,75	165	7	10	1,43	37	1,5	9,6	13,7	532	10,0	54%	66%	43%	47%
Becken	BE	120	240	0,75	180	7	10	1,43	20	1,0	10,5	14,9	209	3,9	52%	64%	33%	36%
Leber / Niere	LE/NI	120	220	0,75	165	7	10	1,43	17	2,0	9,6	13,7	326	6,3	53%	64%	53%	57%
Gesamter Rumpf	RUMPF	120	200	0,75	150	7	10	1,43	68	1,0	8,7	12,5	593	10,6	55%	65%	40%	43%
Aorta thorakal	ATH	120	180	0,75	135	7	10	1,43	23	1,0	7,8	11,2	180	3,1	56%	63%	42%	45%
Aorta abdominal	AAB	120	200	0,75	150	7	10	1,43	25	1,0	8,7	12,5	218	4,2	59%	66%	43%	47%
Pulmonalgefäße	PG	120	180	0,75	135	5	8	1,6	16	1,0	7,0	11,2	112	2,0	52%	64%	48%	52%
Beckenskelett	BS	140	200	0,75	150	7	10	1,43	22	1,0	12,8	18,3	282	5,4	48%	63%	47%	52%
HWS (Head)	HWS(H)																	
HWS (Body)	HWS(B)	140	95	2	190	2	2	1	4	1,0	23,2	23,2	93	1,6	66%	63%	64%	69%
LWS	LWS	140	105	2	210	3	3	1	7,2	1,0	25,6	25,6	185	2,5	67%	65%	79%	85%
Mittel (ungewichtet!)		127	166	1,1	162	5,7	7,9	1,38	22,2	1,1	13,8	17,5	266	4,0	55%	64%	47%	51%

Tab. 10: Scanparameter, absolute und relative Dosiswerte nach Vornahme des zweiten Optimierungsschritts. Das endgültige Dosisniveau beträgt 51% (CTDI<sub>w</sub>) und 38% (DLP).

Untersuchungsregion		Scanparameter									Dosiswerte				Relativwerte *			
Name	Abkürzung Beispiel	U [kV]	I [mA]	t [s]	Q [mAs]	h [mm]	TV [mm]	p	L [cm]	Ser.	CTDI <sub>eff</sub> [mGy]	CTDI <sub>w</sub> [mGy]	DLP <sub>w</sub> [mGy*cm]	E [mSv]	CTDI <sub>eff</sub> (in % vom jeweiligen Mittelwert)	CTDI <sub>w</sub>	DLP <sub>w</sub>	E
		120	200	1,5	300	10	12	1,2	10	1	37,2 (je Scan)	37,2	428 (je Untersuchung)	1,2	66%	65%	44%	44%
Hirnschädel	HS	120	170	1,5	255	8	8	1	11,5	1,0	37,2	37,2	428	1,2	66%	65%	44%	44%
Gesichtsschädel / NNH	GS/NNH	140	40	1,5	60	3	5	1,67	9,6	1	7,7	12,9	74	0,2	21%	31%	17%	17%
Ges.schädel+Hals (Head)	GS+H(H)																	
Ges.schädel+Hals (Body)	GS+H(B)	120	110	1,5	165	3	5	1,67	19	1,0	8,2	13,7	156	1,1	45%	65%	40%	43%
Thorax	THO	140	75	0,75	56,3	7	10	1,43	31	1,0	4,8	6,9	149	2,5	31%	37%	29%	32%
Abdomen + Becken	ABD+BE	120	220	0,75	165	7	10	1,43	37	1,5	9,6	13,7	532	10,0	54%	66%	43%	47%
Becken	BE	120	150	0,75	112,5	7	10	1,43	20	1,0	6,5	9,3	131	2,4	33%	40%	21%	23%
Leber / Niere	LE/NI	120	220	0,75	165	7	10	1,43	17	2,0	9,6	13,7	326	6,3	53%	64%	53%	57%
Gesamter Rumpf	RUMPF	120	150	0,75	112,5	7	10	1,43	68	1,0	6,5	9,3	444	7,9	41%	49%	30%	32%
Aorta thorakal	ATH	120	110	0,75	82,5	7	10	1,43	23	1,0	4,8	6,8	110	1,9	34%	38%	25%	27%
Aorta abdominal	AAB	120	220	0,75	165	7	10	1,43	25	1,0	9,6	13,7	240	4,6	65%	73%	48%	51%
Pulmonalgefäße	PG	120	110	0,75	82,5	5	8	1,6	16	1,0	4,3	6,8	68	1,2	32%	39%	29%	32%
Beckenskelett	BS	140	65	0,75	48,8	7	10	1,43	22	1,0	4,2	5,9	92	1,8	16%	20%	15%	17%
HWS (Head)	HWS(H)																	
HWS (Body)	HWS(B)	140	95	2	190	2	2	1	4	1,0	23,2	23,2	93	1,6	66%	63%	64%	69%
LWS	LWS	140	105	2	210	3	3	1	7,2	1,0	25,6	25,6	185	2,5	67%	65%	79%	85%
Mittel (ungewichtet!)		127	131	1,1	134	5,7	7,9	1,38	22,2	1,1	11,6	14,2	216	3,2	44%	51%	38%	41%

Im zweiten Schritt wird – wie in Abschnitt 5 beschrieben – eine zusätzliche mAs-Anpassung bei bestimmten Untersuchungsarten vorgenommen. Dies bringt eine nochmalige Absenkung des mittleren Dosisniveaus (Tab. 10) um 13 Prozentpunkte auf 51% (CTDI<sub>w</sub>) und um 9 Prozentpunkte auf 38% (DLP). Die mittlere effektive Dosis reduziert sich zusätzlich von 4 auf 3,2 mSv.

#### 6.4. Ergebnis

Durch Anpassung der Scanprotokolle an ein Niveau, das für einen modernen Spiralscanner mit Festkörperdetektor üblich ist, und durch gezielte Feinabstimmung wird an der betreffenden Einrichtung eine Dosisreduzierung um 55% beim CTDI<sub>w</sub> und um 66% 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 den Faktor 2,7 bewirkt.

#### 7. ERMITTLUNG 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 den meisten Geräten 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 neueren 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 neueren Geräte über eine geräteseitige Dosisanzeige verfügt, sollten deren Werte stets mit abgefragt werden. Dies erlaubt zugleich eine Plausibilitätskontrolle der angegebenen Scanparameter.

## VERFASSER

Dr. rer. nat. H. D. Nagel  
Beratender Physiker bei der Ärztlichen Stelle  
der Ärztekammer Hamburg

unter Mitwirkung von:

Dr. med. Feigen (Allg. Krankenhaus 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)  
Prof. Dr. med. H. Vogel (Ärztl. Stelle ÄK Hamburg)

## LITERATUR

- [1] Verordnung zur Änderung der Röntgenverordnung und anderer atomrechtlicher Verordnungen vom 18. Juni 2002. Kontaktadresse: <http://www.bmu.de>
- [2] 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
- [3] Bundesamt für Strahlenschutz. Bekanntmachung der diagnostischen Referenzwertefür radiologische und nuklearmedizinische Untersuchungen vom 10. Juli 2003. Bundesanzeiger Nummer 143 vom 5.8.2003, 17503 – 17504
- [4] Bundesärztekammer. Leitlinie der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Computertomographie. Dt. Ärzteblatt 1992; 89: C-2368 – 2368
- [5] 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](mailto:ctb-publications@gmx.de)
- [6] Shrimpton PC and Wall B. Reference doses for paediatric computed tomography. Radiation Protection Dosimetry 2000; 90: 249 - 252
- [7] 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
- [8] Richtlinie Ärztliche Stellen (derzeit noch in Bearbeitung)
- [9] Galanski M und Prokop M. Ganzkörper-Computertomographie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1998
- [10] Prokop M and Galanski M. Spiral and multislice computed tomography of the body. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2003
- [11] Stamm G, Ringelhahn S, Galanski M, Nagel HD. Ermittlung der diagnostisch erforderlichen Dosis in der CT – Ergebnisse einer Multi-Center-Studie. Publikation in Vorbereitung.
- [12] 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
- [13] 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
- [14] Wedegärtner U, Weber C, Koops A, Nolte-Ernsting C, Adam G. Dünnschichtige MSCT-Untersuchungen bei Niedrigkontrastobjekten (Leberläsionen): Ist eine Dosiserhöhung erforderlich? Zur Veröffentlichung bei RöFo eingereicht (2004)
- [15] 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
- [16] Stamm G, Nagel HD. CT-Expo – ein neuartiges Programm zur Dosisvaluierung in der CT. Fortschr. Röntgenstr. 2002; 174: 1570 – 1576. Kontaktadresse: [stamm.georg@mh-hannover.de](mailto:stamm.georg@mh-hannover.de)

Institut		Gerätehersteller		Gerätetyp		Inbetriebnahme									
						Monat: _____ Jahr: _____									
<b>Ansprechpartner für Rückfragen? (1)</b> Tel. oder E-Mail _____															
Untersuchungsparameter		Scanparameter			Rekonstruktion & Display		Dosisanzeige (13)								
Untersuchungsregion	Scanvolumen (ca.-Angaben) obere Grenze      untere Grenze	ca. Länge (2) [cm]	Anzahl Serien(3)	U [kV]	I (4) [mA]	t <sub>r</sub> (5) [s]	N (6)	h <sub>cat</sub> (7) [mm]	TV (8) [mm]	h <sub>rekon</sub> (9) [mm]	RI (10) [mm]	FK (11) Window	Level	CTDI <sub>w,eff</sub> [mGy]	DLP [mGy · cm]
Hirnschädel (14)	Vertex bis Basis														
Gesichtsschädel / NNH (15)	Stirnhöhle bis Keilbeinhöhle														
Gesichtsschädel / Hals (16)	Sella bis SD-Unterrand														
Thorax	C7/D1														
Abdomen incl. Becken (17)	Zwerchfellkuppe bis Symphyse														
Becken	unt. Nierenpol														
Leber / Niere	Zwerchfellkuppe														
Gesamter Rumpf (18)	C7/D1 bis Symphyse														
Aorta thorakal	Clavicula														
Aorta abdominal	Zwerchfell														
Pulmonalgefäße	Clavicula														
Becken skelett	Beckenkamm														
HWS (bitte typische Zahl der Segmente angeben:)															
LWS (bitte typische Zahl der Segmente angeben:)															

**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.

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	<input type="checkbox"/>
mAs ?	<input type="checkbox"/>
Elektrische mA oder	<input type="checkbox"/>
Effektive mA (4b) ?	<input type="checkbox"/>
Feststrom oder	<input type="checkbox"/>
Dosisregelung (4c,d) ?	<input type="checkbox"/>

## 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 Art ‚Belichtungsautomatik‘ 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.  $4 \times 2,5$  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]).
- (9) Für das Feld ‚ $h_{rekon}$ ‘ machen Sie bitte die entsprechenden Angaben, wie die beim Scanvorgang akquirierten Daten rekonstruiert werden, ob also z.B. bei einem Scan von  $4 \times 1,25$  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 Schichtedicke 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) Neuere Geräte sollten über eine Dosisanzeige (mindestens  $CTDI_{w,eff}$  (= gewichteter CTDI/Pitch, auch: Volumen-CTDI ( $CTDI_{vol}$ )), teilweise auch Dosislängenprodukt (DLP)) verfügen. 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 das Fraktur- und das 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.