

Mitteilungen der DRG



DEUTSCHE RÖNTGENGESELLSCHAFT

Gesellschaft für medizinische Radiologie e.V.

Protokollempfehlungen der AG DRauE zur Durchführung von Low-Dose-Volumen-HRCT-Untersuchungen der Lunge

Vorwort

In der Erkennung berufsbedingter Erkrankungen haben Radiologen eine besondere Verantwortung, da der Nachweis spezifischer Merkmale einer inhalativen Schadstoffexposition mit radiologischen Methoden geführt wird und in frühen Stadien oft erst durch die CT Untersuchung gelingt. Da die radiologischen Befunde eine der Voraussetzungen für die Anerkennung einer Berufskrankheit sind, haben sie für die Versicherten, bei denen aufgrund ihrer beruflichen Exposition vor allem ein erhöhtes Malignomrisiko besteht, erhebliche psychosoziale Konsequenz.

Die CT-Thorax-Diagnostik steht hier in einem sensiblen Spannungsfeld, da sie meist vor einer klinisch fassbaren Erkrankung eingesetzt wird. Damit sind strahlenhygienische Überlegungen von besonderer Bedeutung. So hat die AG DRauE seit langem Low-dose-Untersuchungen propagiert und dafür Protokolle zur Verfügung gestellt, die auf unterschiedlichen CT Geräten zu differenten Ergebnissen führten. Um dem Gleichbehandlungsprinzip aller Versicherten gerecht zu werden, hat die AG DRauE deshalb federführend durch einen Medizinphysiker Low-dose-CT Untersuchungen des Thorax an unterschiedlichen Scannern verglichen und daraus allgemeingültige Standards und Empfehlungen abgeleitet, die Niedrig-Dosis-CT's insbesondere für die Diagnostik berufsbedingter Thorax-Erkrankungen mit

vergleichbarer Qualität unabhängig vom eingesetzten Scanner ermöglichen.

Dr. med. Beate Rehbock

Zusammenfassung

Stand der Technik zur Feststellung berufsbedingter Lungenerkrankungen ist das Volumen-HRCT mit Niedrigdosisereinstellungen. Um die damit verbundenen Einschränkungen für die Bildqualität in noch akzeptablen Grenzen zu halten, ist eine Standardisierung der Akquisitions- und Rekonstruktionsparameter erforderlich. Die bisherigen Empfehlungen der Arbeitsgemeinschaft Diagnostische Radiologie arbeits- und umweltbedingter Erkrankungen (AG DRauE) in der DRG wurden von Vorstand und Mitgliedern der AG einer kritischen Durchsicht unterzogen, teilweise modifiziert und ergänzt. In dieser Arbeit werden die überarbeiteten Empfehlungen vorgestellt und die grundlegenden Zusammenhänge erläutert, auf denen die Festlegung der Anforderungen basiert. Ziel der Protokollempfehlungen ist, eine möglichst große Vereinheitlichung von CT Untersuchungen auch bei Anwendung unterschiedlichster Scanner sicherzustellen.

Abstract

Volume HRCT with low-dose settings represents – at least in Germany – the state-of-

the-art for diagnosis of occupational lung diseases. In order to avoid intolerable degradation of the resulting image quality a standardisation of acquisition and reconstruction parameters is essential. Board and members of „Arbeitsgemeinschaft Diagnostische Radiologie arbeits- und umweltbedingter Erkrankungen“ (AG DRauE), a working community of the German Roentgen Society (DRG), have critically revised, modified and expanded their already existing recommendations. In this publication the results of this revision process are presented, accompanied by explanations of the underlying basic contexts. The aim of these recommendations is the greatest possible unification of examinations, regardless of the scanner model that was applied.

1. Einleitung

Gemäß § 14 Abs. 1 SGB VII sind die Unfallversicherungs-Träger (UV-Träger) dazu angehalten, „mit allen geeigneten Mitteln“ Berufskrankheiten, Arbeitsunfälle und arbeitsbedingte Gesundheitsgefahren zu verhüten. Dazu dienen vor allem Schutzmaßnahmen am Arbeitsplatz, aber auch die Vorsorgeuntersuchung der beruflich staubexponierten Arbeitnehmer. Diese beinhaltet primär eine prä Thoraxübersichtsaufnahme. Die konventionelle Röntgenaufnahme ist jedoch schon bei der Erkennung benigner Berufskrankheiten der Lunge mit einer hohen Quote von Fehleinschätzungen (zwischen 20 und 50%)

belastet [1]. Lungenkarzinome werden mit Thoraxübersichtsaufnahmen nur in Ausnahmefällen in frühen Stadien erkannt. Gleichzeitig sind die UV-Träger per Gesetz verpflichtet, „mit allen geeigneten Mitteln möglichst frühzeitig den durch den Versicherungsfall verursachten Gesundheitsschaden zu beseitigen oder zu bessern, seine Verschlimmerung zu verhüten und seine Folgen zu mildern“ (§ 26 Abs. 2 Nr. 1 SGB VII), sowie „alle Maßnahmen zu treffen, durch die eine möglichst frühzeitig nach dem Versicherungsfall einsetzende und sachgemäße Heilbehandlung und, soweit erforderlich, besondere unfallmedizinische oder BK-Behandlung gewährleistet wird“ (§ 34 Abs. 1 Satz 1 SGB VII).

Aus diesen Gründen wird vor Eingang in die Begutachtung bei Verdacht auf berufsbedingte Lungenerkrankung eine computertomografische (CT-) Untersuchung der Lunge durchgeführt und die Untersuchung auch für ehemals asbestexponierte Versicherte mit deutlich erhöhtem Risiko für die Entstehung von Lungenkrebs auf freiwilliger Basis angeboten [2]. Der aufgrund der Überlagerungsfreiheit erhebliche Gewinn an diagnostischer Sicherheit im Vergleich zu konventionellen Lungenaufnahmen geht jedoch mit einer deutlich erhöhten Strahlenexposition einher. Aus Gründen der Strahlenhygiene ist es deshalb unerlässlich, dass CT-Untersuchungen zum Nachweis oder Ausschluss einer berufsbedingten Erkrankung der Lunge bei den zu diesem Zeitpunkt meist asymptomatischen Versicherten in ‚Low-Dose‘-Technik durchgeführt werden.

Mit dem Aufkommen der Spiral-CT-Technik Ende der 80er Jahre war es erstmals möglich, die gesamte Lunge in einem Atemstillstand zu erfassen. Die Limitationen der damaligen Gerätegeneration ließen jedoch lediglich Untersuchungen mit unverhältnismäßig dicken Schichten (10 mm) zu. Die für die Lunge typischen feinen Details kommen aufgrund des Partialvolumeneffekts damit nur unzureichend zur Abbildung. Daher wurde häufig zusätzlich eine sequentielle HRCT-Scanserie mit einer Schichtdicke von zumeist 1 mm und einem Tischvorschub von 10 mm oder mehr erstellt. Erst mit Markteinführung der 4-Schicht-Geräte Ende der 90er Jahre waren die Voraussetzungen für eine Bildakquisition in Spiraltechnik mit dünnen Schichten bei einer mit dem HRCT vergleichbaren Bildquali-

tät gegeben [3]. Allerdings lag die Gesamt-Scanzeit selbst mit den leistungsstärksten Geräten und unter Ausnutzung aller einstellungstechnischen Möglichkeiten bei mehr als 20 s. Mittlerweile sind 16-Schicht-Geräte weit verbreitet und quasi Mindeststandard, so dass diese Einschränkung nur noch in Ausnahmefällen zum tragen kommt.

Stand der Technik zur Feststellung berufsbedingter Lungenerkrankungen sind heute Low Dose-Volumen-HRCT-Untersuchungen des Thorax (LD-VHRCT). Die reduzierten Dosiseinstellungen, verbunden mit der Befundung an dünnen Schichten, führen im Vergleich zu Routine-Untersuchungen jedoch zu entsprechenden Einschränkungen bei der Bildqualität. Um diese in tolerablen Grenzen zu halten, sind adäquate Maßnahmen bei Akquisition, Rekonstruktion und Betrachtung der Bilder notwendig.

Speziell in den USA existieren für diese Untersuchungstechnik Empfehlungen. Sie wurden primär zum Einsatz im Lungenkarzinom-Screening erarbeitet ([4] bis [6]) und über die vergangenen 20 Jahre kontinuierlich an den jeweiligen Stand der CT-Gerätetechnik angepasst. Zum Einsatz in der Begutachtung hat die Arbeitsgemeinschaft ‚Diagnostische Radiologie arbeits- und umweltbezogener Erkrankungen‘ (AG DRauE) in der Deutschen Röntgengesellschaft (DRG) bereits vor mehr als 10 Jahren entsprechende Empfehlungen erarbeitet [7] und immer wieder modifiziert, die u. a. auch in der AWMF-Leitlinie ‚Diagnostik und Begutachtung asbestbedingter Berufserkrankungen‘ [8] und in der ‚Falkensteiner Empfehlung‘ der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV) für die Begutachtung asbestbedingter Berufserkrankungen Niederschlag gefunden haben [9].

Bei ehemals beruflich staubexponierten Arbeitnehmern dienen diese Untersuchungen zur Feststellung, ob die Ansprüche eines Versicherten im Rahmen der gesetzlichen Unfallversicherung berechtigt sind. Deswegen ist der in Verwaltungs-, Begutachtungs- und sozialgerichtlichen Verfahren geltende Gleichbehandlungsgrundsatz [10] zu beachten. Das bedeutet in diesem Kontext, dass ein gleichbleibend hoher Standard der Diagnostik und des darauf aufbauenden Gutachtens unabhängig davon, wo und an welchem Gerät die Untersuchung erfolgt, gewährleis-

tet sein muss. Hierzu leisten Mindestanforderungen an die Gerätetechnik und Vorgaben für die bei der Untersuchung zu verwendenden Protokolle einen wesentlichen Beitrag. Ziel der Protokollempfehlungen ist es daher, eine möglichst große Vereinheitlichung von CT-Untersuchungen auch bei Anwendung unterschiedlichster Scanner sicherzustellen.

Nach kritischer Durchsicht der existierenden Empfehlungen hat sich die Notwendigkeit zur Anpassung und Präzisierung einiger Anforderungen ergeben. Zugleich sind in der Zwischenzeit neue Verfahren zur Reduktion des Bildrauschens verfügbar geworden, die in geeigneter Form zu berücksichtigen sind. Im folgenden werden die überarbeiteten Empfehlungen vorgestellt und die grundlegenden Zusammenhänge erläutert, auf denen die Festlegung der Anforderungen basiert. Erreicht werden soll hiermit ein besseres Verständnis und eine erhöhte Akzeptanz für die damit verbundenen Erfordernisse.

2. Protokollempfehlungen

Die modifizierten Anforderungen sind in ► **Tab. 1** zusammengestellt. Gegenüber den bisherigen Empfehlungen wird nun zwischen Mindestanforderungen, die nicht unterschritten werden sollten, und empfohlenen Werten, die mit leistungsstärkeren Geräten ohne Einschränkungen erzielbar sind, unterschieden. Die größte Bedeutung im Hinblick auf die Qualität der erzeugten Bilder kommt dabei den Parametern Scanzeit, Schichtdicke und Dosiseinstellung zu:

- Erfassung des gesamten Thorax in weniger als 15 s und möglichst unter 10 s, um Bewegungsartefakte bei den häufig unter Atemnot leidenden Patienten zu vermeiden;
- effektive Schichtdicken von weniger als 1,5 mm, um Partialvolumen-Artefakte zu verringern und eine morphologische Beurteilung kleiner Befunde zu ermöglichen;
- Dosiseinstellungen zur Erfüllung des ALARA-Prinzips (as low as reasonably achievable), die bei Standardpatienten eine Effektivdosis von rund 1 mSv ergeben, verbunden mit einer adäquaten Anpassung bei deutlich abweichenden Körperabmessungen.

► **Tab. 1** Modifizierte Empfehlungen der AG DRauE zur Durchführung von Low-Dose-Volumen-HRCT-Untersuchungen der Lunge im Rahmen von Diagnostik und Begutachtung bei berufsbedingten Erkrankungen der Lunge.

► **Table 1** Modified AG DRauE recommendations regarding volume HRCT of the chest with low-dose settings for diagnosis of occupational lung diseases.

	Mindestanforderung	Empfehlung	Anmerkungen
A. Grundtechnik			
Untersuchungsbereich	Apex bis Rezessus		Untersuchung in tiefer Inspiration
Vorbereitung	Hyperventilation vor der Untersuchung, dann erst in Rückenlage lagern		sorgfältige Instruktion des Atemkommandos
Kontrastmittel	Nativuntersuchung		primäre KM-Gabe im Rahmen von Vorsorge- und Gutachten-Untersuchung nicht indiziert!
Strahlenschutzmittel	keine	Schilddrüsenchutz	andere Mittel unnötig bis kontraproduktiv
B. Akquisition			
Scanmodus	Spirale		lückenlose Erfassung
Schichtanzahl	≥ 16		Anzahl der gleichzeitig erfassten, nicht überlappenden Schichten
Rotationszeit	≤ 1 s	≤ 0,5 s	kürzest mögliche Rotationszeit verwenden
Scanzeit	≤ 15 s	≤ 10 s	ggf. Pitch erhöhen; Scanzeit bis max. 15 sec noch tolerabel; Scanrichtung zur Artefaktreduktion dann zwingend caudo-cranial
Schichtkollimation	≤ 1,25 mm	≤ 0,75 mm	Minimierung von Partialvolum-Artefakten
Pitch	≤ 1,75	0,9 bis 1,1	höhere Werte (bis max. 3) nur bei 2-Röhren-Geräten
Spannung	120 bis 130 kV		Nativscan, niedrigere Spannungen nachteilig; 100 – 110 kV nur, wenn mAs nicht weiter reduzierbar
Dosisautomatik	nein	nein	
CTDI _{vol}	≤ 1,7 mGy		Anpassung für schlankere u. kräftigere Patienten (s. ► Tab. 3)
DLP	≤ 60 mGy × cm		
C. Rekonstruktion Lunge			
Faltungskern	Lungenkernel ohne übermäßige Kantenbetonung		s. ► Tab. 4
Rekonstruktionsverfahren	Herkömmliche Rekonstruktion (FBP), für die axialen Dünnschichten obligatorisch	Iterative Rekonstruktion (IR) additiv, sofern verfügbar	IR nur zur Bildqualitätsverbesserung, nicht zur Dosisreduktion; max. mittlere Stufe
Schichtdicke axial	≤ 1,5 mm (nom.)	≤ 1 mm (eff.)	bei Silikose ergänzend axiale 5 mm MIP (fakultativ bei anderer BK)
Schichtinkrement axial	≤ 0,7 mm		für isotrope Voxel
Schichtdicke coronal und sagittal	≤ 1,5 mm (nom.)	≤ 1 mm (eff.)	möglichst aus dem Rohdatensatz; bei Silikose ergänzend coronale und sagittale 5 mm MIP (fakultativ bei anderer BK)
Überlappung cor. u. sag.	ohne	ohne	
Fenstereinstellung	C = -300 bis -500 HU W = 1500 bis 2000 HU	C = -450 HU W = 1600 HU	

► **Tab. 1** (Fortsetzung)

	Mindestanforderung	Empfehlung	Anmerkungen
D. Rekonstruktion Mediastinum			
Faltungskern	Bodykernel glättend		s. ► Tab. 4
Rekonstruktionsverfahren	Herkömmliche Rekonstruktion (FBP)	Iterative Rekonstruktion (IR), sofern verfügbar	IR nur zur Bildqualitätsverbesserung, nicht zur Dosisreduktion; max. mittlere Stufe
Schichtdicke axial	≤ 3 mm (eff.)	1 bis 3 mm (eff.)	
Schichtinkrement axial	≤ 1,5 mm		Minimierung von Partialvolumen-Artefakten
Schichtdicke coronal	≤ 3 mm (eff.)	1 bis 3 mm (eff.)	möglichst aus dem Rohdatensatz
Überlappung coronal	ohne	ohne	
Fenstereinstellung	C = 30 bis 60 HU W = 300 bis 500 HU	C = 45 HU W = 400 HU	

Die Wahl aller übrigen Parameter ist im Rahmen der Vorgaben je nach Gerät so zu gestalten, dass die Erfüllung der Mindestanforderungen für diese drei Parameter sichergestellt ist.

3. Geräteauswahl, Scanzeit und Rotationszeit

Die in ► **Tab. 1** genannten Anforderungen lassen sich nur mit Geräten erfüllen, mit denen sich zeitgleich mindestens 16 nicht überlappende Schichten erfassen lassen. In diesem Zusammenhang ist die Unterscheidung zwischen Zeilen und Schichten essentiell, da bei allen Gerätetypen unterhalb der 64-Zeilen Geräte die Anzahl der Zeilen in den Detektorsystemen stets größer ist als die der gleichzeitig erfassbaren Schichten. So gibt es 4-Schicht-Geräte, deren Detektorsystem 16 und mehr Zeilen aufweisen, um damit je nach Wahl vier dünne oder dicke Schichten gleichzeitig aufnehmen zu können. Der Begriff „16-Zeilen-Gerät“ ist zur Spezifizierung der Anforderung daher ungeeignet.

Die bisherigen Vorgaben von ≤ 1 mm für die Schichtdicke und ≤ 10 s für die Gesamt-Scanzeit orientierten sich an den Oberklassengeräten der Hersteller zum Zeitpunkt der Markteinführung der 16-Schicht-Geräte in 2003. Die meisten der heute angebotenen 16-Schicht-Geräte sind im Hinblick auf die kürzeste Rotationszeit jedoch wesentlich niedriger spezifiziert, so dass diese

beiden Anforderungen zumeist nicht einzuhalten sind. Mit den modifizierten Empfehlungen ist nunmehr gewährleistet, dass alle 16-Schicht-Geräte die Mindestanforderungen erfüllen können, ohne bei der Bildqualität intolerable Kompromisse eingehen zu müssen.

Eine kurze Gesamt-Scanzeit ≤ 10 s ist wesentliche Voraussetzung für eine Untersuchung ohne Beeinträchtigung durch Bewegungsartefakte, jedoch keine Garantie. Eine sorgfältige Instruktion des Atemkommandos vor Durchführung der Untersuchung ist daher stets geboten. Falls die technischen Spezifikationen des Geräts keine vollständige Erfassung des gesamten Lungenbereichs (typischerweise 32 cm) innerhalb dieser Zeitvorgabe gestatten, ist eine Verlängerung der Scanzeit auf max. 15 s noch tolerabel. Hierzu ist jedoch eine Scanrichtung von caudal nach cranial zwingend erforderlich, um die Gefahr atembedingter Artefakte im Bereich des Zwerchfells auszuschließen.

Die Verwendung der kürzest möglichen Rotationszeit, die das jeweilige Gerät bietet, ist zur Vermeidung bewegungsbedingter Artefakte durch Herzschlag und Atmung entscheidend. Während Geräte der Oberklasse mit 0,4 s und weniger rotieren, sind viele neuere Mittelklasse-Geräte lediglich mit 0,6 bis 1,0 s spezifiziert. Je kürzer die verfügbare Rotationszeit ist, desto weniger Kompromisse sind zur Erfüllung der Empfehlungen für Gesamt-Scanzeit und Schichtdicke notwendig. Der als Mindest-

anforderung genannte Wert ≤ 1 s ist nur unter der Randbedingung, dass bei geeigneter Wahl von Pitch und Kollimation eine Gesamt-Scanzeit ≤ 15 s eingehalten werden kann, noch tolerabel. Falls erforderlich, ist der Pitchfaktor zu erhöhen, um den Scanvorgang zu beschleunigen.

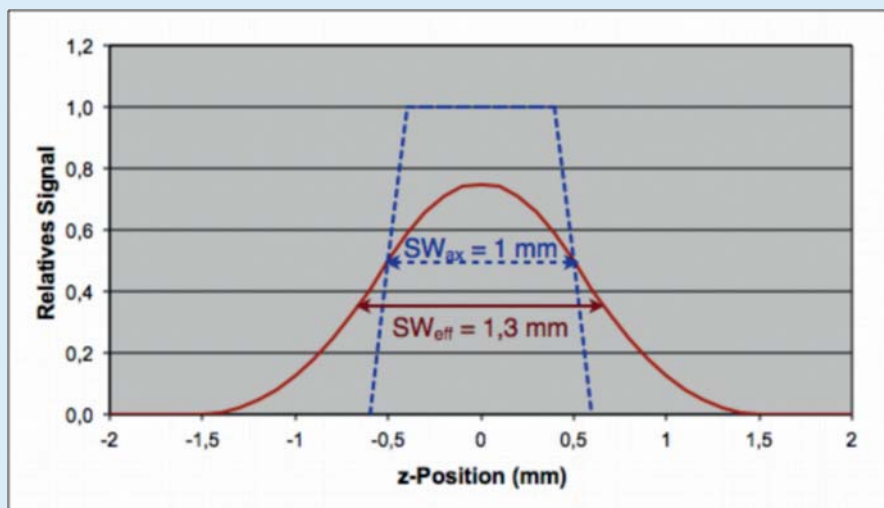
4. Schichtkollimation, Schichtdicke und Schichtüberlappung

Anders als vom Einzelschicht-CT gewohnt sind die bei der Bildakquisition verwendete Schichtkollimation und die aus den gewonnenen Rohdaten rekonstruierte Schichtdicke nicht mehr zwangsläufig identisch. Doch selbst, wo dies zumindest nominell noch der Fall zu sein scheint, ist die effektive Schichtdicke aufgrund der erforderlichen Interpolation der im Spiralmodus akquirierten Daten um einen Faktor 1,3 bis 1,6 verbreitert (► **Abb. 1**). Bei den Geräten der beiden Hersteller Philips und Siemens wird diesem Umstand Rechnung getragen, indem stets die effektive Schichtdicke genannt wird. Bei den anderen Herstellern beziehen sich die Angaben dagegen auf die nominelle Schichtdicke, wodurch die tatsächlichen Verhältnisse merklich unterschätzt werden. In ► **Tab. 2** ist dargestellt, welche effektiven Schichtdicken sich bei 16-Schicht-Geräten je nach Hersteller, gewählter Einzel-Schichtkollimation und Rekonstruktionsverfahren ergeben. Als Datenquelle dienten die ausführlichen

► **Tab. 2** Schichtkollimation SC sowie die daraus resultierenden nominellen und effektiven Schichtdicken SW für 16-Schicht-Geräte der vier großen CT-Herstellerfirmen.

► **Table 2** Slice collimation SC as well as the resulting nominal and effective slice thickness SW for 16-slice scanners of the four major CT manufacturers.

Hersteller	Kollimation SC (mm)	Recon-Modus	Schichtdicke SW (mm)			SW _{eff} /SC	Quelle
			nominell	effektiv	eff./nom.		
GE	0,625	Plus	0,625	0,93	1,49	1,49	[11]
	1,25	Full	1,25	1,60	1,28	1,28	[11]
	1,25	Plus	1,25	1,92	1,54	1,54	[11]
Philips	0,75		1	0,96	0,96	1,28	[12]
	1,5		2	2,10	1,05	1,40	[12]
Siemens	0,6		0,6	0,65	1,08	1,08	[13]
	0,75		1	1,00	1,00	1,33	geschätzt
	1,2		1,5	1,67	1,11	1,39	[13]
	1,5		2	2,00	1,00	1,33	[14]
Toshiba	0,5		0,5	0,80	1,60	1,60	[14]
	1		1	1,50	1,50	1,50	geschätzt
	2		2	2,90	1,45	1,45	[15]



► **Abb. 1** Typische Schichtprofile bei Bildakquisition im Sequenzmodus (gestrichelt) und im Spiralmodus (durchgezogen) für eine Schichtkollimation SC = 1,0 mm und die resultierenden Schichtdicken (SW_{ax} = 1 mm, SW_{eff} = 1,3 mm). Je nach Hersteller und Rekonstruktionsmodus können sich abweichende Werte für das Verhältnis SW_{eff} / SC ergeben (s. ► **Tab. 2**).

► **Fig. 1** Typical slice profile resulting from image acquisition in axial (sequential) mode (dashed line) and in spiral (helical) mode (solid line) with slice collimation SC = 1.0 mm and the resulting slice thickness (SW_{ax} = 1 mm, SW_{eff} = 1.3 mm). Depending on scanner manufacturer and reconstruction mode, the values of the ratio SW_{eff} / SC may differ (see ► **Table 2**).

Testreports der britischen Agentur ImpACT ([11] bis [15]).

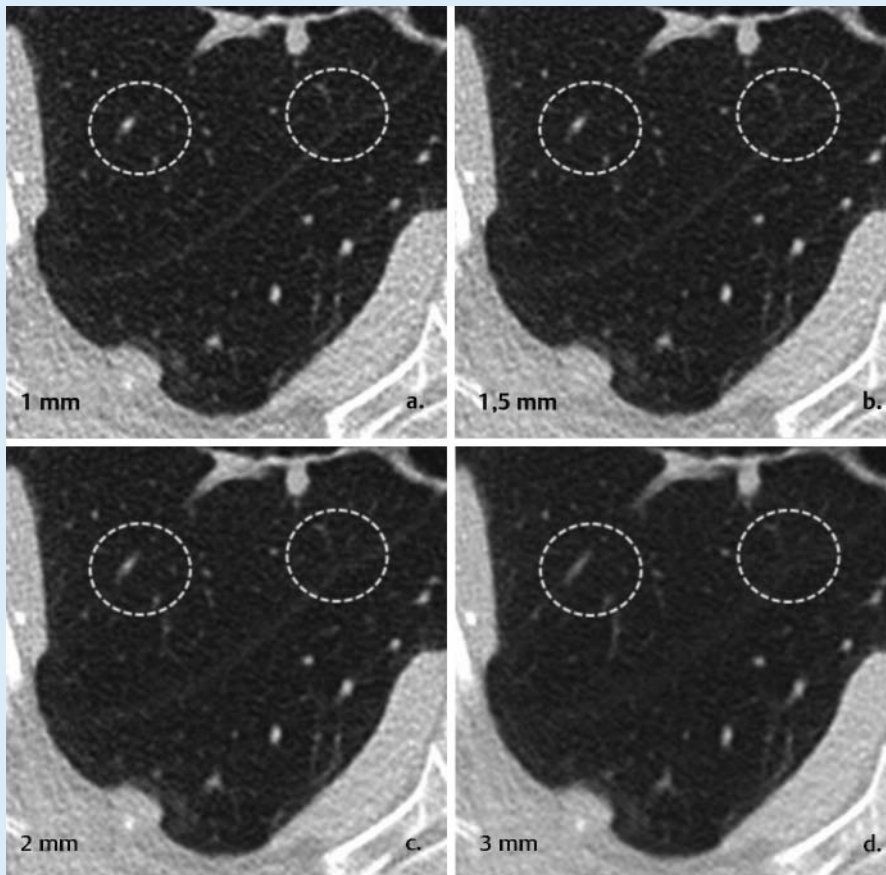
Wünschenswert für die Rekonstruktion im Lungenfenster ist eine effektive Schichtdicke von ≤ 1 mm. Dazu ist die Akquisition

mit einer Submillimeter-Kollimation (≤ 0,75 mm) zwingend erforderlich. Bei neueren, geringer spezifizierten 16-Schicht-Geräten führt dies jedoch in vielen Fällen zu Konflikten mit den Scanzeit-Anforderungen. Anhand von repräsentativen Bil-

dern desselben Rohdatensatzes mit effektiven Schichtdicken von 1, 1,5, 2, 2,5 und 3 mm wurde von den Radiologen, die an dieser Publikation mitgewirkt haben, im Konsensverfahren beurteilt, inwiefern die Befundung an Schichtdicken über 1 mm zu signifikanten Einschränkungen führt.

Während 1,5 mm-Bilder nur geringe Unterschiede im Vergleich zu den 1 mm-Bildern aufwiesen, zeigten sich bei Schichtdicken von 2 mm und höher deutliche Partialvolumen-Artefakte, die die Beurteilbarkeit feiner Details zunehmend beeinträchtigen (► **Abb. 2**). Schichtdicken von bis zu 2,5 mm (nominell, d. h. eff. > 3 mm), wie selbst nach den aktuellen Empfehlungen von ACR [4] und NCCN [6] noch zulässig, werden daher nach übereinstimmender Meinung der beteiligten Radiologen, die allesamt über langjährige Erfahrung auf diesem Gebiet verfügen, zumindest zur Beurteilung interstitieller Lungenerkrankungen wie der berufsbedingter Lungenerkrankungen für nicht mehr tolerierbar gehalten.

Als Mindestanforderung wurde daher eine nominelle Schichtdicke von ≤ 1,5 mm festgelegt. Wie aus ► **Tab. 2** ersichtlich, resultiert daraus, wenn die Akquisition mit einer Einzelschicht-Kollimation von ≤ 1,25 mm vorge-



► **Abb. 2** Bildqualitätseinbußen mit zunehmender Schichtdicke; aufgrund des verstärkten Partialvolumeneffekts werden feine Details (z. B. der Lappenspalt) kontrastärmer dargestellt und erscheinen dadurch unschärfer.
 ► **Fig. 2** Degradation in image quality with increasing slice thickness (effective). Fine details (e. g. fissures) are displayed with less image contrast and appear less defined as a consequence of partial volume averaging.

nommen wird, eine effektive Schichtdicke $\leq 1,5$ mm (innerhalb der üblichen Toleranzen von $\pm 0,1$ mm). Bei 16-Schicht-Geräten der Fa. GE ist zu beachten, dass die Rekonstruktion im ‚Full‘-Modus zu erfolgen hat, da sich andernfalls effektive Schichtdicken von knapp unter 2 mm ergeben. Bei 16-Schicht-Geräten der Firmen Philips und Siemens mit Einzelschicht-Kollimation von wahlweise 0,75 und 1,5 mm muss die Akquisition zwingend mit der Submillimeter-Kollimation vorgenommen werden. Da die betreffenden Geräte jedoch hoch spezifiziert sind, ist die Einhaltung der Scanzeit-Vorgaben auch unter diesen Umständen gewährleistet. Bei höherzeiligen Geräten wird aufgrund der größeren Detektorbreite eine Gesamt-Scanzeit ≤ 10 s auch mit Submillimeter-Kollimation problemlos erreicht, so dass hiermit effektive Schichtdicken von ≤ 1 mm ohne Einschränkungen möglich sind.

Das Mediastinalfenster ist um rund Faktor 2 enger als das Lungenfenster, so dass das visuell wahrnehmbare Rauschen trotz Rekonstruktion mit einem glättenden Faltungskern signifikant erhöht ist. Kompensieren lässt sich dies durch Verwendung einer größeren Schichtdicke (3 mm effektiv). Dünnere Schichtrekonstruktionen sollten nur in Verbindung mit rauschreduzierenden Verfahren (s. Abschnitt 9) zum Einsatz kommen.

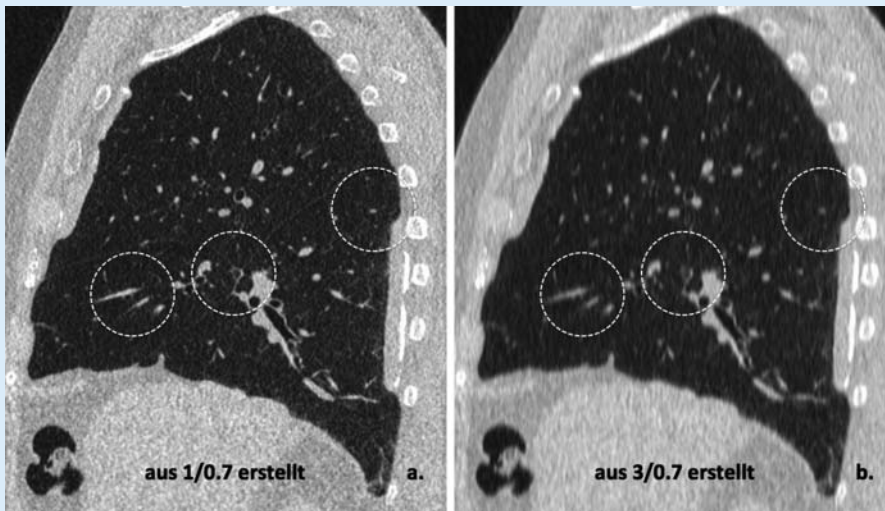
Überlappende Schichtrekonstruktion bietet zwei wesentliche Vorteile: Zum einen die Reduzierung des Partialvolumeneffekts, da kleine Details eher in der optimalen Schichtlage erfasst werden können. Zum anderen die Verbesserung der Qualität multiplanarer Reformatierungen (sofern diese aus den axialen Dünnschichten erstellt werden), indem das Auftreten von Stufenartefakten minimiert wird (► **Abb. 3**).

Axial wird üblicherweise ein Field-of-View (FOV) von 350 mm verwendet, das in Verbindung mit einer 512er Matrix zu einer Pixelgröße von $0,7 \text{ mm} \times 0,7 \text{ mm}$ führt. Optimal ist daher ein Schichtinkrement von 0,7 mm, das bei Erstellung von coronalen und sagittalen MPRs aus den axialen Dünnschichten isotrope Voxel ergibt (► **Abb. 3**). Ein noch höherer Überlappungsgrad bringt in diesem Fall keine Vorteile und würde nur in einer unnötig erhöhten Anzahl der Bilder resultieren [16]. Eigene Tests mit repräsentativen Bildbeispielen konnten dies bestätigen. Sofern multiplanare Reformatierungen direkt aus den Rohdaten erzeugt werden, ist es ausreichend, wenn diese kontinuierlich, d. h. ohne Überlappung, erstellt werden.

5. Dosisvorwahl und –anpassung an die Körperstatur

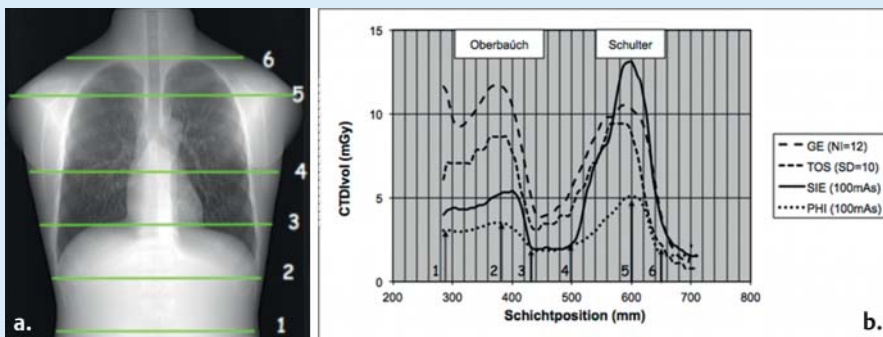
Je nach Gerät unterscheidet sich die Höhe der Dosis, die sich aus einer bestimmten Einstellung des Strom-Zeit-Produkts (mAs) ergibt. Hinzu kommt, dass an Geräten der beiden Hersteller Philips und Siemens die Einstellung über ‚effektive‘ mAs erfolgt, bei denen der Einfluss des Pitchfaktors bereits berücksichtigt ist. Dagegen wird die Expositionseinstellung an GE- und Toshiba-Geräten über Strom und Zeit getrennt und ohne Pitchkorrektur vorgenommen. Schließlich hängt die Dosis auch noch von der Wahl der Aufnahmespannung ab.

Eine Dosisvorgabe über mAs, wie früher häufig praktiziert, ist daher alles andere als sinnvoll und würde zu sehr unterschiedlichen Ergebnissen führen. Dies lässt sich, wenn die Dosisvorwahl über den CTDI_{vol} (d. h. den pitch-korrigierten CTDI, der standardmäßig an jedem Gerät angezeigt wird) vorgenommen wird, weitestgehend vermeiden. Die damit korrespondierenden mAs- bzw. mA- und s-Einstellungen sind je nach Gerät, Aufnahmespannung und Pitchfaktor so zu wählen, dass sich damit der gewünschte CTDI_{vol} -Wert ergibt. Die Vorgabe von $\leq 1,7$ mGy orientiert sich an den 20 mAs, die während der vergangenen 20 Jahre in zahlreichen Studien zum Low-Dose-CT des Thorax an Siemens-Geräten mit Erfolg verwendet wurden. Damit korrespondiert eine Vorgabe von $\leq 60 \text{ mGy} \times \text{cm}$



► **Abb. 3** Bildqualitätseinbußen bei Erstellung multi-planarer Reformatierungen aus dem überlappenden axialen Dünnschicht-Datensatz bei Verwendung von 3 mm-Schichten **b** anstelle von 1 mm-Schichten **a**. Trotz der hochgradigen Überlappung (Schichtinkrement 0,7 mm) ist die Bildschärfe signifikant verringert.

► **Fig. 3** Degradation in image quality in multi-planar reformatting from overlapping axial thin slice data sets with 3 mm slices **b** instead of 1 mm slices **a**. Despite the high degree of overlap (slice increment 0.7 mm) image sharpness is significantly reduced.



► **Abb. 4** Antropomorphes Lungenphantom **a** und resultierende Dosisverläufe entlang der Patientenlängsachse **b** für einen Thoraxscan je nach verwendeter Dosisautomatik (GE: LightSpeed 16, AutomA mit NI = 16; Toshiba: Aquilion 16, Sure Exposure 3 D mit SD = 10; Siemens: Sensation 16, CARE Dose 4 D mit Referenz-mAs = 100; Philips: Brilliance 16, DoseRight 2 (ACS+ZDOM) mit Protokoll-mAs = 100) (Quelle: Original-Bilddatensätze der Master-Arbeit Söderberg [26]).

► **Fig. 4** Anthropomorphic chest phantom **a** and resulting dose profiles along the patient's longitudinal axis **b** for a chest scan, depending on the automatic dose control system and exposure settings applied (GE: LightSpeed 16, AutomA with NI = 16; Toshiba (TOS): Aquilion 16, Sure Exposure 3 D with SD = 10; Siemens (SIE): Sensation 16, CARE Dose 4 D with reference mAs = 100; Philips (PHI): Brilliance 16, DoseRight 2 (ACS+ZDOM) with protocol mAs = 100) (source: original image data sets from master thesis M. Söderberg [26]).

für das Dosislängenprodukt (DLP), das bei einer Erfassung des gesamten Lungenbereichs (ca. 32 cm netto) plus Overtopping (Vor- und Nachlauf im Spiralmodus) anfällt. Als weiterer Orientierungspunkt dient die im White Paper von ESR/ERS genannte Empfehlung einer Effektivdosis von 1 mSv für normalgewichtige Patienten [17].

Die resultierende Effektivdosis lässt sich aus dem DLP nach Multiplikation mit einem Konversionsfaktor („k-Faktor“) abschätzen. Problematisch ist dabei, dass hierfür eine Vielzahl unterschiedlicher Werte kursiert. Häufig wird ein Konversionsfaktor von 0,014 mSv / mGy × cm [18] verwendet, mit dem sich eine Effektivdosis im Sub-mSv-Bereich ($\leq 0,84$ mSv) ergibt. Allerdings

bewegt sich dieser Konversionsfaktor am unteren Ende der in der Literatur genannten Werte und basiert zudem auf der älteren ICRP-Publikation 60 [19]. In dieser ist das Krebsrisiko der weiblichen Brust wesentlich geringer als bei der aktuellen ICRP-Publikation 103 [20] angesetzt. Ein eigenes Dosisberechnungsprogramm [21] sowie der Dosisrechner von ImpACT [22], beide weit verbreitet und auf Basisdaten anderer Quellen ([23, 24]) beruhend, arbeiten dagegen mit höheren Konversionsfaktoren von 0,018 bzw. 0,0195 mSv / mGy × cm (geschlechtergemittelt). Diese berücksichtigen bereits die Änderungen nach ICRP 103. Damit ergeben sich für einen normalgewichtigen Patienten Effektivdosiswerte von 1,08 bzw. 1,17 mSv, die knapp oberhalb des Sub-mSv-Bereichs liegen. In Anbetracht dieser Problematik (fehlende Standardisierung) sollten Effektivdosiswerte daher nur zur Orientierung, nicht jedoch zur Überprüfung auf Einhaltung von Empfehlungen oder gesetzlichen Vorgaben verwendet werden. Dies sollte ausschließlich anhand der standardisierten Dosisgrößen $CTDI_{vol}$ und DLP erfolgen.

Alle genannten Vorgaben gelten für normalgewichtige Patienten (BMI von ca. 24 kg/m² nach ICRP 89 [25]). Zur Kompensation der bei kräftigeren Patienten stärker ausfallenden Schwächung ist eine entsprechend höhere Dosis erforderlich. Umgekehrt kann bei schlankeren Patienten mit einer verringerten Dosis gearbeitet werden. Apparative Einrichtungen, die die Dosis automatisch an die Statur des Patienten anpassen (Dosisautomatiken), existieren seit 15 Jahren. Je nach Hersteller gibt es jedoch signifikante Unterschiede, wie diese Automaten auf sich ändernde Abmessungen reagieren (ausgeprägt für konstantes oder eher gedämpft für „adäquates“ Rauschen) und wie die Dosisvorwahl vorgenommen werden kann (über mAs oder Rauschvorwahl).

Hinzu kommt, wie eigene, noch unveröffentlichte Untersuchungen zeigen, dass der Patientenhabitus speziell im Thorax (Lunge, Schulter) je nach Automatik sehr uneinheitlich bewertet wird. Wie aus ► **Abb. 4** ersichtlich, unterscheiden sich – trotz Verwendung desselben anthropomorphen Lungenphantoms und vergleichbarer Dosisvorwahl – sowohl das Dosisniveau wie auch dessen Verlauf in Patientenlängsrichtung ganz erheblich. So ist beispielsweise

bei der Siemens-Automatik die Dosis im Schulterbereich gegenüber dem Abdomen um Faktor 2,5 erhöht, bei der GE-Automatik dagegen um 20 % erniedrigt. Außerdem ist mit einer Reihe von gerätespezifischen Besonderheiten und damit verbundenen Fehlerquellen zu rechnen. Sie sind dem Anwender zumeist unbekannt und führen nicht selten zu inkonsistenten Ergebnissen.

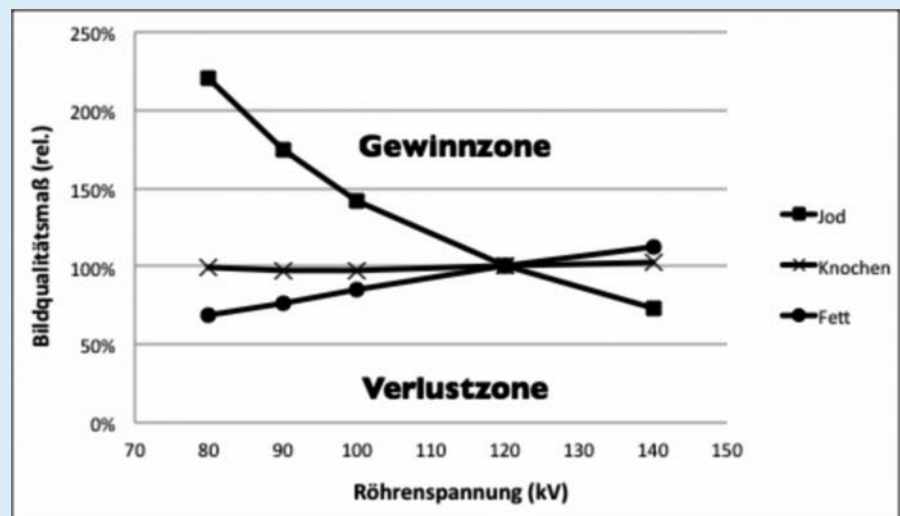
Unter diesen Umständen ist es in der Praxis unmöglich, bei Einsatz einer Dosisautomatik die gewünschte Vereinheitlichung bei Verwendung unterschiedlichster Scanner zu erreichen. Von einem Einsatz der Dosisautomatik wird daher zumindest bei Anfertigung von Niedrigdosis-CT Untersuchungen im Rahmen der Diagnostik und Begutachtung berufsbedingter Lungenerkrankungen abgeraten. Feste Dosisinstellungen in Verbindung mit einer Anpassung nach Körperstatur ermöglichen dagegen eine wesentlich bessere Kontrolle der Akquisitionsbedingungen mit konsistenteren Ergebnissen. Die hierfür empfohlenen Anpassungen bei $CTDI_{vol}$ und DLP sind in ▶ **Tab. 3** zusammengestellt. Als Merkmal zur Klassifizierung des Patientenhabitus dient der Body-Mass-Index (BMI); normalgewichtige Patienten sind dem Bereich 25 ± 3 (d. h. 22 bis 28) zugeordnet.

In der Praxis hat es sich bewährt, zur Dosisinstellung separate Protokolle für vier BMI-Gruppen vorzuhalten (bis 21, 22 bis 28, 29 bis 34, ab 34). Bei den für Mitteleuropa typischen Patientenkollektiven entfallen auf die einzelnen Gruppen jeweils rund 20, 50, 20 und 10 % der zu untersuchenden Personen. Die Dosisanpassung erfolgt mit jeweils Faktor 1,4 von Gruppe zu Gruppe und damit wesentlich ausgewogener, als es mit nur zwei Gruppen und Verdopplung der Dosis möglich ist. Die Form der Anpassung ist den Charakteristiken der Dosisautomatiken von Philips und Siemens sowie den Empfehlungen der Fa. GE zur Wahl des Rauschindex nachempfunden. Für schlankere Patienten wird die Dosis damit weniger stark abgesenkt, für kräftigere weniger stark erhöht, als es zur Konstanzhaltung des Bildrauschens erforderlich wäre. Wie grundlegende Untersuchungen [27] gezeigt haben, deckt sich diese Form der Dosisanpassung („adequate noise“) besser mit den radiologischen Sehgewohnheiten („perceived noise“) und hat sich, wie die Ak-

▶ **Tab. 3** Anpassung der Dosisinstellungen an die Patientenstatur auf Basis des BMI.

▶ **Table 3** Adaptation of the dose settings to the patient's habitus according to his BMI.

Habitus	BMI-Bereich	Anpassungsfaktor	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy × cm)
Schlank	≤ 21	0,7	≤ 1,2	≤ 43
Normal	22 bis 28	1	≤ 1,7	≤ 60
Kräftig	29 bis 34	1,4	≤ 2,4	≤ 85
Sehr kräftig	> 34	2	≤ 3,4	≤ 120



▶ **Abb. 5** Bildqualitätsmaß (relatives Kontrast-Rausch-Verhältnis CNR^2 bei konstanter Dosis) bei Differenzierung unterschiedlicher Substanzen gegenüber Weichteilgewebe im Vergleich zur Standardspannung 120 kV. Relativwerte oberhalb 100 % liegen in der Gewinnzone, d. h. bei Änderung der Röhrensprung ergibt sich eine Verbesserung des CNR bei gleicher Dosis bzw. wird eine entsprechende Reduzierung der Dosis bei gleichem CNR ermöglicht.

▶ **Fig. 5** Image quality index (relative contrast- to-noise ratio CNR^2 at constant dose) in differentiating other materials from soft tissue in comparison to the standard voltage setting (120 kV). Relative values above 100 % characterize the profit zone, i. e. modification of the voltage setting results in improved CNR at equal dose or allows for a corresponding dose reduction at equal CNR .

zeptanz der Dosisautomatiken von Philips und Siemens zeigt, in der Praxis bewährt.

6. Spannungseinstellung

Während die Wahl des mAs-Produkts ausschließlich die Quantität der Strahlung beeinflusst, wirkt sich die Wahl der Aufnahme-spannung zusätzlich auf deren Qualität, d. h. auf die Penetrationsfähigkeit und die Kontrastgebung aus. So sinkt mit verringerter Spannung die Dosisausbeute der Röntgenröhre; zugleich nimmt das Penetrationsvermögen der Strahlung ab. Zwar reduziert sich damit die Patientendosis, doch die

am Detektor ankommende Strahlenintensität wird in noch stärkerem Maße gemindert. Andererseits bilden sich Gewebeunterschiede bei verringerter Spannung – wie im konventionellen Röntgen – kontrastreicher ab.

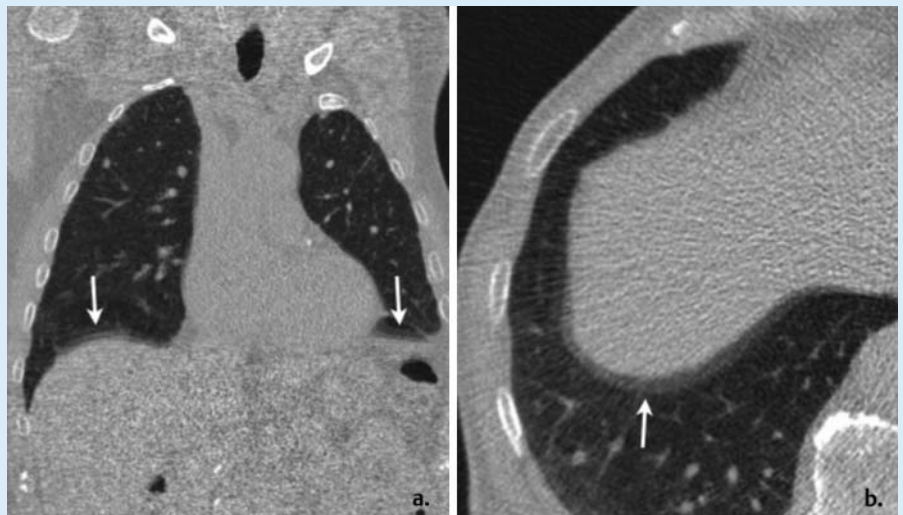
Ob die Gesamtbilanz bei Spannungsabsenkung positiv oder negativ ausfällt ist hängt von den zu differenzierenden Substanzen ab. Ein Maß hierfür ist das Kontrast-Rausch-Verhältnis pro Einheit der absorbierten Dosis. Wie aus ▶ **Abb. 5** ersichtlich, überwiegen bei Verwendung von jodhaltigem Kontrastmittel eindeutig die Vorteile, weshalb sich in den letzten Jahren das Arbeiten mit reduzierter Spannung (auf 100

oder 80 kV) in der CTA und anderen KM-gestützten Untersuchungen durchgesetzt hat. Bei nativen Untersuchungen dominieren jedoch die Nachteile, da der Kontrastgewinn von Fett, Luft und anderen Weichteilsubstanzen zu klein ist, um die Verluste der verringerten Penetrationsfähigkeit zu kompensieren. Daher ist eine Spannungsabsenkung bei nativen Thorax-Untersuchungen kontraproduktiv. Die aus **Abb. 5** ersichtlichen Vorteile einer Erhöhung auf 140 kV sind jedoch nur gering. Daher sollte die übliche 120 kV-Einstellung beibehalten werden. Bei Siemens-Geräten der Emotion-Serie, die mit geringerer Strahlenfilterung ausgestattet sind, entspricht dem die 130 kV-Einstellung. Niedrigere Spannungen (100 bzw. 110 kV) sollten nur in Fällen gewählt werden, in denen eine weitere Absenkung des mAs-Produkts nicht mehr möglich ist, um die gewünschte Dosis einzustellen.

7. Pitchfaktor

Im Gegensatz zum Einzelschicht-CT wird bei Mehrschicht-Geräten ein verändertes Interpolationsverfahren verwendet (‘z-Filterung’ [28]). Dadurch ist es bei allen Mehrschichtgeräten möglich, trotz unterschiedlicher Pitcheinstellung Bilder zu rekonstruieren, die hinsichtlich erforderlicher Dosis, effektiver Schichtdicke und Rauschen weitestgehend identisch sind. Letzteres erfordert allerdings eine Änderung des mAs-Produkts proportional zum gewählten Pitch. Bei den Geräten der beiden Hersteller Philips und Siemens ist diese Anpassung bereits mit den zu wählenden effektiven mAs enthalten. Bei den Geräten der Hersteller GE und Toshiba ist diese Bedingung erfüllt, wenn der Röhrenstrom bei geändertem Pitch so angepasst wird, dass der $CTDI_{vol}$ konstant bleibt.

Unter diesen Umständen reduziert sich die Pitcheinstellung auf eine Art Geschwindigkeitsregelung, die im Bedarfsfall erhöht werden kann, um den Scanvorgang zu beschleunigen. Allerdings sind die Einstellungen je nach Gerät auf max. 1,5 bis 1,75 begrenzt, da sonst eine Unterabtastung mit entsprechenden Artefakten droht. Höhere Werte sind nur bei Geräten, die zeitgleich mit zwei Röntgenröhren arbeiten, unbedenklich. Außerdem ist bei höheren Pitcheinstellungen mit Spiral-Artefakten (sog.



► **Abb. 6** Bewegungsbedingte Artefakte bei hochgradig überlappender Scanweise. Doppelkonturen (Pfeile) trotz kurzer Rotationszeit (0,4 s) im mittleren und unteren Lungenabschnitt, da der Scan mit Pitchfaktor 0,48 vorgenommen wurde, wodurch sich die effektive Expositionszeit auf 0,83 s erhöht. Die Rekonstruktion der 1 mm dicken Schichten erfolgte dadurch mit den Rohdaten zweier aufeinanderfolgender Rotationen, die aufgrund der Bewegung nicht deckungsgleich sind.
► **Fig. 6** Motion artifacts caused by highly overlapping acquisition. Double contours show up in the lower lung area (arrows) despite a short rotation time (0.4 s). As a consequence of the low pitch setting (0.48) the reconstruction is performed using the raw data of two consecutive rotations, which are not identical due to motion. The resulting effective exposure time is thereby increased to 0.83 s.

‘Windmühl’-Artefakten) zu rechnen, die für Regionen mit starken Dichteänderungen in Patientenlängsrichtung typisch sind. Dies ist jedoch eher im Bereich des Mittelgesichts als im Thorax problematisch.

Daher sollte in der Regel mit einem Pitch von ca. 1 gescannt werden. Höhere Werte sollten nur gewählt werden, wenn andernfalls eine Bildakquisition mit Submillimeter-Kollimation oder gar die Einhaltung der Vorgaben für die Gesamt-Scanzeit nicht gewährleistet ist. Umgekehrt ist es bei Konstanzhaltung des $CTDI_{vol}$ dosistechnisch unbedenklich, wenn bei leistungsstarken höherzeiligen Geräten in bestimmten Fällen ein Pitchfaktor verwendet wird, der deutlich unter 1 liegt. Dies ist beispielsweise notwendig, um an Siemens-Geräten die organbasierte Dosismodulation (‘XCare’, s. Abschnitt 13.3) oder an manchen Philips-Geräten die Auflösungs-Einstellung ‘High’ benutzen zu können.

Allerdings verlängert sich dabei die effektive Expositionszeit (d. h. Rotationszeit/Pitch), was aufgrund der überlappenden Scanweise mit einem erhöhten Risiko bewegungsbedingter Artefakte verbunden ist. ► **Abb. 6** zeigt ein Beispiel, bei dem die Bildakquisition

mit Pitch 0,48 vorgenommen wurde. Die Bildrekonstruktion erfolgt dabei mit den Rohdaten aus 2 aufeinanderfolgenden Rotationen. Aufgrund der Bewegung sind diese nicht deckungsgleich und führen zu Doppelkonturen. Daher sollten derart niedrige Pitchfaktoren nur verwendet werden, wenn dies aus gerätetechnischen Gründen unumgänglich ist. Auf eine sorgfältige Instruktion des Atemkommandos vor Durchführung der Untersuchung ist unter diesen Umständen besonders zu achten.

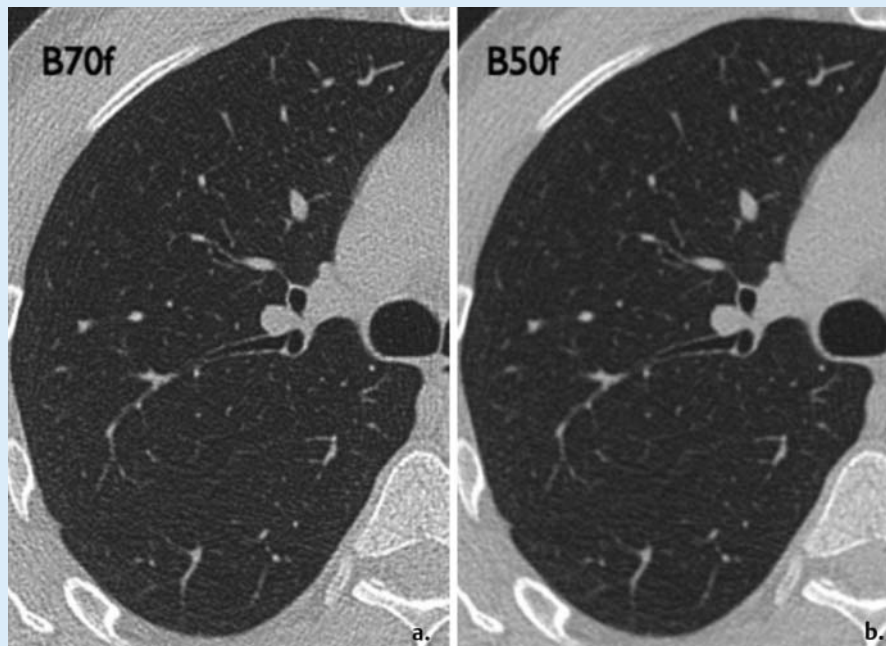
8. Filterkernel

Für die Rekonstruktion im Lungenfenster ist die Verwendung eines speziellen schärfenden Lungenkernels erforderlich. Da die Befundung jedoch an Dünnschichtbildern, die mit niedriger Dosis akquiriert wurden, vorgenommen wird, sollte auf übermäßige Kantenbetonung verzichtet werden. So wird beispielsweise in den ‘Application Guides’ von Siemens für das Protokoll ‘Lung LowDose’ im Gegensatz zum Routine-Thorax-Protokoll der Kernel B50 anstelle von B70 empfohlen [29]. Ebenso findet man in den Bedienungsanleitungen von GE den Hinweis, dass bei dünnschichtigen

► **Tab. 4** Für Low-Dose-HRCT-Untersuchungen des Thorax empfohlene Filterkernel je nach Hersteller mit Angabe des Rauschunterschieds zu den stark kantenbetonten Lungenkerneln, die nur bei Routineprotokollen mit höherer Dosis und dickeren Schichten verwendet werden sollten, sowie die zur Beurteilung des Mediastinums empfohlenen glättenden Bodykernel.

► **Table 4** Manufacturer-specific filter kernels recommended in low-dose HRCT examinations of the chest for dedicated reconstructions of the lungs and the mediastinum, respectively. The factor by which image noise is reduced compared to the edge enhanced lung kernels (which should be used in routine protocols with standard dose settings and thicker slices only) is stated.

Hersteller	Lunge			Mediastinum
	Routine	Low-Dose HRCT	Rauschunterschied	
General Electric	Lung	Bone	Faktor 1,6 weniger	Soft
Philips	L mit Resolution ‚High‘	L mit Resolution ‚High‘		B
Siemens	B70	B50	Faktor 2,3 weniger	B30
Toshiba	FC 51	FC 85 (FC 50)	Faktor 1,7 weniger	FC 02



► **Abb. 7** Rekonstruktion desselben Low-Dose-Volumen-HRCT-Rohdatensatzes mit dem Standard-Siemens-Lungenkernel B70 f **a** und dem für Low-Dose-Untersuchungen vom Hersteller (Siemens) empfohlenen Lungenkernel B50 f **b** (Standardpatient, effektive Schichtdicke 1 mm, $CTDI_{vol} = 1,3$ mGy). Bei nur geringfügig reduzierter Zeichenschärfe ist das Bildrauschen mit Kernel B50 f signifikant verringert (um Faktor 2,6 von 155 auf 66 HU in der Aorta).

► **Fig. 7** Reconstruction of the same low dose volume HRCT raw data set using Siemens' standard lung kernel B70 f **a**) and the lung kernel B50 f **b**) recommended by the manufacturer in low dose chest examinations for a standard-sized patient, an effective slice thickness of 1 mm and a $CTDI_{vol}$ of 1.3 mGy. While image definition is only slightly degraded, image noise is significantly reduced with B50 f (by factor 2.6 from 155 to 66 HU in the aorta).

Lungenbildern anstelle des ‚Lung‘-Kernels der weniger kantenbetonte ‚Bone‘-Kernel gewählt werden sollte [30].

Die für Low-Dose-HRCT-Untersuchungen des Thorax von uns empfohlenen Filterkernel sind in ► **Tab. 4** zusammengestellt. Wie ► **Abb. 7** zeigt, ist die Bildschärfe der damit resultierenden Bilder gegenüber dem kantenbetonen Pendant zwar etwas, jedoch nicht einschränkend reduziert. Dafür fällt das Bildrauschen mit Faktoren, die zwischen 1,6 und 2,3 liegen, deutlich geringer aus. Auch sind die Bilder damit weniger anfällig für Streifenartefakte.

Wie ausführliche Tests mit unterschiedlichen Kernelvarianten erbracht haben, wird mit der empfohlenen Auswahl zugleich eine gewisse Vergleichbarkeit der Bildqualität hinsichtlich Bildschärfe und Rauschen sichergestellt. Für Standardpatienten ergibt sich mit einem $CTDI_{vol}$ von 1,5 mGy bei effektiven Schichtdicken von 1 mm ein Bildrauschen im zentralen Lungenabschnitt zwischen 70 und 100 HU. Bei Philips-Geräten ist hierzu die Auflösungseinstellung ‚High‘ zu verwenden, da die Bilder mit der Einstellung ‚Standard‘ im Vergleich zu den Filterkernen der anderen Hersteller merklich weicher ist. Die Einstellung ist bereits vor der Bildakquisition festzulegen, da der Scan mit dem kleinen Röhrenbrennfleck vorgenommen werden muss. Falls bei Toshiba-Geräten der Kernel FC 85 nicht verfügbar ist, sollte stattdessen der Kernel FC 50 gewählt werden. Für Rekonstruktionen im rund viermal engeren Mediastinalfenster lässt sich mit glättenden Bodykernen das Bildrauschen der Low-Dose-Bilder soweit verringern, dass eine ausreichende Beurteilung des Weichteilgewebes möglich ist. Die entsprechenden Kerneempfehlungen sind ebenfalls in ► **Tab. 4** aufgeführt.

9. Rekonstruktionsverfahren

Seit 2008 sind bei den CT-Herstellern wie auch bei Drittanbietern Verfahren zur iterativen Bildrekonstruktion erhältlich. Allen gemeinsam ist, dass sie das Bildrauschen im Vergleich zur herkömmlichen Rekonstruktion mit Filtered Back-Projection (FBP) signifikant reduzieren. Zu unterscheiden ist dabei zwischen Verfahren, die

- ausschließlich im Bilddatenraum arbeiten (sog. Post-Processing-Verfahren);

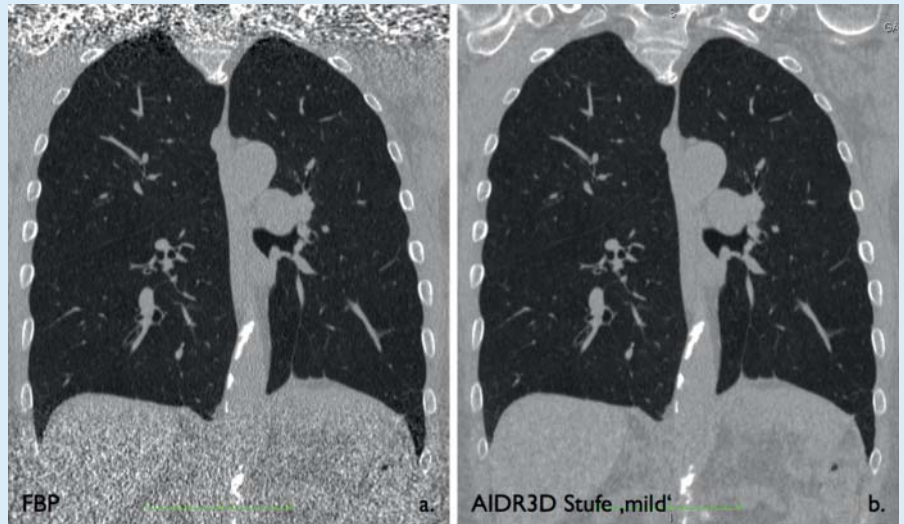
hierunter fallen neben den Produkten der Gerätehersteller (IRIS (Siemens) und AIDR (Toshiba)) alle IR-Lösungen von Drittanbietern; sie bieten Rauschreduktionen von Faktor 1.5 bis 2;

- sowohl im Roh- wie auch im Bilddatenbereich arbeiten und vereinfachte Ansätze zur Modellierung des Abbildungssystems benutzen (sog. statistische oder Hybrid-IR-Verfahren); hierzu zählen ASIR (GE), iDose (Philips), SAFIRE/ADMIRE (Siemens) und AIDR3 D (Toshiba); je nach gewählter Stufe werden Rauschreduktionen bis zu Faktor 3 ermöglicht;
- sowohl im Roh- wie auch im Bilddatenbereich mit exakteren Modellierungen des Abbildungssystems arbeiten (sog. modellbasierte IR); je nach gewählter Stufe werden Rauschreduktionen bis zu Faktor 10 erzielt; hierunter fallen derzeit Veo (GE), IMR (Philips) und FIRST (Toshiba).

Die genannten Vorteile können auf unterschiedliche Weise genutzt werden: zur Dosisverringern bei gleichem Rauschen, zur Rauschreduktion bei gleicher Dosis, zur Verbesserung der Bildschärfe bei gleicher Dosis und gleichem Rauschen sowie in einer Kombination, bei der sowohl die Bildqualität verbessert als auch die Dosis reduziert wird.

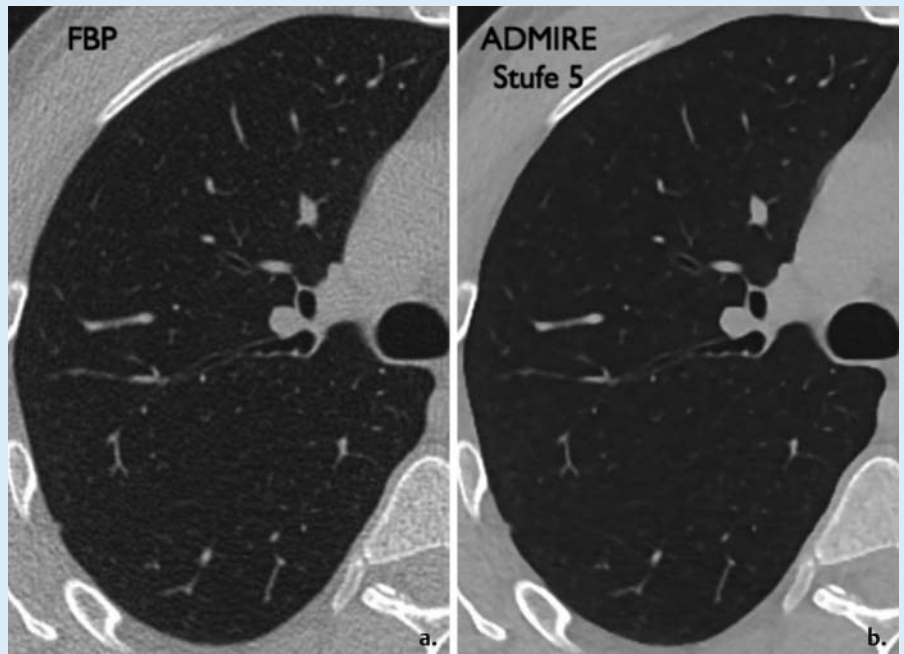
Neben der Rauschreduktion bieten rohdatenbasierte IR-Verfahren zusätzlich die Möglichkeit zur wirksamen Verringerung von sog. ‚Photon Starvation‘-Artefakten, die speziell bei Untersuchungen des Thorax im Bereich der Schulter zu verzeichnen sind (► **Abb. 8**). Ausschließlich im Bilddatenraum arbeitende Lösungen sind hierzu nicht imstande, doch selbst nicht alle rohdatenbasierten IR-Lösungen verfügen über diese Eigenschaft.

In der Literatur finden sich vereinzelte Hinweise, dass die genannten Vorteile bei zunehmender IR-Stufe mit gewissen Einbußen bei der Bildqualität einhergehen (z. B. in [31 – 34]). Neben einer veränderten ‚plastikartigen‘ Bildtextur zählen hierzu Verringerungen der Bildschärfe (aufgrund abnehmendem Kontrast feiner Details) und ein Verlust der Lungengerüststruktur (► **Abb. 9**). Dies betrifft jedoch nicht alle IR-Lösungen, und wenn, dann auch nicht in gleichem Ausmaß.



► **Abb. 8** Rekonstruktion desselben Low-Dose-Volumen-HRCT-Rohdatensatzes mit konventioneller gefilterter Rückprojektion (FBP, **a**) und rohdatenbasierter iterativer Rekonstruktion (AIDR3 D mit Stufe ‚mild‘, **b**). Der Zugriff auf die Rohdaten ermöglicht eine wirkungsvolle Verringerung der ‚Photon Starvation‘-Artefakte im Schulter- und Abdomenbereich.

► **Fig. 8** Reconstruction of the same low dose volume HRCT raw data set using conventional filtered back projection (FBP, **a**) and raw data based iterative reconstruction (AIDR3 D with level ‚mild‘, **b**). The opportunity to make use of the raw data allows to efficiently reduce photon starvation artifacts in the shoulder and upper abdomen range.



► **Abb. 9** Rekonstruktion desselben Low-Dose-Volumen-HRCT-Rohdatensatzes mit konventioneller FBP **a** und rohdatenbasierter iterativer Rekonstruktion (ADMIRE mit Stufe 5, **b**). Die Rauschreduktion von 70 % (Faktor 3,3) geht mit Einbußen in der Bildschärfe (aufgrund verringertem Kontrast feiner Details) und einem Verlust der Lungengerüststruktur einher.

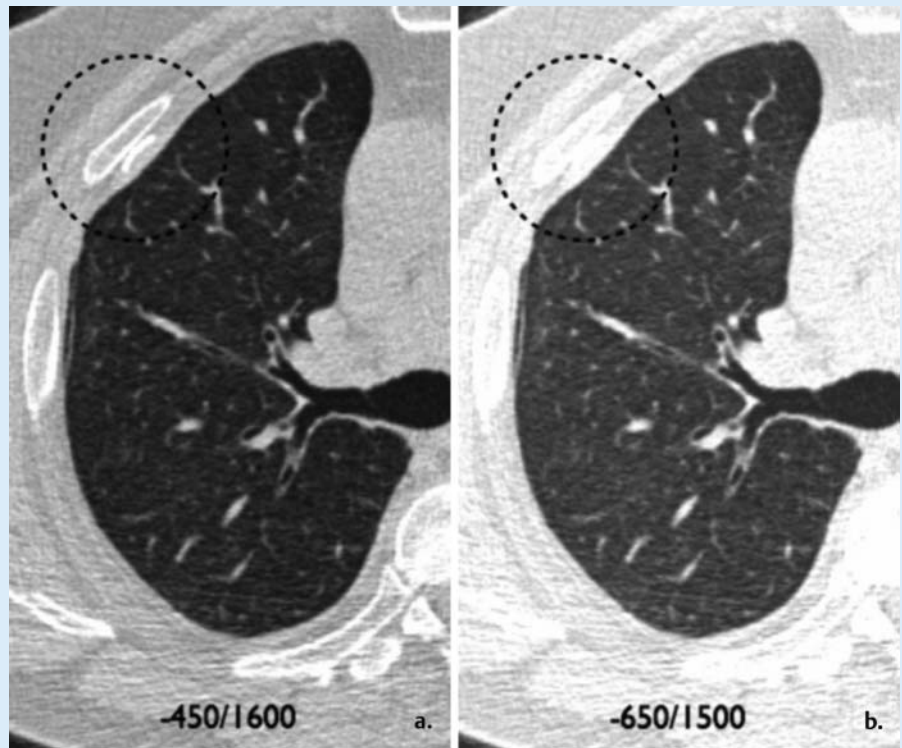
► **Fig. 9** Reconstruction of the same low dose volume HRCT raw data set using conventional filtered back projection (FBP, **a**) and raw data based iterative reconstruction (ADMIRE with level 5, **b**). A noise reduction of 70 % (by factor 3.3) is achieved at the expense of reduced definition (due to lower image contrast of fine details) and almost complete loss of the reticular lung structure.

Anhand von repräsentativen Beispielen wurde von den Radiologen, die an dieser Publikation mitgewirkt haben, im Konsensverfahren bewertet, in wie weit diese Nachteile zu Einschränkungen in der Beurteilbarkeit berufsbedingter Lungenerkrankungen führen. Die in der Literatur beschriebenen Limitationen wurden dabei im Wesentlichen bestätigt. Aufgrund der Unterschiedlichkeit und der je nach Ausführung mehr oder weniger ausgeprägten Nachteile der angebotenen Lösungen kann der Einsatz der iterativen Rekonstruktion zumindest für den Bereich berufsbedingter Lungenerkrankungen nicht uneingeschränkt befürwortet werden. Folgende Empfehlungen sollten daher beachtet werden:

- Wie im Fall der ähnlich gelagerten Metallartefakt-Reduktion ist die herkömmliche FBP-Rekonstruktion zumindest bei den axialen Dünnschichten mit dem Lungenkernel unverzichtbar und wird obligatorisch dokumentiert.
- Für alle anderen erforderlichen Rekonstruktionen ist die Verwendung der IR freigestellt. Um die diagnostische Auswertbarkeit der mit FBP rekonstruierten axialen Dünnschichten nicht zu beeinträchtigen, darf die IR nicht zur weiteren Dosisreduktion, sondern ausschließlich zur Verbesserung der Bildqualität eingesetzt werden. Dies kann entweder in Form von verringertem Rauschen oder erhöhter Bildschärfe (bei gleichzeitiger Verwendung eines kantenbetonterer Filterkernels) erfolgen.
- Auf die Verwendung modellbasierter IR-Verfahren sollte wegen der besonders stark ausgeprägten Nachteile verzichtet werden.
- Um mögliche Einschränkungen zu minimieren, sollten die übrigen IR-Verfahren nur bis zur jeweils mittleren IR-Stufe verwendet werden.
- Keine Bedenken bestehen hinsichtlich Einsatz der statistischen IR-Verfahren bei der niedrigsten Stufe, zumal in der Regel bereits damit eine effiziente Verringerung der „Photon Starvation“-Artefakte erzielt wird.

10. Multi-Planare Reformatierungen

Die Erstellung von multi-planaren Reformatierungen (MPR) ist auf zwei Wegen



► **Abb. 10** Beeinträchtigung bei der Beurteilung pleuraler Veränderungen durch Verwendung einer ungünstigen Fenstereinstellung ($C = -650/W = 1500$, **b**) mit Limitierung des Darstellungsbereichs auf max + 100 HU statt auf max. + 350 HU bei der empfohlenen Einstellung ($C = -450/W = 1600$, **a**)
 ► **Fig. 10** Limitations in the diagnosis of pleural modifications by use of inappropriate window settings ($C = -650/W = 1500$, **b**), restricting the displayed range of CT numbers to max + 100 HU instead of + 350 HU when using the recommended setting ($C = -450/W = 1600$, **a**).

möglich: Durch Umformatierung der überlappenden Dünnschichtbilder an der Workstation oder durch Direkt-Rekonstruktion aus den Rohdaten. Direkt-MPR haben den Vorteil, dass das Bildrauschen im Vergleich zu den umformatierten Dünnschichten um rund 20 bis 30% geringer ausfällt. Grund hierfür ist, dass bei der Rekonstruktion der Dünnschichtbilder ein Teil der Daten ungenutzt bleiben muss, um trotz Spiraldateninterpolation ein adäquates Schichtprofil zu erzeugen. Diese Notwendigkeit entfällt größtenteils, wenn MPR-Bilder in allen drei Raumebenen direkt aus den Rohdaten erzeugt werden. Daher ist die Erzeugung von Direkt-MPRs präferiert.

Andererseits lassen sich aus dem Dünnschicht-Datensatz bei Bedarf entsprechend dünne MPRs erzeugen, deren Mindestdicke allein vom FOV der axialen Bilder und der Matrix bestimmt wird (üblicherweise $350\text{ mm}/512 = 0,68\text{ mm}$). Diese dünnen MPRs können an den meisten Workstations nachträglich auf den in ► **Tab. 1** geforderten

Wert „aufgedickt“ werden, wodurch sich das Bildrauschen entsprechend verringern lässt.

11. Fenstereinstellung

Für das Lungenparenchym ist aufgrund der extremen Dichteunterschiede eine große Fensterweite W erforderlich (üblicherweise 1500 bis 2000 HU). Geringere Fensterweiten steigern zwar den Bildkontrast, erhöhen jedoch im gleichen Maße die visuelle Perzeption des Bildrauschens und erschweren die Beurteilung der Pleura und die Differenzierung von Verkalkungen. Für die Fenstermitte C sind in der Praxis Werte von -300 bis -500 HU anzutreffen.

Anhand von repräsentativen Beispielen wurde von den Radiologen, die an dieser Publikation mitgewirkt haben, im Konsensverfahren bewertet, in welchem Maße sich unterschiedliche Fenstereinstellungen auf die Beurteilbarkeit typischer Befundmuster bei berufsbedingten Lungenerkrankungen

auswirken. Dabei zeigte sich, dass die Beurteilbarkeit pleuraler Veränderungen bei Einstellungen, die den Darstellungsbereich nach oben auf weniger als 300 HU limitieren, zunehmend beeinträchtigt wird. Außerdem zeigte sich, dass bei Verwendung zu enger Fensterweiten von weniger als 1600 HU die Beurteilbarkeit von milchglasartigen Veränderungen und Inhomogenitäten abnimmt. Daher sollte die beispielsweise von ELCAP [5] und in [35] empfohlene Einstellung ($C = -650$ HU in Verbindung mit $W = 1500$ HU) nicht benutzt werden, da der Darstellungsbereich bei $+100$ HU endet (► **Abb. 10**).

Für das Mediastinum ist dagegen das übliche Weichteilfenster adäquat. Als Fensterlagen und -weiten sind in der Praxis Werte zwischen 30 und 60 HU (C) bzw. 300 und 500 HU (W) gebräuchlich.

Da bei der Diagnostik berufsbedingter Lungengenerkrankungen häufig eine Zweitbegutachtung erfolgt, ist eine Vereinheitlichung der Fenstereinstellungen sinnvoll. Für das Lungen- und das Mediastinalfenster werden daher Einstellungen von $C = -450$ HU / $W = 1600$ HU sowie $C = 45$ HU / $W = 400$ HU empfohlen. Sie entsprechen dem Mittel der in der Praxis üblichen Werte. Da die Fenstereinstellungen an Befundungsarbeitsplätzen und DICOM-Viewern in der Regel veränderbar sind, können die Einstellwerte interaktiv verändert werden, um bei Bedarf gewisse Bilddetails noch vorteilhafter zu visualisieren.

12. Dokumentation und Archivierung

Um jederzeit die bei der Bildakquisition erzeugten Daten in bestmöglicher Qualität nutzen zu können, ist es obligatorisch, alle erstellten Rekonstruktionen (wie in ► **Tab. 1** gefordert) sowie die zur Scanplanung verwendeten Übersichtsradiogramme (je nach Gerät mit Topogramm, Scout, Surview etc. bezeichnet) und den Dosisreport der Untersuchung zu archivieren. Bei Weitergabe zur Zweitbefundung ist es aus den gleichen Gründen erforderlich, diese Daten vollständig auf CD- oder DVD-ROM zu dokumentieren.

13. Verwendung von Strahlenschutzmitteln

Zur Dosisreduzierung strahlensensibler Organe (Gonaden, Augenlinse, Schilddrüse und weibl. Brust) werden Strahlenschutzmittel angeboten, deren Zweck es ist, die aus dem Scanbereich austretende Streustrahlung und – bei Anbringung innerhalb des Scanbereichs – auch die Nutzstrahlung zu reduzieren. Um deren Wirksamkeit objektiv beurteilen zu können, ist eine quantitative Betrachtung der einzelnen Maßnahmen geboten. Wie im folgenden gezeigt wird, ist die Verwendung dieser Mittel bei Thoraxuntersuchungen – mit Ausnahme des Schilddrüsenschutzes – unnötig bis kontraproduktiv und daher nicht zu empfehlen (eine ausführliche Darstellung zu diesem Thema ist auf der Homepage des Autors verfügbar [36]).

13.1. Augenlinsenschutz und Hodenkapsel

Augenlinse wie auch Testes sind vom Scanbereich so weit entfernt, dass die dort noch ankommende Streustrahlungsniveau mit rund 2 % und 1 % vom $CTDI_{vol}$ sehr gering ausfällt. Die Organdosis entspricht betragsmäßig der natürlichen Strahlenexposition von lediglich 6 bzw. 3 Tagen, betrifft jeweils nur ein Einzelorgan (im Gegensatz zur Exposition sämtlicher Organe bei der natürlichen Strahlenexposition) und ist damit vernachlässigbar gering.

13.2. Bleidecke zur Dosisreduzierung an Uterus und Ovarien

Umwickeln einer weiblichen Patientin mit einer 1 mm dicken Bleidecke reduziert zwar die Dosis am Uterus um 35 % [37], dies jedoch auf sehr geringem Absolut-Niveau (um lediglich 0,4 % vom $CTDI_{vol}$). Ähnliches gilt für die Ovarien in dessen unmittelbarer Nachbarschaft. Die damit erzielbaren Einsparungen der Organdosis entsprechen betragsmäßig der natürlichen Strahlenexposition eines einzigen Tages und sind damit ebenfalls vernachlässigbar gering.

13.3. Brustabdeckung

Die Direktabdeckung der weiblichen Brust reduziert die Mammadosis je nach Dicke des verwendeten Strahlenschutzmittels um 30 bis 50 %. Da die Abdeckung jedoch im

Scanbereich angeordnet ist, wird damit zugleich die zur Bilderzeugung benötigte Strahlung geschwächt. Während die Dosisreduktion für die Mamma nur bei den a. p.-Projektionen wirksam ist, wird das Detektorsignal in beiden Richtungen (a. p. plus p. a.) geschwächt. Wie in [38] gezeigt, erhöht sich dadurch das Bildrauschen im Thorax im Bereich der Abdeckung um bis zu 90 %. In den wenigen fundierten Publikationen zu diesem Thema ([38, 39]) wird daher von der Verwendung von Direktabdeckungen abgeraten. Stattdessen werden andere ähnlich wirksame Maßnahmen empfohlen, die mit keinen oder nur geringfügigen Einbußen der Bildqualität verbunden sind.

Eine bildqualitätsneutrale Lösung bietet die sektorielle (auch partiell oder organbasiert genannte) Dosismodulation (wie beispielsweise XCare von Siemens). Dazu wird der Röhrenstrom während des Umlaufs der Röhre im Bereich der a.p.-Projektionen teilweise oder vollständig abgesenkt. Im Bereich der restlichen Projektionen wird er dafür soweit erhöht, dass im Mittel dasselbe mAs-Produkt pro Umlauf wie ohne diese Option appliziert wird. Wie in [40] gezeigt, wird die Mammadosis im gleichen Maße wie bei der Direktabdeckung reduziert, während das Bildrauschen nur geringfügig erhöht ist. Der Einsatz der sektoriellen Dosismodulation steht nicht im Widerspruch zu der Forderung, keine Dosisautomatik zu verwenden, da sie lediglich die Dosisverteilung innerhalb eines Röhrenumlaufs modifiziert, nicht aber das Dosisniveau. Sofern das Gerät diese Möglichkeit bietet und sie unabhängig von der eigentlichen Dosisautomatik anwählbar ist, sollte sie daher verwendet werden.

13.4. Schilddrüsenschutz

Da sich die Schilddrüse in unmittelbarer Nachbarschaft zur Lunge befindet, ist die dort ankommende Streustrahlung relativ hoch (typischerweise 70 % vom $CTDI_{vol}$). Selbst bei knapper Einblendung kann dieser Wert je nachdem, wie groß der OVERRANGING-Bereich des Geräts ist, noch höher ausfallen. Im Extremfall, d. h. wenn der Brutto-Scanbereich (incl. OVERRANGING) die Schilddrüse vollständig einschließt, kann sich die Organdosis auf das Doppelte des $CTDI_{vol}$ belaufen. Daher erscheint das Anlegen eines Schilddrüsenschutzes zunächst durchaus sinnvoll.

Zu beachten ist allerdings, dass der Schilddrüsenschutz nur die von außen kommende Streustrahlung reduzieren kann. Da ein Teil der Streustrahlung im Körperinneren zur Schilddrüse gelangt, ist die Schutzwirkung entsprechend geringer. Ebenso ist die Wirkung, wenn zum Schutz gegen Direktstrahlung verwendet, mit rund 30 % [38] nicht sonderlich hoch. Zudem ist die Schilddrüsendosis im Kontext mit den anderen exponierten Organen zu sehen. Selbst im Extremfall reduziert sich die Effektivdosis für die Thoraxuntersuchung durch einen Schilddrüsenschutz um höchstens 4 %.

Nachteilig ist außerdem, dass der Schilddrüsenschutz je nach Ausführung und Anbringung teilweise in den Lungenbereich hineinragt und sich dort wie eine Direktabdeckung auswirkt. Artefakte und erhöhtes Rauschen können die Beurteilbarkeit des oberen Lungensegments beeinträchtigen. Daher kann die Verwendung eines Schilddrüsenschutzes nur mit Einschränkungen empfohlen werden und sollte entsprechend sorgfältig abgewogen werden.

Literatur

- [1] DGUV. Empfehlung für die Begutachtung asbestbedingter Berufskrankheiten – Falkensteiner Empfehlung, S. 21 (2011)
- [2] Hofmann-Preiss K, Rehbock B. Früherkennung von Lungenkrebs bei asbestexponierten Arbeitnehmern. *Radiologe* 56: 810–816 (2016)
- [3] Mehnert F. Hochauflösende Mehrschicht-CT der Lunge – Vergleich mit HRCT-Einzelschichten. *Fortschr Röntgenstr* 172: 972–977 (2000)
- [4] ACR-STR. Practice parameter for the performance and reporting of lung cancer screening thoracic computed tomography (CT) (2014)
- [5] ELCAP. International Early Lung Cancer Action Program: Enrollment and Screening Protocol (2014)
- [6] NCCN. Clinical Practice Guidelines in Oncology (NCCN Guidelines) – Lung Cancer Screening Version 1.2016 (2015)
- [7] AG DRauE. Diagnostik und Begutachtung bei berufsbedingten Erkrankungen der Lunge (Protokoll 08.2015) – Low Dose – Volumen – HRCT des Thorax (LD VHRCT) (2015)
- [8] AWMF. Diagnostik und Begutachtung asbestbedingter Berufskrankheiten. Interdisziplinäre S2-Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Pneumologie und Beatmungsmedizin und der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin. AWMF-Register Nr. 002/038 (2010, derzeit in der Überarbeitung)
- [9] DGUV. Empfehlung für die Begutachtung asbestbedingter Berufskrankheiten – Falkensteiner Empfehlung, S. 115–116 (2011)
- [10] Schaer Verwaltungsrecht. Kap. 1.4 Rechtsgrundsätze Stand 31.05.2004 <http://www.schaer-info.de/kap1/kap1schnitt4/Binder1.pdf> (2004)
- [11] ImpACT. GE LightSpeed¹⁶ CT Scanner Technical Evaluation. MHRA Evaluation Report 04 015, S. 20 (2004)
- [12] ImpACT. Philips Mx8000 IDT CT Scanner Technical Evaluation. MHRA Evaluation Report 04 099, S. 19 (2004)
- [13] ImpACT. Siemens Somatom Sensation Open CT Scanner Technical Evaluation. MHRA Evaluation Report 05 071, S. 20 (2005)
- [14] ImpACT. Siemens Sensation 16 CT Scanner Technical Evaluation. MHRA Evaluation Report 04 037, S. 20 (2004)
- [15] ImpACT. Toshiba Aquilion 16 CT Scanner Technical Evaluation. MHRA Evaluation Report 04 045, S. 20 (2004)
- [16] Prokop M. In: Prokop M und Galanski M (Ed.), *Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body*, S. 124–126. Stuttgart: Thieme (2003)
- [17] Kauczor HU, Bonomo L, Gaga M et al. ESR/ERS white paper on lung cancer screening. *Eur Radiol* 25: 2519–2531 (2015)
- [18] American Association of Physicists in Medicine. The Measurement, Reporting and Management of Radiation Dose in CT. AAPM report 96, S. 13 (2008)
- [19] ICRP 60. International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21 (1–3) (1991)
- [20] ICRP 103. International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (3–4) (2007)
- [21] Stamm G, Nagel HD. CT-Expo – Ein Programm zur Dosisvaluierung in der CT, Version 2.4.1. Bezugsquelle: www.sascrad.de/data/documents/Leaflet-v2.4-D.pdf (2015)
- [22] ImpACT. Patient Dosimetry Calculator v. 1.0.4. Bezugsquelle: www.impactscan.org/ctdosimetry.htm (2011)
- [23] Zankl M, Panzer W und Drexler G. Tomographic Anthropomorphic Models Part II: Organ Doses from Computed Tomographic Examinations in Paediatric Radiology. GSF-Bericht 30/93. Oberschleißheim: GSF-Forschungszentrum (1993)
- [24] Jones DG and Shrimpton PC. Normalised organ doses for X-ray computed tomography calculated using Monte Carlo techniques. NRPB-SR250 (1993)
- [25] ICRP 89. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values. ICRP Publication 89. Ann. ICRP 32 (3–4) (2002)
- [26] Söderberg M. Automatic exposure control in CT: an investigation between different manufacturers considering radiation dose and image quality. Master of Science Thesis, Lund University (2008)
- [27] Wilting JE, Zwartkruis A et al. A rational approach to dose reduction in CT: individualized scan protocols. *Eur Radiol* 11: 2627–2632 (2001)
- [28] Tagushi K, Aradate H. Algorithm for Image Reconstruction in Multi-slice Helical CT. *Med. Phys.* 25: 550–561 (1998)
- [29] Siemens. Somatom Sensation 16 Application Guide – Routine Protocols Software Version VA70, S. 103 (2004)
- [30] General Electric. LightSpeed VCT Bedienungsanleitung Deutsch Version 9, S. 3–24 (2007)
- [31] Kalra MK, Woisetschläger M, Dahlström N et al. Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction of Low-Dose Chest CT: Effect on Image Quality and Radiation Dose. *AJR* 201:W235–W244 (2013)
- [32] Padole A, Singh S, Ackmann JB et al. Submillisievert Chest CT With Filtered Back Projection and Iterative Reconstruction Techniques. *AJR* 203:772–781 (2014)
- [33] Khajawa RDA, Singh S, Gilman M et al. Computed Tomography (CT) of the Chest at Less Than 1 mSv: An Ongoing Prospective Clinical Trial of Chest CT at Submillisievert Radiation Doses with Iterative Model Image Reconstruction and iDose⁴ Technique. *Comput Assist Tomogr* 38: 613–619 (2014)
- [34] Laqmani A, Avanesov M, Butscheidt S et al. Comparison of image quality and visibility of normal and abnormal findings at submillisievert chest CT using filtered back projection, iterative model image reconstruction (IMR) and iDose⁴™. *Eur J of Radiology* 85, 1971–1979 (2016)
- [35] Schaefer-Prokop C, Prokop M. In: Prokop M und Galanski M (Ed.), *Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body*, S. 287. Stuttgart: Thieme (2003)

[36] Nagel HD. Sinnvoller Einsatz von Strahlenschutzmitteln in der CT. <http://sascrad.de/data/documents/Strahlenschutzmittel-in-der-CT-HO.pdf> (2015)

[37] Danova D, Keil B, Kästner B et al. Reduction Of Uterus Dose In Clinical Thoracic Computed Tomography. *Fortschr Röntgenstr* 182: 1091 – 1096 (2010)

[38] Geleijns J, Salvadó Artells M, Veldkamp WJH et al. Quantitative assessment of selective in-plane shielding of tissues in computed tomography through evaluation of absorbed dose and image quality. *Eur Radiol* 16: 2334 – 2340 (2006)

[39] American Assosiation of Physicists in Medicine. AAPM Position Statement on the Use of Bismuth Shielding for the Purpose of Dose Reduction in CT scanning. Professional policy no. PP 26-A. www.aapm.org/org/policies/details.asp?id=319&type=PP (2012)

[40] Vollmar SV, Kalender WA. Reduction of dose to the female breast in thoracic CT: a comparison of standard-protocol, bismuth-shielded, partial and tube-current-modulated CT examinations. *Eur Radiol* 18: 1672 – 1684 (2008)

Nagel HD

Dr. HD Nagel – Wissenschaft & Technik für die Radiologie, Buchholz

Hering KG

Klinikum Westfalen – Knappschafts-krankenhaus, Dortmund

Hieckel HG

ehem. Evangelische Lungenklinik, Berlin

Ludwig K

Lungenklinik Lostau gGmbH, Lostau

Rehbock B

Praxis für Diagnostische Radiologie mit pulmonologischem Schwerpunkt, Berlin

Hofmann-Preiß K

BDT-MVZ, Erlangen

Korrespondenzadresse:

Dr. rer. nat. Hans Dieter Nagel
c/o Dr. HD Nagel – Wissenschaft & Technik für die Radiologie
Fritz-Reuter-Weg 5f
2244 Buchholz
++ 49/4181/998 609
drhdnagel@sascrad.de