

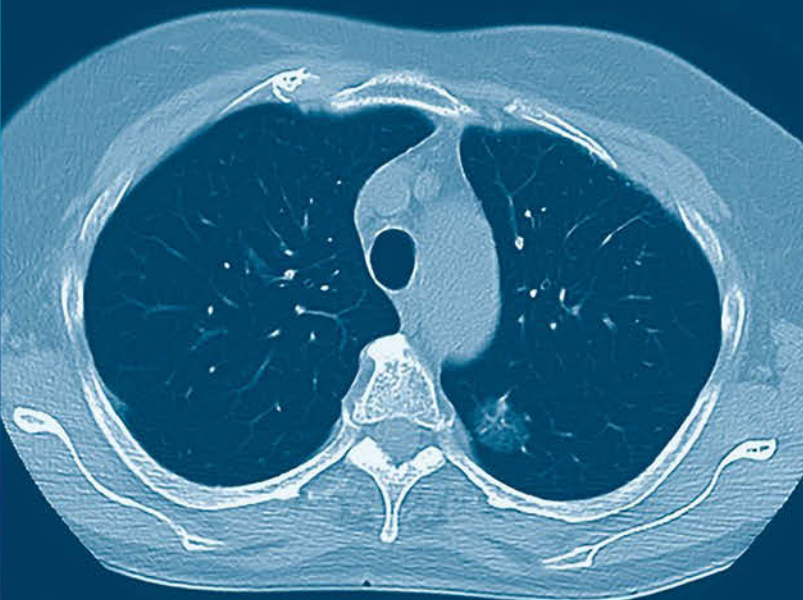
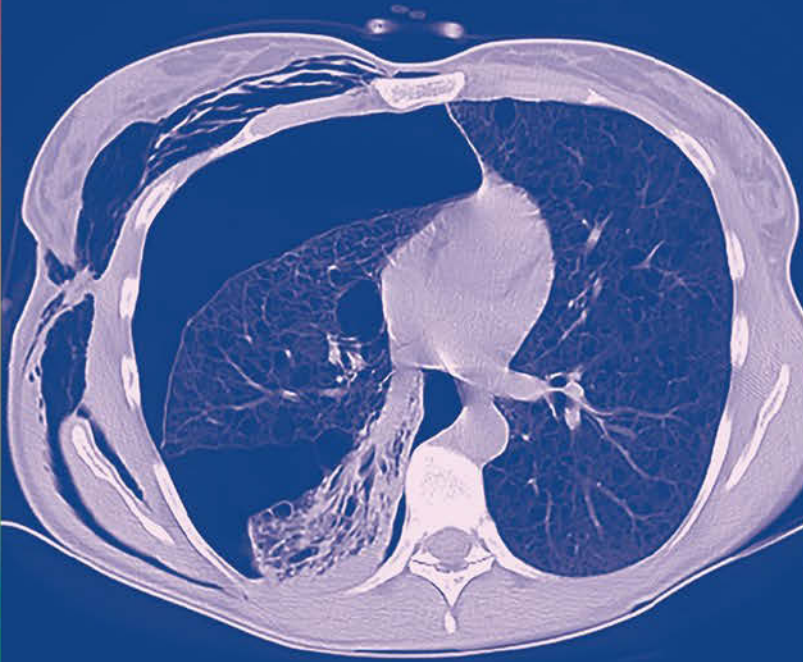
RRR

Referenz-Reihe
Radiologie

Thoraxdiagnostik

Dag Wormanns

Unter Mitarbeit von
Jürgen Biederer und
Beate Rehbock



Reihenherausgeber
Ulrich Mödder

Referenz-Reihe Radiologie (RRR) herausgegeben von Ulrich Mödder

Thoraxdiagnostik

Dag Wormanns

unter Mitarbeit von Jürgen Biederer und Beate Rehbock

591 Abbildungen

Georg Thieme Verlag
Stuttgart • New York

Impressum

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

Ihre Meinung ist uns wichtig! Bitte schreiben Sie uns unter

www.thieme.de/service/feedback.html



Wichtiger Hinweis: Wie jede Wissenschaft ist die Medizin ständigen Entwicklungen unterworfen. Forschung und klinische Erfahrung erweitern unsere Erkenntnisse, insbesondere was Behandlung und medikamentöse Therapie anbelangt. Soweit in diesem Werk eine Dosierung oder eine Applikation erwähnt wird, darf der Leser zwar darauf vertrauen, dass Autoren, Herausgeber und Verlag große Sorgfalt darauf verwandt haben, dass diese Angabe **dem Wissensstand bei Fertigstellung des Werkes** entspricht.

Für Angaben über Dosierungsanweisungen und Applikationsformen kann vom Verlag jedoch keine Gewähr übernommen werden. **Jeder Benutzer ist angehalten**, durch sorgfältige Prüfung der Beipackzettel der verwendeten Präparate und gegebenenfalls nach Konsultation eines Spezialisten festzustellen, ob die dort gegebene Empfehlung für Dosierungen oder die Beachtung von Kontraindikationen gegenüber der Angabe in diesem Buch abweicht. Eine solche Prüfung ist besonders wichtig bei selten verwendeten Präparaten oder solchen, die neu auf den Markt gebracht worden sind. **Jede Dosierung oder Applikation erfolgt auf eigene Gefahr des Benutzers.** Autoren und Verlag appellieren an jeden Benutzer, ihm etwa auffallende Ungenauigkeiten dem Verlag mitzuteilen.

© 2017 Georg Thieme Verlag KG
Rüdigerstr. 14
70469 Stuttgart
Deutschland
www.thieme.de

Zeichnungen: Gay & Sender, Bremen
Redaktion: Dr. Doris Kliem, Urbach
Umschlaggestaltung: Thieme Verlagsgruppe
Satz: L42 AG, Berlin
Druck: Aumüller Druck, Regensburg

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

Das Werk, einschließlich aller seiner Teile, ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwendung außerhalb der engen Grenzen des Urheberrechtsgesetzes ist ohne Zustimmung des Verlages unzulässig und strafbar. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen oder die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen.

DOI 10.1055/b-004-129679

ISBN 978-3-13-169591-8

1 2 3 4 5 6

Auch erhältlich als E-Book:
eISBN (PDF) 978-3-13-169601-4
eISBN (epub) 978-3-13-240060-3

Geleitwort Reihenherausgeber

Eine umfassende Darstellung moderner Thoraxdiagnostik hat heute eine Vielzahl von sehr unterschiedlichen Anforderungen zu erfüllen. Dazu gehört eine gut gegliederte und verständliche Vermittlung von Basiskonzepten der Projektionsradiografie, somit bei der Auswertung von Thorax-Übersichtsaufnahmen und von Herz-Lungen-Aufnahmen auf Intensivstationen. Ferner müssen bei den zunehmend komplexen und spezialisierten Fragestellungen an die Schnittbildverfahren, dominiert von der Computertomografie, sowohl für den Berufsanfänger wie auch den versierten Facharzt, Hinweise auf untersuchungstechnische Aspekte, Bildbearbeitungsoptionen und die Berücksichtigung von Strahlenschutzprotokollen gegeben werden. Auch die für die Manifestation und Ausbreitung diverser Lungenerkrankungen wichtigen anatomischen Grundkenntnisse müssen vermittelt werden. Darüber hinaus sind bei zahlreichen Lungengerüsterkrankungen die neuesten Studienergebnisse und internationalen Standards nachvollziehbar und plausibel darzulegen. Vor allem bei der Erörterung der interstitiellen Lungenerkrankungen ist auf eine präzise und strukturierte Befundbeschreibung zu achten und in der deutschsprachigen Terminologie die Vergleichbarkeit mit internationalen Begriffen zu berücksichtigen. Ein weiteres sehr wichtiges Thema ist die Vermittlung von Kenntnissen in der TNM-Klassifikation von Lungen-, Pleura- oder Mediastinaltumoren und ihre Anwendung in der Befundauswertung computertomografischer Befunde, etwa beim

Bronchialkarzinom. Dazu gehören auch praktische und gut begründete Hinweise zur Handhabung von Zufallsbefunden, zum Beispiel bei der Entdeckung von Lungenrundherden. Aber auch Empfehlungen für das Management spezieller Probleme wie die therapeutischen Interventionen im stationären Umfeld, die CT-Untersuchungen von polytraumatisierten Patienten oder die Begutachtung von berufsbedingten Lungenerkrankungen dürfen nicht fehlen. Übergeordnetes Ziel bleibt es, die radiologischen Befunde in den klinischen Kontext einzubinden und das interdisziplinäre, kollegiale Gespräch zu pflegen.

Die kompetente Auswahl von typischem und anschaulichem Bildmaterial, die Präsentation von zahlreichen informativen Tabellen und die Formulierung von einprägsamen Merksätzen kennzeichnen das Konzept dieses Buches. Es wird dem hohen Anspruch, das radiologische Standardwissen in der Thoraxdiagnostik zu vermitteln, in allen Aspekten gerecht und eignet sich zum systematischen Studium ebenso wie zum Nachschlagen bei besonderen Problemfällen.

Ich bin überzeugt, dass dieser vom Thieme Verlag hervorragend ausgestattete RRR-Band ein integraler Bestandteil zahlreicher radiologischer Praxen und Kliniken werden wird.

Düsseldorf, im Sommer 2016
Ulrich Mödler

Vorwort

Der Thoraxdiagnostik kann kein Radiologe entkommen. Immerhin ist die Thoraxübersichtsaufnahme die häufigste radiologische Untersuchung. Somit verfügt eigentlich jeder über praktisch erworbene Kenntnisse auf diesem Gebiet. Dennoch sorgen Vorträge zu Themen wie HRCT oder diffuse Lungenparenchymerkrankungen regelmäßig für gut gefüllte Veranstaltungssäle. Vermutlich werden Radiologen zwar immer wieder mit diesen Fragestellungen konfrontiert, sie sind aber zu selten, um eine Routine auf diesem Gebiet entwickeln zu können.

Das vorliegende Buch bietet Informationen zu nahezu allen im klinischen Alltag vorkommenden thoraxradiologischen Fragestellungen. Entsprechend der Konzeption der Referenz-Reihe Radiologie (RRR) werden im *systematischen Teil* dieses Buches alle gängigen Erkrankungen der Thoraxorgane besprochen. Er orientiert sich an den Inhalten des Curriculums Thoraxradiologie der European Society of Radiology. Die Zusammenfassung der einzelnen Kapitel beinhaltet den im Curriculum aufgeführten Lernstoff. Eilige finden so bei ihrer effizienten Vorbereitung auf die Facharztprüfung Unterstützung.

Darüber hinaus ist dieses Buch als nützliches Nachschlagewerk für den Facharzt gedacht. In seinem *synoptischen Teil* wird eine schnelle Orientierung im diagnostischen Dickicht geboten. Die Differenzialdiagnosen und das klinische Management häufig auftretender Befunde werden dargestellt. Für die diffusen Lungenparenchymerkrankungen gibt es einen diagnostischen Leitfaden ähnlich einem Bestimmungsbuch. Leitbefunde führen mittels Tabellen und Abbildungen schnell zur wahrscheinlichsten Differenzialdiagnose.

Den Abschluss bildet ein *Glossar thoraxradiologischer Begriffe*. Dieses beinhaltet die deutsche autorisierte Adaption des englischsprachigen Glossars der Fleischner Society.

Generell besitzt die Radiologie in der Diagnostik thorakaler Erkrankungen einen hohen Stellenwert. Bei etlichen Erkran-

kungen wird die Diagnose ausschließlich anhand radiologischer Befunde gesichert. Dazu zählen bekannte Krankheiten, wie die ambulant erworbene Pneumonie oder die gewöhnliche interstielle Pneumonie, aber auch seltene wie die Lymphangiolo-myomatose. Dieses Buch enthält deshalb als wichtigen Bestandteil die entsprechenden Diagnosekriterien. Da wir Radiologen anhand unserer Bildgebung die Diagnose selbst stellen können, liegt es an uns, dies nicht dem Kliniker zu überlassen.

Die Grundlagen der Thoraxdiagnostik habe ich am Universitätsklinikum Münster bei Dr. Nikolaus Roos und Prof. Stefan Diederich erlernt. Ohne dieses Fundament wäre das vorliegende Buch nicht denkbar. Ich freue mich, mit Frau Dr. Beate Rehbock und Herrn Prof. Jürgen Biederer zwei ausgewiesene Experten als Koautoren für die Kapitel über berufsbedingte Lungenerkrankungen und über MRT-Untersuchungstechniken in der Thoraxdiagnostik gewonnen zu haben.

Den ärztlichen Mitarbeitern des Radiologischen Instituts der Evangelischen Lungenklinik Berlin, vor allem Frau Dr. Petra Bock und Herrn Christian Meybaum, bin ich für ihr Engagement bei der Suche nach passenden Abbildungen dankbar.

Dem Georg Thieme Verlag, namentlich Frau Susanne Huiss M. A. und Herrn Dr. Christian Urbanowicz, danke ich für die sehr freundliche und kompetente Begleitung und Realisierung dieses Buches. Herrn Prof. Ulrich Mödder als Reihenherausgeber gebührt mein Dank für die konstruktive Begleitung des Buchprojekts.

Schließlich danke ich meiner Frau Anita Wormanns für ihre kontinuierliche Unterstützung während der Entstehung dieses Buches sowie für ihre zahlreichen wertvollen Hinweise bei der Durchsicht des Manuskripts.

Berlin, im Juli 2015
Dag Wormanns

Abkürzungsverzeichnis

2D/3D/4D	2-/3-/4-dimensional	LCD	Flüssigkristallanzeige (engl.: Liquid Crystal Display)
AIDS	erworbenes Immunschwächesyndrom (engl.: Acquired Immune Deficiency Syndrome)	MinIP	Minimumintensitätsprojektion (engl.: Minimum Intensity Projection)
ANCA	antineutrophile zytochromatische Antikörper	MIP	Maximumintensitätsprojektion (engl.: Maximum Intensity Projection)
c-ANCA	zytoplasmatische ANCA	MOTT	andere Mykobakterien als Mycobacteria tuberculosis und leprae (engl.: Mycobacterium other than Tuberculosis)
p-ANCA	perinukleäre ANCA	MPR	multiplanare Reformatierung (engl.: Multiplanar Reconstruction)
a.-p.	anterior-posterior	MRA	Magnetresonanztomografie
CT	Computertomogramm/-grafie	MRT	Magnetresonanztomogramm/-grafie
CTA	computertomografische Angiografie	NYHA	New York Heart Association
CTDI_{Vol}	effektiver gewichteter CT-Dosisindex	p.-a.	posterior-anterior
CUP	Krebs bei unbekanntem Primärtumor (engl.: Cancer of unknown Primary)	PEEP	positiver endexpiratorischer Druck (engl.: Positive end-expiratory Pressure)
DECT	Dual-Energy-Computertomografie	PET-CT	Positronenemissionstomografie-Computertomografie
DLP	Dosis-Längen-Produkt	RECIST	Response Evaluation Criteria in solid Tumors
DWI	diffusionsgewichtete Bildgebung (engl.: Diffusion weighted Imaging)	SAPHO	Akronym aus Synovitis, Akne, palmoplantarer Pustulose, Hyperostosis, Osteitis (Syndrom)
EKG	Elektrokardiogramm/-grafie	SE	Spin-Echo
FDG	¹⁸ Fluor-Desoxyglukose	STIR	Short-Tau Inversion-Recovery
FSE	schnelles Spin-Echo (engl.: Fast Spin Echo)	T1w/T2w	T1-gewichtet/T2-gewichtet
GE	Gradienten-Echo	VRT	Volume Rendering Technique
HIV	humanes Immunschwächevirus (engl.: Human Immunodeficiency Virus)		
HRCT	hochauflösende Computertomografie (engl.: High-Resolution Computertomography)		
HU	Hounsfield-Einheiten (engl.: Hounsfield Units)		
ICOERD	International Classification of HRCT for occupational and environmental Respiratory Diseases		
ILO	International Labour Organization		

Anschriften

Herausgeber

Priv-Doz. Dr. med. Dag **Wormanns**
Evangelische Lungenklinik Berlin
Radiologisches Institut
Lindenberger Weg 27
13125 Berlin
Deutschland

Reihenherausgeber

Prof. Dr. med. Ulrich **Mödder**
Silcherstraße 12
40593 Düsseldorf
Deutschland

Mitarbeiter

Prof. Dr. med. Jürgen **Biederer**
Kreisklinik Groß-Gerau
Radiologie Darmstadt
Wilhelm-Seipp-Straße 3
64521 Groß-Gerau
Deutschland
und
Universitätsklinikum Heidelberg
Abt. für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
Im Neuenheimer Feld 410
69120 Heidelberg
Deutschland

Dr. med. Beate **Rehbock**
Praxis für Diagnostische Radiologie
mit pulmonalem Schwerpunkt – Berlin
Bismarckstraße 45–47
10627 Berlin
Deutschland

Inhaltsverzeichnis

Teil I Grundlagen der Thoraxdiagnostik

1	Untersuchungstechnik				17
1.1	Projektionsradiografie	17	1.4.2	Gerätetechnik	26
			1.4.3	Pulssequenzen für die Thoraxdiagnostik	27
1.1.1	Stehendaufnahme	17	1.4.4	Empfehlungen zu Untersuchungsprotokollen ..	30
1.1.2	Liegendaufnahme	18			
1.2	Durchleuchtung	20	1.5	Sonografie	31
1.3	Computertomografie	20	1.6	Positronenemissionstomografie-Computer-	
				tomografie	31
1.3.1	High-Resolution-Computertomografie	21	1.7	Bildnachverarbeitung	32
1.3.2	Niedrigdosiscomputertomografie	21	1.8	Computerassistierte Diagnostik	32
1.3.3	Spezielle Untersuchungstechniken	22			
1.3.4	Dual-Energy-Computertomografie	25	1.8.1	Computerassistierte Detektion	32
1.4	Magnetresonanztomografie	25	1.8.2	Volumetrie	33
	<i>Jürgen Biederer</i>		1.9	Literatur	33
1.4.1	Einleitung	25			
2	Anatomische Grundlagen				36
2.1	Mediastinum	36	2.3.1	Hiläre Strukturen	41
			2.3.2	Lappen und Segmente	41
2.1.1	Gefäßsystem	36	2.3.3	Bindegewebskompartimente	42
2.1.2	Lymphsystem	39	2.3.4	Lobulus	43
2.1.3	Trachea und Bronchien	39	2.4	Pleura	43
2.1.4	Thymus	40	2.5	Zwerchfell	44
2.2	Herz und Perikard	40	2.6	Literatur	44
2.3	Lunge	41			
3	Allgemeine Symptomatologie				46
3.1	Projektionsradiografie	46	3.2.2	Noduläre Verdichtungen	51
			3.2.3	Erhöhte Lungendichte	52
3.1.1	Allgemeingültige Zeichen	46	3.2.4	Erniedrigte Lungendichte	53
3.1.2	Einseitige Transparenzänderungen	46	3.2.5	Zysten	53
3.1.3	Atelektase	46	3.2.6	Radiologische Fibrosezeichen	53
3.2	Computertomografie	49	3.3	Literatur	53
3.2.1	Lineare und retikuläre Verdichtungen	49			
4	Indikationen				55
4.1	Literatur	56			
Teil II	Krankheitsbilder des Thorax und spezielle Befunde				
5	Pneumonie				59
5.1	Ambulant erworbene Pneumonie	62	5.2	Nosokomiale Pneumonie	64

5.3	Opportunistische Pneumonien	65	5.4.1	Tuberkulose	70
5.3.1	Pilzpneumonien	66	5.4.2	Atypische Mykobakteriosen	79
5.3.2	Viruspneumonien	69	5.5	Zusammenfassung	80
5.4	Mykobakteriosen	70	5.6	Literatur	81
6	Diffuse Lungenparenchymerkrankungen	84			
6.1	Idiopathische interstitielle Pneumonien	84	6.3	Granulomatöse Lungenparenchymerkrankungen	101
6.1.1	Stellenwert der Radiologie	85	6.3.1	Sarkoidose	101
6.1.2	Idiopathische Lungenfibrose	86	6.3.2	Weitere granulomatöse Lungenparenchymerkrankungen	104
6.1.3	Idiopathische nichtspezifische interstitielle Pneumonie	87	6.4	Sonstige Formen der diffusen Lungenparenchymerkrankungen	104
6.1.4	Kryptogene organisierende Pneumonie	89	6.4.1	Pulmonale Langerhans-Zell-Histiozytose	104
6.1.5	Akute interstitielle Pneumonie	90	6.4.2	Lymphangiioleiomyomatose	105
6.1.6	Respiratorische Bronchiolitis mit interstitieller Lungenerkrankung	91	6.4.3	Alveolarproteinose	105
6.1.7	Desquamative interstitielle Pneumonie	92	6.4.4	Vaskulitiden und sonstige Autoimmunerkrankungen der Lunge	107
6.1.8	Seltene idiopathische interstitielle Pneumonien	93	6.5	Zusammenfassung	109
6.1.9	Familiäre idiopathische interstitielle Pneumonien	93	6.5.1	Idiopathische interstitielle Pneumonien	110
6.1.10	Unklassifizierbare idiopathische interstitielle Pneumonien	94	6.5.2	Diffuse Lungenparenchymerkrankungen bekannter Ursache	110
6.2	Diffuse Lungenparenchymerkrankungen bekannter Ursache	94	6.5.3	Granulomatöse Lungenparenchymerkrankungen	110
6.2.1	Lungenbeteiligung bei autoimmunologischen Systemerkrankungen	94	6.5.4	Sonstige diffuse Lungenparenchymerkrankungen	111
6.2.2	Medikamententoxische Pneumopathie	98	6.6	Literatur	112
6.2.3	Lungenparenchymerkrankungen durch exogene Noxen	99			
7	Immunologische Erkrankungen der Lunge	117			
7.1	Allergische Lungenerkrankungen	117	7.2.2	Akute eosinophile Pneumonie	122
7.1.1	Asthma bronchiale	117	7.2.3	Chronische eosinophile Pneumonie	123
7.1.2	Allergische bronchopulmonale Aspergillose ...	117	7.2.4	Bronchozentrische Granulomatose	124
7.1.3	Exogen-allergische Alveolitis (Hypersensitivitätspneumonitis)	119	7.2.5	Idiopathisches Hypereosinophiliesyndrom	124
7.2	Eosinophile Lungenerkrankungen	121	7.3	Zusammenfassung	124
7.2.1	Löffler-Syndrom	122	7.4	Literatur	125
8	Chronisch-obstruktive Lungenerkrankungen	127			
8.1	Lungenemphysem	127	8.3	Bronchiektasen	133
8.1.1	Lungenemphysem in der Computertomografie ..	127	8.4	Zusammenfassung	136
8.1.2	Lungenemphysem im Röntgenbild	131	8.5	Literatur	136
8.2	Chronische Bronchitis	132			

9	Lungentumoren				138
9.1	Hamartom	138	9.6	Pulmonales Lymphom	152
9.2	Atypische adenomatöse Hyperplasie	139	9.7	Lungenmetastasen	154
9.3	Lungenkarzinom	139	9.7.1	Rundherdmetastasen	154
9.3.1	Klassifikation	139	9.7.2	Lymphangiosis carcinomatosa	154
9.3.2	Radiologische Befunde	143	9.8	Inflammatorischer Pseudotumor	155
9.3.3	Stadieneinteilung	146	9.9	Zusammenfassung	157
9.3.4	Therapiekonzepte	150	9.10	Literatur	158
9.3.5	Früherkennung	150			
9.4	Karzinoid	151			
9.5	Seltene maligne Lungentumoren	152			
10	Erkrankungen der Atemwege				161
10.1	Erkrankungen der Trachea und der großen Bronchien	161	10.1.9	Tracheomalazie und Bronchomalazie	165
10.1.1	Trachealstenose und Stenose der großen Bronchien	161	10.2	Erkrankungen der kleinen Atemwege	165
10.1.2	Trachealdivertikel	161	10.2.1	Infektiöse Bronchiolitis	167
10.1.3	Trachealruptur	162	10.2.2	Bronchiolitis obliterans und konstriktive Bronchiolitis	168
10.1.4	Fremdkörperaspiration	162	10.2.3	Sonstige Formen der Bronchiolitis	169
10.1.5	Benigne Tumoren	163	10.3	Zusammenfassung	170
10.1.6	Maligne Tumoren	163	10.4	Literatur	170
10.1.7	Entzündliche und sonstige Systemerkrankungen	163			
10.1.8	Säbelscheidentrachea	165			
11	Pleurale Erkrankungen				172
11.1	Pneumothorax	172	11.5	Pleurale Tumoren	179
11.1.1	Radiologische Befunde	172	11.5.1	Lipom	179
11.1.2	Differenzialdiagnose	174	11.5.2	Pleuramesotheliom	179
11.2	Pleuraerguss	175	11.5.3	Solitärer fibröser Pleuratumor	182
11.3	Pleuraempyem	176	11.5.4	Pleurakarzinose	182
11.4	Fibrotische Veränderungen der Pleura	177	11.6	Zusammenfassung	183
11.4.1	Pleuraplaque	177	11.7	Literatur	184
11.4.2	Pleuraschwarte	178			
12	Erkrankungen des Mediastinums				186
12.1	Mediastinale Lymphadenopathie	186	12.5	Mediastinale Tumoren und tumorartige Raumforderungen	189
12.2	Mediastinitis	186	12.5.1	Mediastinale Raumforderungen geringer Dichte	189
12.3	Pneumomediastinum	187	12.5.2	Solide mediastinale Tumoren	191
12.4	Ösophagustumoren	188	12.6	Zusammenfassung	194
			12.7	Literatur	194

13	Erkrankungen der Thoraxwand und des Zwerchfells	197		
13.1	Infektion	197	13.5	Zwerchfellhernie
13.2	SAPHO-Syndrom	197	13.6	Deformitäten der Thoraxwand
13.3	Tumoren der Thoraxwand	198	13.7	Zusammenfassung
13.3.1	Benigne Tumoren	198	13.8	Literatur
13.3.2	Maligne Tumoren	199		
13.4	Zwerchfellparese	201		
14	Thorakale Gefäßerkrankungen	207		
14.1	Erkrankungen der Pulmonalarterien	207	14.3	Erkrankungen der Aorta und der großen Arterien
14.1.1	Akute Lungenembolie	207	14.3.1	Akutes Aortensyndrom
14.1.2	Chronische Lungenembolie und chronisch thrombembolische pulmonale Hypertonie	210	14.3.2	Vaskulitis der großen Gefäße
14.1.3	Pulmonale Hypertonie	211	14.4	Zusammenfassung
14.1.4	Swyer-James-Syndrom	213	14.5	Literatur
14.2	Erkrankungen der Pulmonalvenen	214		
15	Thoraxtrauma	221		
15.1	Stumpfes Thoraxtrauma	221	15.2	Penetrierendes Thoraxtrauma
15.1.1	Lungenparenchym	221	15.3	Zusammenfassung
15.1.2	Mediastinum	221	15.4	Literatur
15.1.3	Pleuraraum	223		
15.1.4	Rumpfwand	223		
15.1.5	Diaphragma	224		
16	Thoraxdiagnostik in der Intensivmedizin	228		
16.1	Indikationen zur Röntgenuntersuchung in der Intensivmedizin	228	16.4	Herzinsuffizienz
16.2	Lokalisation und Fehllagen von Implantaten	228	16.4.1	Linksherzinsuffizienz
16.2.1	Trachealtubus	228	16.4.2	Rechtsherzinsuffizienz
16.2.2	Zentralvenöser Katheter	228	16.5	Lungenödem
16.2.3	Pulmonalkatheter (Swan-Ganz-Katheter)	229	16.5.1	Hydrostatisches Ödem
16.2.4	Magensonde	230	16.5.2	Permeabilitätsödem
16.2.5	Thoraxdrainage	230	16.6	Atemnotsyndrom des Erwachsenen
16.2.6	Intraaortale Ballonpumpe	230	16.7	Zusammenfassung
16.2.7	Andere Implantate	230	16.8	Literatur
16.3	Typische Befunde bei Intensivstationspatienten	231		
17	Therapiebedingte Veränderungen	238		
17.1	Postoperativer Thorax	238	17.1.3	Operationen an der Pleura
17.1.1	Lungenteilresektion	238	17.1.4	Pneumothoraxoperation
17.1.2	Pneumonektomie	241	17.1.5	Lungentransplantation
			17.1.6	Herzchirurgie

17.1.7	Ösophaguschirurgie	249	17.5.1	Komplikationen der Stammzelltransplantation.	254
17.1.8	Allgemeine Komplikationen thorakaler Operationen.....	250	17.5.2	Graft-versus-Host-Reaktion	254
17.2	Bronchoskopische und operative Verfahren zur Behandlung des Lungenemphysems	252	17.6	Zusammenfassung	255
17.2.1	Bronchoskopische Verfahren	252	17.6.1	Lungenoperationen	255
17.2.2	Lungenvolumenreduktionschirurgie	253	17.6.2	Herzoperationen.....	255
17.3	Strahlentherapie	253	17.6.3	Ösophagusresektion.....	256
17.4	Chemotherapie	253	17.6.4	Transplantationen.....	256
17.5	Stammzelltransplantation	253	17.6.5	Strahlentherapie	256
			17.6.6	Chemotherapie	256
			17.6.7	Stammzelltransplantation.....	256
18	Berufsbedingte Lungenerkrankungen	259	17.7	Literatur	256
	<i>Beate Rehbock</i>				
18.1	Einführung	259	18.4.4	Chronische Bronchitis und Asthma bronchiale .	263
18.2	Bedeutung	259	18.4.5	Maligne berufsbedingte Erkrankungen von Lunge und Pleura	263
18.3	Bildgebende Verfahren	259	18.5	Radiologie spezieller Krankheitsbilder	264
18.3.1	Thoraxübersicht	259	18.5.1	Asbestose und asbeststaubbedingte Pleuraerkrankung.....	264
18.3.2	Computertomografie	259	18.5.2	Silikose	267
18.3.3	Andere bildgebende Verfahren	262	18.5.3	Exogene allergische Alveolitis	270
18.4	Krankheitsbilder	262	18.5.4	Berufsbedingte maligne thorakale Tumoren ...	272
18.4.1	Durch anorganische Stäube verursachte Lungenerkrankungen (Pneumokoniosen)	262	18.6	Zusammenfassung	273
18.4.2	Durch organische Stäube verursachte berufsbedingte Lungenerkrankungen	263	18.7	Literatur	274
18.4.3	Akute Inhalationsintoxikationen	263			
19	Kongenitale Thoraxerkrankungen und Fehlbildungen	277			
19.1	Kongenitales Lobäremphysem	277	19.7	Unterentwicklung der Lunge	281
19.2	Bronchialatresie	277	19.8	Bronchopulmonale Sequestration	281
19.3	Kongenitale pulmonale Atemwegsmalformation	277	19.9	Scimitar-Syndrom	282
19.4	Bronchogene Zyste	279	19.10	Zusammenfassung	283
19.5	Gefäßanomalien	280	19.10.1	Bronchopulmonale Fehlbildungen.....	283
19.5.1	Anomalien der Pulmonalarterien	280	19.10.2	Vaskuläre Fehlbildungen	283
19.5.2	Lungenvenenfehleimündung	280	19.10.3	Kombinierte Fehlbildungen	283
19.6	Pulmonale arteriovenöse Malformation	280	19.11	Literatur	283
20	Nicht vaskuläre Interventionen	286			
20.1	Biopsie	286	20.1.2	Vorbereitung	286
20.1.1	Indikationen.....	286	20.1.3	Technik	287
			20.1.4	Komplikationen	287

20.2 Drainage	287	20.3 Thermoablation von Lungentumoren	288
20.2.1 Indikationen	287	20.3.1 Indikationen	288
20.2.2 Vorbereitung	288	20.3.2 Technik	289
20.2.3 Technik	288	20.3.3 Komplikationen	290
20.2.4 Komplikationen	288	20.4 Literatur	290

Teil III Synopsis

21 Lungenrundherde	293	21.2 Multiple Rundherde	299
21.1 Solitärer Rundherd	293	21.2.1 Differenzialdiagnose	299
21.1.1 Differenzialdiagnose	293	21.2.2 Management	302
21.1.2 Management	294	21.3 Literatur	303

22 Kavitäten	305
---------------------------	-----

23 Antibiotikarefraktäre oder wechselnde Infiltrate	307
--	-----

23.1 Erhöhte Entzündungsparameter	307	23.2 Normale Entzündungsparameter	310
23.1.1 Infektion	307	23.2.1 Lungenkarzinom	310
23.1.2 Kryptogene organisierende Pneumonie	309	23.2.2 Diffuse alveoläre Hämorrhagie	310
23.1.3 Eosinophile Pneumonie	309	23.2.3 Allergische bronchopulmonale Aspergillose ...	311
23.1.4 Vaskulitis	309	23.2.4 Alveolarproteinose	311
23.1.5 Strahlenpneumonitis	310	23.3 Literatur	311

24 Diagnoseschema bei typischen computertomografischen Befunden diffuser Lungen- erkrankungen	313
--	-----

24.1 Leitbefund: verdickte Interlobulärsepten ...	315	24.4 Leitbefund: Milchglastrübungen	319
24.2 Leitbefund: intralobuläre retikuläre Verdichtungen	316	24.5 Leitbefund: Konsolidierungen	321
24.3 Leitbefund: Rundherde	317	24.6 Leitbefund: Zysten	322

Teil IV Glossar der Thoraxradiologie

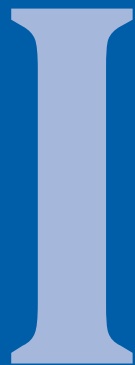
25 Glossar thoraxradiologischer Begriffe	325
---	-----

25.1 Vorbemerkungen	325	25.3 Literatur	347
25.2 Begriffsdefinitionen	325		

Sachverzeichnis	350
------------------------------	-----

Teil I

Grundlagen der Thoraxdiagnostik



Kapitel 1

Untersuchungstechnik

1.1	Projektionsradiografie	17
1.2	Durchleuchtung	20
1.3	Computertomografie	20
1.4	Magnetresonanztomografie	25
1.5	Sonografie	31
1.6	Positronenemissionstomografie- Computertomografie	31
1.7	Bildnachverarbeitung	32
1.8	Computerassistierte Diagnostik	32
1.9	Literatur	33

1 Untersuchungstechnik

Dieses Kapitel schildert spezifische Aspekte von Untersuchungen der Thoraxorgane mit den verschiedenen bildgebenden Verfahren. Eine umfassende Darstellung der technischen Funktionsweise dabei verwendeter Geräte ist nicht beabsichtigt. Sie kann der einschlägigen Literatur entnommen werden [2] [37].

1.1 Projektionsradiografie

Die folgenden Beschreibungen der technischen Aspekte von Röntgenaufnahmen beziehen sich auf die digitale Radiografie (Flachdetektor oder Speicherfolie). Mittlerweile steht sie in Deutschland praktisch flächendeckend in radiologischen Einrichtungen zur Verfügung. Keine Berücksichtigung findet in diesem Kapitel die ältere konventionelle Radiografie unter Verwendung von Film-Folien-Systemen.

Für fast alle thorakalen Erkrankungen bildet die Thoraxübersichtsaufnahme den ersten Schritt der bildgebenden diagnostischen Abklärung. Wenige Ausnahmen (z.B. eine vermutete Lungenembolie) werden in den jeweiligen Kapiteln erwähnt.

1.1.1 Stehendaufnahme

Die Thoraxaufnahme erfolgt in aufrecht stehender Position, wenn der Zustand des Patienten dies zulässt. Der stehende Patient wird im p.-a. (posterior-anterioren) Strahlengang mit seiner Brust am Detektor anliegend geröntgt (*p.-a. Aufnahme*), wobei der Fokus-Detektor-Abstand 1,5–2 m beträgt. ► Tab. 1.1 fasst die aufnahmetechnischen Parameter zusammen. Zur Vermeidung einer Überlagerung der Lungenfelder müssen die Skapulae nach lateral gedreht sein. Zu diesem Zweck stützt der Patient die Hände in die Hüften und dreht die Ellenbogen so weit wie möglich nach ventral. Alternativ umfasst der Patient den Detektor mit den Armen; auch dabei rotieren die Skapulae nach ventral.

Ermöglicht der Allgemeinzustand des Patienten keine Aufnahme im Stehen, sollte diese im Sitzen erfolgen. Der Patient lehnt sich mit dem Rücken an den Detektor; der Strahlengang ist also a.-p. (anterior-posterior; *a.-p. Aufnahme*). Folglich steht das Zwerchfell höher als bei der Stehendaufnahme, die Inspirationstiefe ist geringer, und entsprechend sind die basalen Lungenanteile schlechter belüftet.

Ebenfalls im Stehen und mit erhobenen Armen wird die *seitliche Aufnahme* durchgeführt. Üblicherweise liegt die linke Seite des Patienten dem Detektor an. Generell lässt sich die detektornahe Lunge schärfer abbilden als die detektorferne. Erfordert die klinische Fragestellung eine maximale Bildqualität und sind die kritischen Details nur schwer erkennbar, ist im Einzelfall zur Darstellung einer rechtsseitigen Pathologie eine rechts anliegende Aufnahme sinnvoll.

Alle Röntgenaufnahmen der Thoraxorgane sollten in tiefer Inspiration erfolgen. Die früher übliche *Expirationsaufnahme* zum Abschluss eines Pneumothorax ist aus mehreren Gründen obsolet [11] [43]:

- Die Aufnahme in Expiration erlaubt keine Beurteilung des kardiopulmonalen Status, da die Lunge eine unzureichende Belüftung aufweist und die Lungengefäße dilatiert erscheinen. Andere relevante Befunde können dadurch maskiert werden, z. B. kleine pneumonische Infiltrate oder eine beginnende Linksherzdekompensation.
- Eine Vergleichbarkeit mit vorherigen oder nachfolgenden Röntgenaufnahmen ist nicht gegeben.
- Ein klinisch relevanter, weil hinreichend großer Pneumothorax wird mit der heutigen Gerätetechnik auch auf einer Aufnahme in Inspiration erkannt.

Die Leitlinie zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik der Bundesärztekammer definiert Kriterien, die Röntgenaufnahmen erfüllen sollen [13]. ► Tab. 1.2 enthält die darin aufgeführten Kriterien zur Bildqualität von Thoraxübersichtsaufnahmen.

An ein Bildbetrachtungsgerät für Thoraxaufnahmen richtet die Leitlinie folgende Anforderungen [13]:

- **Anwendungskategorie:** A
- **maximale Leuchtdichte:** mehr als 200 cd/m²
- **maximaler Kontrast:** mehr als 100
- **Bildschirmmatrix:** mindestens 2000 × 2000 Pixel
- **sichtbare Bildschirmdiagonale:** mindestens 49 cm
- **Bildschirmdiagonale eines LCD-Bildschirms (Bildschirm mit Flüssigkristallanzeige) nach Herstellerangaben:** mindestens 19"

Tab. 1.1 Aufnahmeparameter für Stehend- und Liegendaufnahmen [13].

Aufnahmeparameter	Stehendaufnahme	Liegendaufnahme
Aufnahmeart	Rasterwandgerät	fahrbares Röntgengerät
Röhrenspannung	125 kV (110–150 kV)	70–110 kV
Brennfleckennennwert	≤ 1,3	≤ 1,3
Fokus-Detektor-Abstand	180 cm (150–200 cm)	90–120 cm
Belichtungsautomatik	seitliches Messfeld	ohne
Expositionszeit	< 20 ms	< 20 ms
Streustrahlenraster	r 12 (8), ohne	bei Adipositas, kann bei digitaler Radiografie entfallen
Bildempfängerdosis	≤ 5 µGy, SC 400	≤ 5 µGy, SC 400, empfohlenes Stromzeitprodukt 1–5 mAs

Tab. 1.2 Qualitätsanforderungen an Röntgenbilder des Thorax [13].

Anforderungen	Thorax p.–a./a.–p.	Thorax seitlich
Bildmerkmale	<ul style="list-style-type: none"> • symmetrische Darstellung des Thorax in Inspiration • Darstellung der Gefäße bis in die Lungenperipherie • scharfe Darstellung der Trachea und der Stammbronchien • Darstellung der kostopleuralen Grenze von der Lungenspitze bis zum Zwerchfell-Rippen-Winkel • visuell scharfe Darstellung von Gefäßen, Hilum, Herz und Zwerchfell • Einsicht in die retrokardiale Lunge und das Mediastinum • Vermeidung der Überlagerung der Oberfelder durch die Skapulae 	<ul style="list-style-type: none"> • exakte seitliche Einstellung mit erhobenen Armen • Sternum tangential und abstandsabhängige Deckung der dorsalen Rippen beider Seiten • visuell scharfe Darstellung von Gefäßen, Hilum, Herz und Zwerchfell • Darstellung der Trachea und der Stammbronchien • Darstellung des Zwerchfells und der Zwerchfell-Rippen-Winkel
pädiatrische Besonderheiten	<ul style="list-style-type: none"> • Darstellung des Thymus (abhängig vom Alter) und des Herzens • Darstellung der Gefäßzeichnung im Lungenkern • Darstellung der zervikalen und thorakalen Trachea, ihrer Bifurkation und der zentralen Bronchien • Darstellung der Wirbelsäule, der paraspinalen Strukturen, der Schlüsselbeine und der Rippen • visuell scharfe Darstellung des Zwerchfells und der Zwerchfell-Rippen-Winkel • Darstellung aller Feldgrenzen 	
wichtige Bilddetails	<ul style="list-style-type: none"> • <i>rundlich</i>: 0,7–1,0 mm Durchmesser • <i>streifig</i>: 0,3 mm breit 	
kritische Strukturen	<ul style="list-style-type: none"> • kleine rundliche Details in Lungenperipherie und -kern • Gefäßstruktur und lineare Elemente in der Lungenperipherie • visuell scharf begrenzte Lungengefäße • retrokardiale Lunge und Mediastinum • flächige Niedrigkontrastveränderungen 	

Merke



Für die Röntgendiagnostik der Thoraxorgane verwendet man eine sog. *Hartstrahlaufnahme*, die mit einer hohen Röhrenspannung aufgenommen wird. Kalkhaltige Strukturen stellen sich darin strahlentransparent dar. Dies reduziert die sonst störende Überlagerung der Lungenfelder durch die Rippen (► Abb. 1.1). Gleichzeitig lassen die knöchernen Strukturen nur eine eingeschränkte Beurteilung zu. Das Thoraxskelett betreffende Fragestellungen, z. B. der Ausschluss von Rippenfrakturen, erfordern daher eine sog. *Weichstrahlaufnahme* mit 60–75 kV Röhrenspannung.

- Das Zwerchfell steht höher; daraus resultiert eine geringe Inspirationstiefe.
- Die Lungenperfusion weist keinen schwerkraftbedingten kau-dokranialen Gradienten auf; eine basoapikale Umverteilung der Lungenperfusion lässt sich nicht diagnostizieren.
- Da die verwendete Röhrenspannung niedriger ist, erscheinen die knöchernen Überlagerungen deutlicher.
- Die geringere Generatorleistung der fahrbaren Geräte bewirkt eine längere Expositionszeit und führt eher zur Bewegungsunschärfe durch die Atmung oder Herzpulsationen.

Merke



Auf dem Röntgenbild sollte die Aufnahmeposition (liegend, halbsitzend, sitzend) vermerkt sein. Außerdem sind bei maschinell beatmeten Patienten Informationen zu den Beatmungsparametern (S. 231) für die Bildinterpretation hilfreich, vor allem zu einem PEEP (positiver endexpiratorischer Druck).

1.1.2 Liegendaufnahme

Für die Diagnostik bettlägeriger Patienten, vor allem auf Intensivstationen, ist die Liegendaufnahme üblich. Der mobile Detektor wird unter dem Thorax des auf dem Rücken liegenden Patienten platziert und die Röhre des fahrbaren Röntgengeräts über dem Patienten. Der Fokus-Detektor-Abstand sollte 90–120 cm betragen. ► Tab. 1.1 beinhaltet die wesentlichen Aufnahmeparameter im Vergleich zur Stehendaufnahme. Liegendaufnahmen weisen aus mehreren Gründen eine geringere Bildqualität auf als Stehend- oder Sitzendaufnahmen:

- Der geringere Fokus-Detektor-Abstand bewirkt eine stärkere geometrische Verzeichnung; die Mediastinalbreite und die Herzgröße erscheinen auf der Liegendaufnahme vergrößert (► Abb. 1.2); das Herz ist weiter vom Detektor entfernt und wird stärker geometrisch vergrößert.

Ein Streustrahlenraster kann bei adipösen Patienten die Bildqualität verbessern, allerdings auf Kosten einer etwas höheren Strahlenexposition. Wird die Röntgenröhre nicht über der Mitte des mit einem Streustrahlenraster versehenen Detektors platziert, resultiert ein typisches Artefakt (► Abb. 1.3). Bei der Unterscheidung dieses Artefakts von einer pathologischen Verschattung eines Hemithorax hilft der Vergleich der Strahlentransparenz der Axillae beidseits (► Abb. 1.4). Eine ungleiche Strahlentransparenz legt dabei ein *Rasterartefakt* nahe.

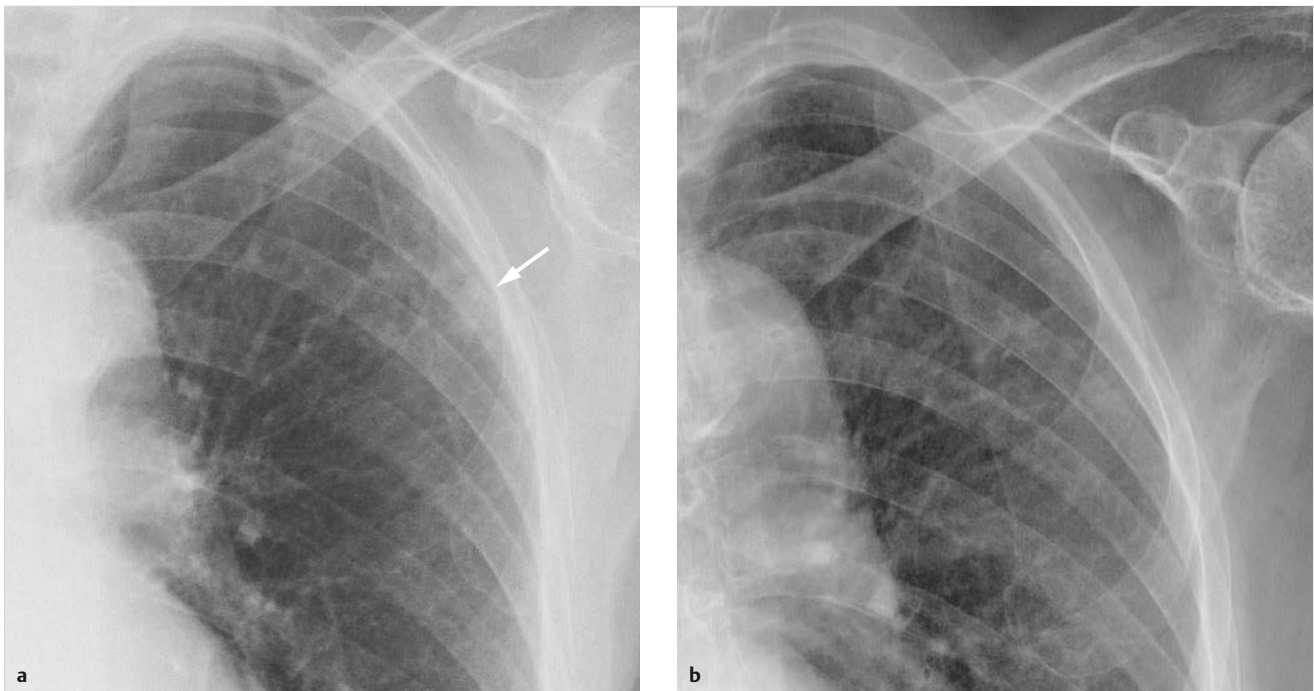


Abb. 1.1 Hartstrahl- und Weichstrahlaufnahme des Thorax. Unterschiedliche Erkennbarkeit der knöchernen Strukturen. Eine Bronchopneumonie im linken Oberlappen ist in Hartstrahltechnik deutlicher erkennbar (a, Pfeil).

- a** Hartstrahlaufnahme mit 125 kV Röhrensorgung.
b Weichstrahlaufnahme mit 70 kV Röhrensorgung.

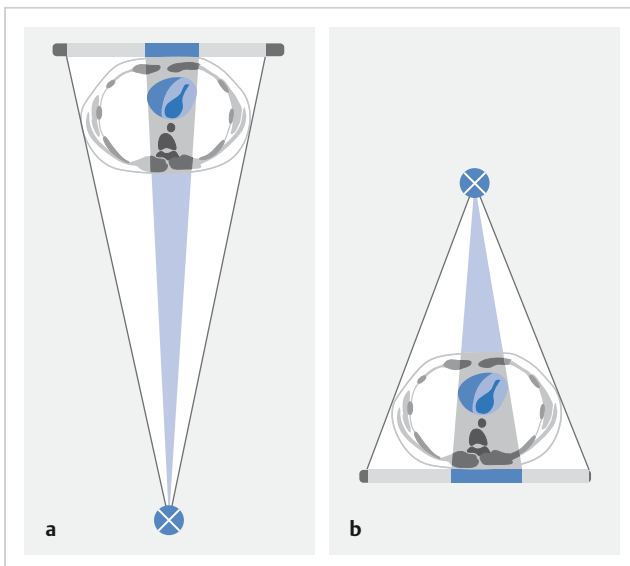


Abb. 1.2 Geometrische Verzerrung bei Stehend- und Liegendaufnahme. Schematische Darstellung.

- a** Stehendaufnahme p.-a. mit großem Fokus-Detektor-Abstand: geringe Vergrößerung des Herzschattens.
b Liegendaufnahme a.-p. mit kleinem Fokus-Detektor-Abstand: deutliche Vergrößerung des Herzschattens.

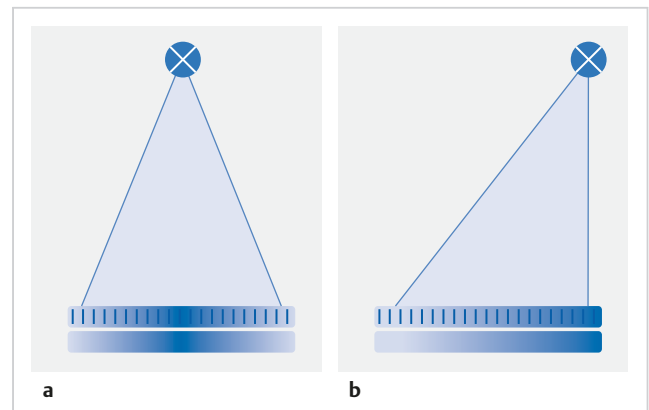


Abb. 1.3 Rasterartefakt infolge dezentrierter Röntgenröhre. Schematische Darstellung.

- a** Normale Aufnahme: seitengleiche Transparenz beider Hemithoraces.
b Rasterartefakt: Die dezentrierte Röhre führt zu einer Verschattung des rechten Hemithorax.

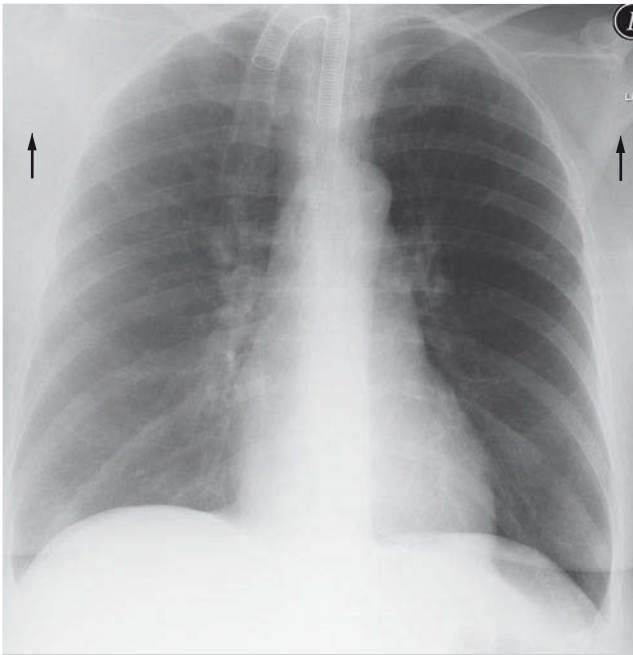


Abb. 1.4 Rasterartefakt. Röntgenbild (Liegendaufnahme). Ungleiche Strahlentransparenz der Axillae beidseits (Pfeile) als Erkennungsmerkmal dieses Artefakts.

Hautfalten auf dem Rücken des Patienten kommen durch die Platzierung des Röntgendetektors zwischen Bett und Patienten zustande und können einen Pneumothorax vortäuschen (*Pseudopneumothorax* (S.174)).

1.2 Durchleuchtung

Die Thoraxdurchleuchtung dient hauptsächlich der funktionellen Beurteilung der Zwerchfellbeweglichkeit (S.201). Eine standardisierte Durchführung der Untersuchung beschreiben die nachfolgenden Absätze [39].

Vor Beginn der Durchleuchtungsuntersuchung übt der Patient die tiefe Atmung mit offenem Mund. Außerdem sollte der Patient den Hitzenberger-Schnupfversuch etwa 2-mal probieren: Er atmet mit offenem Mund tief ein und aus, schließt den Mund und atmet mit geschlossenem Mund, so schnell es geht, wieder tief und heftig ein. Diesen Vorgang wiederholt der Patient einmal.

Während der Untersuchung steht der Patient mit dem Rücken am vertikal gekippten Durchleuchtungsgerät. Ist eine Untersuchung des Patienten aufgrund seines Allgemeinzustands im Stehen nicht möglich, sitzt der Patient behelfsweise auf der Fußplatte des Durchleuchtungsgeräts. Der Bildausschnitt wird vertikal auf das Zwerchfell zentriert und das Bild von lateral so weit wie nötig eingeblendet. Sodann atmet der Patient unter Durchleuchtung zunächst 2- bis 3-mal normal, anschließend 2- bis 3-mal forciert tief ein und aus. Daran schließt sich die Durchführung des Hitzenberger-Schnupfversuchs an, ebenfalls 2- bis 3-mal. Es folgt eine Drehung des Patienten um 90°, und die beschriebene Untersuchungssequenz wird im seitlichen Strahlengang wiederholt.

Die Bilddokumentation umfasst die fluoroskopischen Videosequenzen der p.-a. und der lateralen Durchleuchtung, die digital archiviert werden.

1.3 Computertomografie

In den letzten 20 Jahren sorgte ein enormer Innovationsschub bei den CT-Scannern (Computertomografie-Scannern) für eine erheblich gesteigerte Leistungsfähigkeit der Geräte. Gleichzeitig erfuhr die technische Ausstattung eine zunehmende Diversifizierung. Aktuell werden Geräte mit einer Zeilenzahl zwischen 1 und 640 im Routinebetrieb eingesetzt. Eine Standardisierung der Untersuchungsprotokolle ist deshalb praktisch unmöglich. Die Arbeitsgemeinschaft Thorax der Deutschen Röntgengesellschaft veröffentlicht in größeren Abständen Empfehlungen zu Untersuchungsprotokollen für die Thorax-CT, die verschiedene Geräteklassen berücksichtigen [9] [15]. Einige Grundprinzipien zur Gestaltung von *CT-Untersuchungsprotokollen* stellen die folgenden Punkte dar:

- **Strahlenexposition:** Röhrenspannung, Röhrenstrom und Pitch sind so zu adjustieren, dass für einen normalgewichtigen Patienten die diagnostischen Referenzwerte der Strahlenexposition eingehalten werden. Zum Zeitpunkt der Publikation gelten in Deutschland folgende Werte: Der $CTDI_{Vol}$ (effektiver gewichteter CT-Dosisindex) darf maximal 12 mGy betragen, das DPL (Dosis-Längen-Produkt maximal $400 \text{ mGy} \times \text{cm}$ pro Scan-Serie) [12]. In einigen anderen europäischen Ländern liegen die Referenzwerte niedriger (Minimalwerte für $CTDI_{Vol}$: maximal 10 mGy, DLP: maximal $270 \text{ mGy} \times \text{cm}$) [19].
- **Röhrenspannung:** Für die meisten Anwendungen eignet sich eine Röhrenspannung von 110–120 kVp. CTA (computertomografische Angiografien) erlauben unter Umständen eine Absenkung der Röhrenspannung auf 80–100 kVp, vor allem bei pädiatrischen oder schlanken Patienten [18] [47].
- **Automatische Röhrenstrommodulation:** Bedingt durch die großen Absorptionsunterschiede des Thorax in kraniokaudaler und axialer Richtung, trägt der Einsatz einer automatischen Röhrenstrommodulation erheblich zur Dosisreduktion bei [18]. Allerdings besteht die Gefahr, dass diese Automatik für adipöse Patienten einen sehr hohen Röhrenstrom vorwählt. Deshalb empfiehlt es sich, den maximalen Röhrenstrom in den Scan-Parametern zu begrenzen, sofern dies technisch möglich ist. Für die Niedrigdosis-CT (S.21) gelten andere Überlegungen.
- **Schichtdicke:** Die Detektorkonfiguration sollte eine rekonstruierte Schichtdicke von 1–1,5 mm ermöglichen. Eine Ausnahme bilden Geräte mit einer begrenzten Zeilenanzahl, für die ein Kompromiss zwischen der minimal möglichen Schichtdicke und der Scan-Dauer gefunden werden muss. Limitierender Faktor für die Schichtdicke ist in diesem Fall die maximale Dauer eines Atemstillstands, ohne dass Atemartefakte die Bildqualität beeinträchtigen. Eine Schichtdicke von wesentlich weniger als 1 mm erscheint im Bereich des Thorax aufgrund des erhöhten Bildrauschens wenig sinnvoll; durch die geringere Schichtdicke sind keine diagnostisch relevanten Zusatzinformationen zu erwarten.
- **Für Routineuntersuchungen empfohlene Bildrekonstruktionen:**
 - 5 mm axial zur schnellen Orientierung auch für den zuweisenden Arzt (Weichteil- und Lungen-Kernel);

- Dünnschichtrekonstruktionen axial (1,5–3 mm) mit Weichteil-Kernel, bei CTA evtl. geringere Schichtdicke;
- Dünnschichtrekonstruktionen axial (1–1,5 mm) mit Lungen-Kernel (Möglichkeit der Volumetrie (S. 32));
- 3–5 mm koronar und sagittal.
- **Überlappung der Dünnschichtrekonstruktionen:** Eine gute Bildqualität der 3D-(3-dimensionalen) Nachbearbeitung der Bild-daten benötigt eine um mindestens 20% der Schichtdicke überlappende Rekonstruktion der Dünnschichtserien.
- **Kontrastmittel:** Wenn eine Kontrastmittelgabe indiziert ist, lässt sich für die meisten Fragestellungen ein fixes Delay von 40 s verwenden. Alternativ wird ein Verfahren zum Bolus-Tracking eingesetzt. In diesem Fall triggert die Ankunft des Kontrastmittels in der Aorta descendens die Aufnahme. Eine zusätzliche Verzögerung von einigen Sekunden ist sinnvoll, um beispielsweise den Kontrast zwischen einem Tumor und den umgebenden Geweben zu verstärken. CTA mit der Frage nach Lungenembolien erfordern ein Bolus-Tracking bzw. einen Testbolus im Truncus pulmonalis oder im rechten Ventrikel.
- **Scanrichtung:** Die Untersuchung erfolgt in tiefer Inspiration. Zur Reduktion von Atemartefakten hat sich eine kaudokraniale Scan-Richtung bewährt. Zuerst scannt man die von Atemartefakten stärker betroffenen Lungenbasen und zum Schluss die wenig anfälligen Lungenspitzen. Gleichzeitig wird bei einem entsprechenden Kontrastmittel-Timing die Verringerung von Aufhärtungsartefakten infolge hochkonzentrierten Kontrastmittels in der V. cava superior und in den brachiozephalen Venen erreicht.

1.3.1 High-Resolution-Computertomografie

Die Namensgebung des Untersuchungsverfahrens „HRCT“ (hochauflösende Computertomografie) stammt aus den frühen 1980er-Jahren [46]. Während der Begriff seit fast 30 Jahren unverändert besteht, hat sich die zugrunde liegende Untersuchungstechnik rasant weiterentwickelt. Seinerzeit konnte die zu untersuchende Körperregion nur in sequenziellen Einzelschichten abgebildet werden, und eine Akquisition in 10 mm dicken Schichten bildete den üblichen Standard. Da jede einzelne Schicht in einer separaten Atemanhaltephase aufgenommen wurde, bedeutete die Untersuchung der gesamten Lunge einen großen Zeitaufwand.

Diese dickschichtige CT eignete sich aufgrund der geringen Ortsauflösung in z-Richtung nur bedingt für die Differenzialdiagnostik von diffusen Lungenparenchymerkrankungen. Erforderlich dafür wäre eine Zuordnung der pathologischen Veränderungen zu den Strukturen des Lungenlobulus, die bei 10-mm-Schichtdicke nicht gelingt. Die Grundidee der HRCT bestand nun darin, dünne Schichten des Lungenparenchyms aufzunehmen (Schichtdicke: etwa 1 mm), um diese Zuordnung zu verbessern. Sequenzielle 1 mm-Schichten sind jedoch ungeeignet, die ganze Lunge lückenlos abzubilden. Deshalb wird lediglich in größeren Abständen (z. B. 10 mm) eine Einzelschicht aufgenommen. Daraus resultiert notwendigerweise eine inkomplette Darstellung der Lunge. Für die Diagnosestellung diffuser Lungenerkrankungen sind einige repräsentative Schichten ausreichend; durch die höhere Ortsauflösung konnte trotzdem ein diagnostischer Zuge-

winn erreicht werden. Jedoch bestand die Gefahr, dass fokale Veränderungen dem Nachweis entgehen.

Traditionell bezeichnet der Begriff *HRCT* somit eine Untersuchungstechnik, die eine maximale Ortsauflösung ermöglicht [49]:

- geringe Schichtdicke (maximal 1,5 mm) in größeren Abständen (z. B. 10 mm)
- hohe Strahlendosis für die Einzelschicht (hohe Röhrenspannung und hoher Röhrenstrom)
- kantenbetonter Rekonstruktionsalgorithmus (Kernel) für eine größtmögliche Ortsauflösung in der Schichtebene
- maximale Bildmatrix (mindestens 512 × 512 Pixel)

Seit dem Jahr 1998 ist die *Mehrzeilen-CT* verfügbar, mit der die spiralförmige Aufnahme der gesamten Lunge in 1-mm-Schichten während eines Atemstillstands möglich wurde. Damit war eine Alternative zu den dünnen Einzelschichten der traditionellen HRCT entstanden. Ihr großer Vorteil liegt in der vollständigen Abbildung der gesamten Lunge in einer Schichtdicke, die vorher nur die HRCT erreicht hatte. Das Problem der inkompletten Abbildung des Lungenparenchyms bestand nicht mehr, allerdings um den Preis einer höheren Strahlenexposition und einer minimal schlechteren Bildqualität. Verlaufskontrollen wurden präziser, da immer in beiden Untersuchungen genau identische Schichtebenen verfügbar waren. Somit hat die dünn-schichtige Mehrzeilen-CT die klassische sequenzielle HRCT in den letzten Jahren nahezu komplett verdrängt [44]. Lediglich für die Verlaufskontrolle diffuser Lungenerkrankungen bei jungen Patienten [22] bleibt der sequenziellen HRCT wegen ihrer geringeren Strahlenexposition noch ein Stellenwert.

Merke



Die Abbildung der gesamten Lunge in kontinuierlichen 1 mm-Schichten geschieht heute mit modernen Geräten innerhalb weniger Sekunden, sodass selbst bei schwer dyspnoischen Patienten noch qualitativ brauchbare Untersuchungsergebnisse zu erzielen sind.

1.3.2 Niedrigdosiscomputertomografie

Viele pathologische Veränderungen im Lungenparenchym weisen einen hohen Kontrast zu ihrer Umgebung auf. Aus dieser Tatsache resultiert ein erhebliches Potenzial zur Doseinsparung in der CT, sofern die klinische Fragestellung nur auf den Nachweis oder Ausschluss von Hochkontrastobjekten ausgerichtet ist. Typische Beispiele für solche Fragestellungen sind die Suche nach Lungenkarzinomen im Rahmen von Früherkennungsuntersuchungen (S. 150) oder der Nachweis einer Pilz-pneumonie (S. 66) beim immunkompromittierten Patienten. In beiden Fällen sollen weichteildichte Herde in der belüfteten Lunge gefunden werden. Die Dosisreduktion verursacht ein erheblich höheres Bildrauschen (► Abb. 1.5), das die Detektion relevanter Befunde jedoch nicht beeinträchtigt [16].

Technisch realisiert man die Dosisreduktion bei der Niedrigdosis-CT meist mittels *Verringerung des Röhrenstroms*. Zusätzlich wird für eine weitergehende Dosisreduktion (Ultralow-Dose-CT) mitunter eine geringere Röhrenspannung (80–100 kVp) verwendet [48]. Der Einsatz einer Belichtungsautomatik ist für

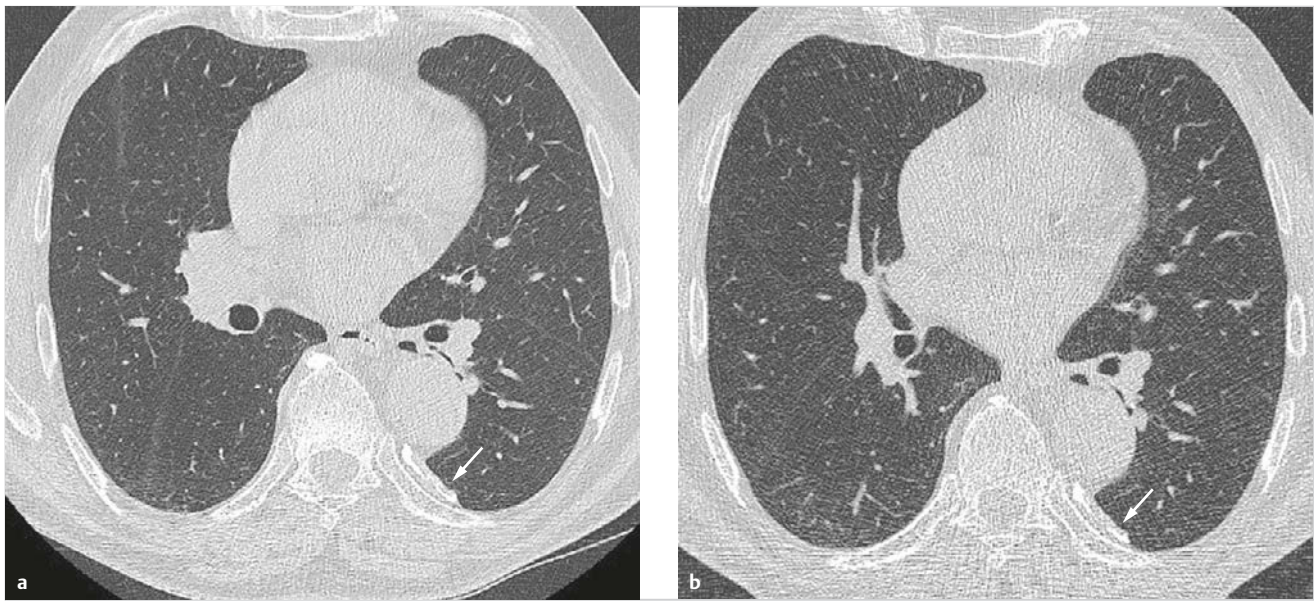


Abb. 1.5 Niedrigdosis-CT im Vergleich zur Standard-CT. Höheres Bildrauschen der Niedrigdosis-CT, aber gute Erkennbarkeit der pulmonalen Strukturen und des links-dorsalen Pleuraplaque (Pfeile).

- a Standard-CT mit einem $CTDI_{Vol}$ von 6,5 mGy.
 b Niedrigdosis-CT mit einem $CTDI_{Vol}$ von 1,5 mGy.

die Niedrigdosis-CT nicht generell zu empfehlen [14]. Scano-grammadaptierte Verfahren der Röhrenstrommodulation gelten als fehleranfällig für eine exzentrische Lagerung des Patienten. Die Online-Modulation des Röhrenstroms kann infolge der höheren Strahlenabsorption im Bereich der Schultern und des Oberbauchs überregulieren. Beides birgt die Gefahr einer unnötig hohen Strahlenexposition oder einer ungenügenden Bildqualität bei zu geringem Röhrenstrom. Robuster ist die Verwendung eines gewichtsadaptierten fixen Röhrenstroms. Die Deutsche Röntgengesellschaft hat entsprechende Protokollempfehlungen veröffentlicht [9] [15] [27]. Damit gelingt eine Dosisersparnis von über 80% gegenüber der Standard-CT; mit Ultra-low-Dose-Protokollen lässt sich sogar eine Strahlenexposition in der Größenordnung einer Thoraxübersichtsaufnahme erreichen [48].

Einschränkungen bestehen in der Detektion subtiler Milchglastrübungen und früher Formen des Lungenemphysems, da diese Veränderungen nur geringe Dichteunterschiede zu ihrer Umgebung aufweisen [32].

1.3.3 Spezielle Untersuchungstechniken

Expirationsaufnahme

Viele Erkrankungen der kleinen Atemwege gehen mit einer Obstruktion der kleinen Bronchien einher. Die üblichen CT-Aufnahmen in Inspiration zeigen häufig einen Normalbefund. Erst in Expiration wird die Erkrankung durch ein deutliches *Air Trapping* offensichtlich (► Abb. 1.6).

Zwei Untersuchungstechniken stehen zur Auswahl:

- *Sequenzielle Einzelschichten in Expiration*: Einige Einzelschichten in Expiration zusätzlich zur Spirale in Inspiration bedeuten nur eine geringe zusätzliche Strahlenexposition. Selbst schwer dyspnoische Patienten tolerieren in der Regel

die sehr kurzen Atemanhaltezeiten in Expiration für die Einzel-Scans. Nachteilig ist der Sampling Error, da nur ein kleiner Teil des Lungenparenchyms abgebildet wird. Außerdem gestaltet sich die Befundinterpretation bezüglich eines Air Trapping mitunter schwierig (s. u.).

- *Volumenakquisition in Expiration*: Zusätzlich zu einer Spirale in Inspiration wird eine 2. Spirale über den gesamten Thorax in Expiration gescannt. Ihr Vorteil ist die komplette Abbildung der Lunge, und ein fokales Air Trapping wird nicht übersehen. Dem steht eine höhere Strahlenexposition gegenüber. Außerdem kann der Patient in Expiration nicht so lange die Luft anhalten wie in Inspiration. Steht kein sehr schneller CT-Scanner zur Verfügung, muss ein Kompromiss zwischen der Schichtdicke und der Scan-Dauer gefunden werden, da ansonsten Atemartefakte die Beurteilbarkeit beeinträchtigen.

Merke

Die Abbildung der Trachea auf CT-Bildern erlaubt eine einfache Feststellung, ob die Aufnahme in Expiration erfolgt ist. In diesem Fall wölbt sich die Hinterwand der Trachea, die Pars membranacea, nach ventral vor. Dieses Zeichen hat insbesondere dann seinen Nutzen, wenn ein massives diffuses Air Trapping besteht und sich Expirations- und Inspirationsaufnahme nicht wesentlich voneinander unterscheiden. Hieran zeigt sich, ob tatsächlich ein Air Trapping vorliegt oder ob der Patient das Atemkommando nicht korrekt befolgt hat. Mitunter sind diese Untersuchungen nur schwer interpretierbar. Im Zweifelsfall hilft die Aufnahme einer Atemdynamik (s. u.) weiter.

M!



Abb. 1.6 CT in Expiration zur Darstellung von Erkrankungen der kleinen Atemwege.
a In Inspiration kaum Auffälligkeiten.
b In Expiration deutlicheres Air Trapping (dunklere Areale) im erkrankten Lungenparenchym.

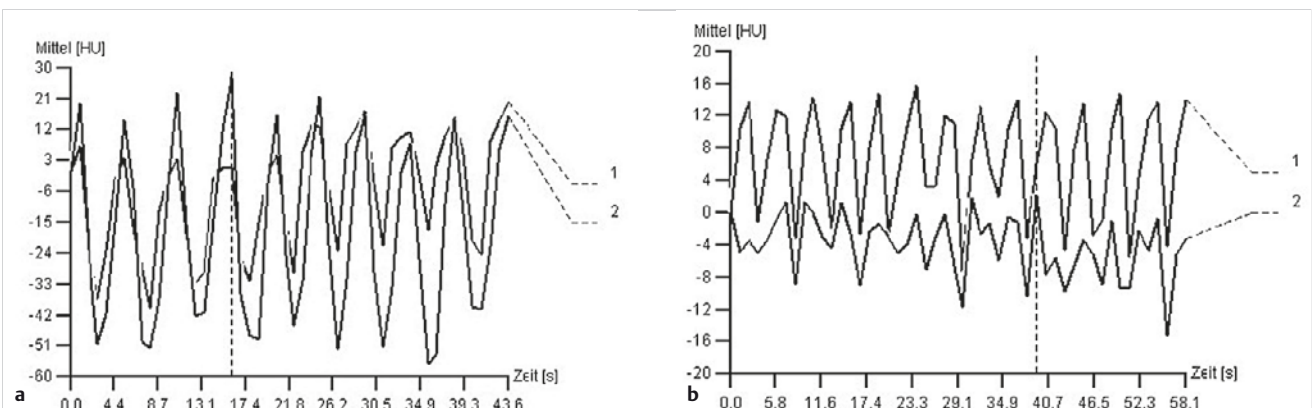


Abb. 1.7 Atemdynamik. Darstellung der Lungendichte im Verlauf mehrerer Atemzyklen. Gezeigt werden jeweils Messungen in der rechten (Kurve 1) und in der linken Lunge (Kurve 2).
a Normalbefund der linken Lunge (2). Dichteänderungen in einem Atemzyklus von mehr als 50 HU (Hounsfield-Einheiten). Rechts (1) leichtes Air Trapping mit geringerer Dichteamplitude.
b Erhebliches Air Trapping. Nur geringe Dichteänderungen des Lungenparenchyms, in der linken Lunge (2) massiveres Air Trapping als rechts (1).

Atemdynamik

Indikationen zur Durchführung einer Atemdynamik ergeben sich aufgrund schwierig zu interpretierender Expirations-Scans oder beim Verdacht auf eine dynamische Atemwegsstenose, die in Inspiration nicht erkennbar ist.

Am einfachsten verwendet man für diese Untersuchung das im CT-Scanner implementierte *Bolus-Tracking* und setzt den Schwellenwert zur Auslösung eines Scans so hoch, dass er nie erreicht wird. Zunächst atmet der Patient bei laufendem Bolus-Tracking einige Atemzüge normal, anschließend einige Atemzüge forciert. Schließlich muss das Bolus-Tracking manuell gestoppt werden. Eine Aufnahme­frequenz von 1 Bild/s reicht für die Befundinterpretation aus.

Zur *Auswertung* misst man mit einer mehrere Zentimeter großen Region of Interest die Dichte des Lungenparenchyms auf allen Bildern an der gleichen Stelle und erhält somit die Änderung der Lungendichte im Verlauf der Atemzyklen. Diese Werte lassen sich mit der auf vielen CT-Scannern vorhandenen Auswerte-Software grafisch darstellen (► Abb. 1.7). Die Messungen werden in der kontralateralen Lunge wiederholt.

Merke

Es ist sinnvoll, eine Atemdynamik in unterschiedlichen Höhen der Lunge zu akquirieren; zumindest sind 3 Messungen im Ober-, Mittel- und Unterfeld empfehlenswert.



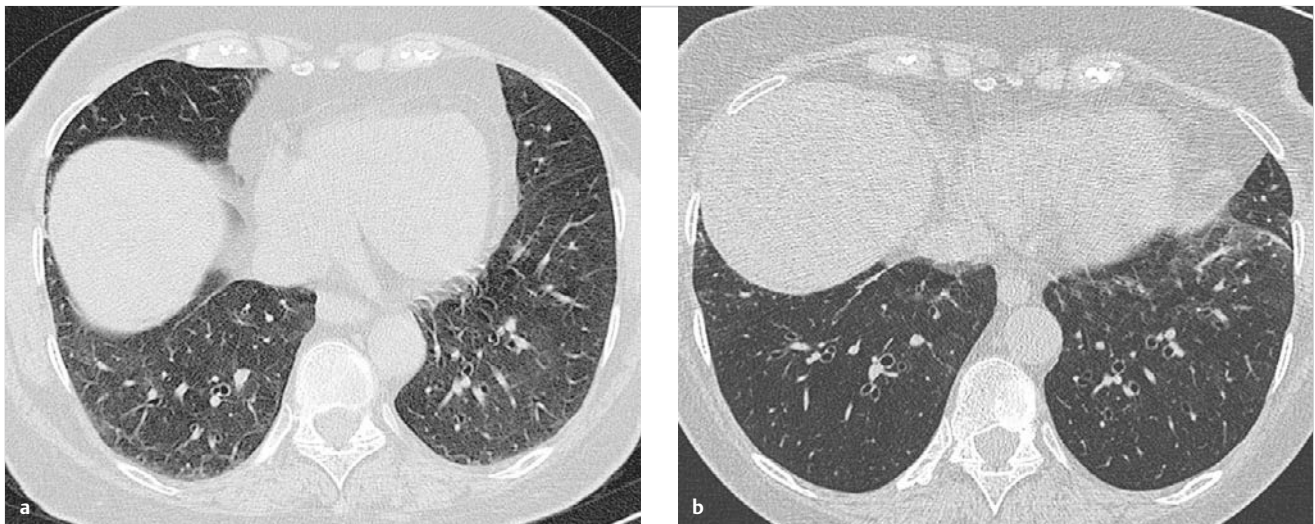


Abb. 1.8 Hypostaseeffekte in beiden Lungen. CT-Aufnahmen.
a In Rückenlage: subpleurale Verdichtungen in den dorsalen Unterlappen.
b In Bauchlage: komplette Befundnormalisierung (Bild um 180° gedreht).

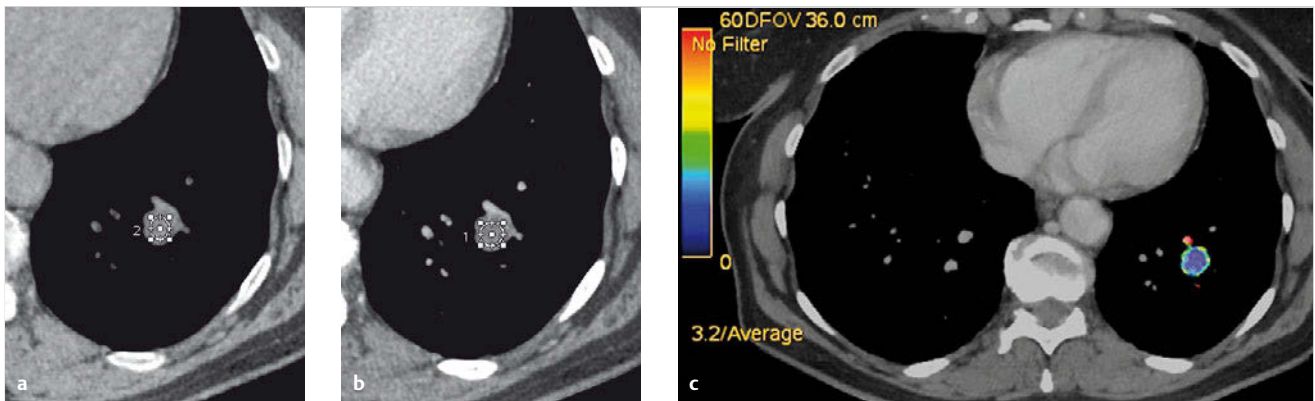


Abb. 1.9 Benigner Rundherd im linken Unterlappen. CT-Kontrastmitteldynamik.
a Nativ-CT: mittlere CT-Dichte des Rundherds: 18 HU.
b 60 s nach Beginn der Kontrastmittelinjektion: keine signifikante Kontrastmittelanreicherung (CT-Dichte: 26 HU).
c Visualisierung der sehr geringen Kontrastmittelanreicherung im Parameterbild.

Als normal gilt eine Änderung der Dichte des Lungenparenchyms im Laufe eines Atemzyklus von mindestens 50 HU (Hounsfield-Einheiten). Geringere Werte zeigen ein Air Trapping an (s. ► Abb. 1.7). Bei Vorhandensein erheblicher einseitiger Atemwegsstenosen lässt sich im Extremfall sogar eine paradoxe Dichtezunahme der kranken Lunge in Inspiration erkennen.

Aufnahme in Bauchlage

In den dorsalen Anteilen der Unterlappen bestehen gelegentlich *Hypostaseeffekte*, die als diffuse Dichteerhöhung des Lungenparenchyms auffallen. Sie beeinträchtigen die Beurteilbarkeit des Subpleuralraums und werden mitunter als Frühform einer diffusen Lungenparenchymerkrankung fehlinterpretiert. Ist eine Unterscheidung zwischen dem physiologischen Hypostaseeffekt und einer beginnenden Pathologie des Lungenparenchyms klinisch relevant, kann man beides mithilfe ergänzender CT-Scans in Bauchlage voneinander differenzieren. Während eine

Lungenparenchymerkrankung persistiert, verschwinden Hypostaseeffekte in Bauchlage (► Abb. 1.8). Beispielsweise zur Begutachtung berufsbedingter Lungenerkrankungen (S.259) ist diese Differenzierung wichtig.

Einige Einzel-Scans genügen in der Regel für eine sichere Differenzialdiagnose. Die komplette Abbildung der Lungen mit einer zusätzlichen Spirale wird nicht benötigt.

Kontrastmitteldynamik

Zur Differenzialdiagnose pulmonaler Rundherde (S.293) leistet die Kontrastmitteldynamik in einigen klinischen Situationen einen Beitrag. Das Verfahren basiert auf der Beobachtung, dass eine fehlende Kontrastmittelanreicherung eines Rundherds dessen *Malignität* sehr unwahrscheinlich macht. Ein Vorteil dieser Methode liegt in seinem sehr hohen Vorhersagewert der Benignität von etwa 96% [45]. Nachteilig ist ihre geringe Spezifität (58%), weil neben malignen auch viele benigne Rundherde Kontrastmittel anreichern.

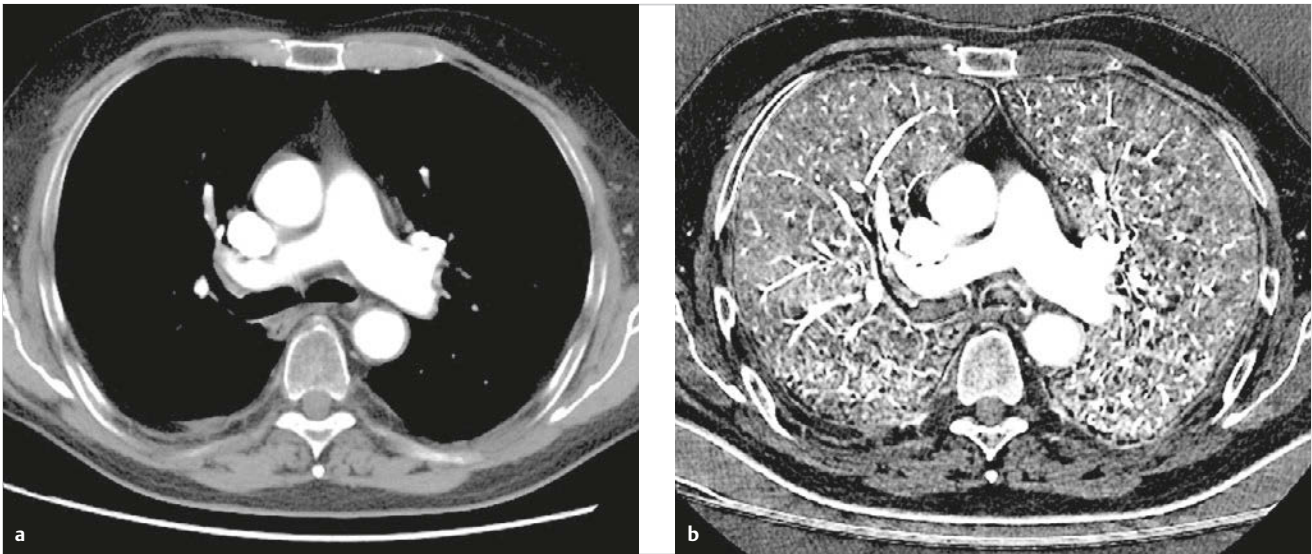


Abb. 1.10 DECT zur Darstellung der Kontrastmittelanreicherung.
 a Parenchymbild.
 b Parameterbild mit Visualisierung des Jodgehalts jedes Voxels, sog. Jod-Map.

Zunächst scannt man den Rundherd nativ mit einer kurzen dünn-schichtigen Spirale. Es folgt eine Injektion von Kontrastmittel (110 ml mit einem Flow von 3 ml/s), und der Scan wird nach 60, 120, 180 und 240 s wiederholt. Die Auswertung erfordert eine Messung der Dichte der Läsion mittels einer Region of Interest, die etwa zwei Drittel des Rundherds umfasst (► Abb. 1.9). Ein Dichteanstieg um maximal 15 HU in allen 4 Spiralen nach Kontrastmittelgabe im Vergleich zur nativen Untersuchung gilt als Prädiktor der Benignität [45]. Das Verfahren eignet sich für Rundherde ab einer Größe von etwa 8 mm.

1.3.4 Dual-Energy-Computertomografie

Eine DECT (Dual Energy-CT) scannt die zu untersuchende Körperregion mittels zweier unterschiedlich energetischer Röntgenstrahlen. Üblich sind 2 Energien von 140 und 80 kVp. Je nach CT-Hersteller und Geräteausstattung gelangen unterschiedliche technische Lösungen zum Einsatz:

- 1 Scan, synchrone Aufnahme mittels zweier um etwa 90° versetzter Röntgenröhren mit unterschiedlicher Röhrenspannung
- 1 Scan, quasi-synchrone Aufnahme mittels sehr schneller Spannungsumschaltung in einer Röntgenröhre, sodass abwechselnd Projektionen mit hoher und niedriger Röhrenspannung akquiriert werden
- 1 Scan, synchrone Aufnahme mittels einer Röntgenröhre und Detektoren unterschiedlicher spektraler Empfindlichkeit
- 2 Scans, asynchrone Aufnahme mittels zweier kurz aufeinanderfolgender Spiralen verschiedener Röhrenspannungen

Die so akquirierten Daten bieten neben der normalen CT-Morphologie einige zusätzliche Informationen und Möglichkeiten der Bildnachverarbeitung [30]:

- **Jod-Maps:** Über einen Algorithmus zur Materialdekomposition wird der Jodgehalt jedes Voxels ermittelt und im Parameterbild dargestellt (► Abb. 1.10). Dies ermöglicht die Visuali-

sierung der Kontrastmittelanreicherung, die als Surrogatparameter für die Lungenperfusion (S.207) verwendet werden kann.

- **Spektrale Bildgebung:** Aus dem DECT-Datensatz lassen sich monoenergetische Bilder mit unterschiedlichen virtuellen Röhrenspannungen berechnen. Das normale, mit einer Röhrenspannung von 120 kVp aufgenommene CT-Bild entspricht etwa dem Bildeindruck eines monoenergetischen Bildes mit 70 kV. Monoenergetische Bilder mit einer niedrigeren virtuellen Röhrenspannung zeigen eine verstärkte Strahlenabsorption durch jodhaltiges Kontrastmittel. So kann beispielsweise eine CTA mit einem unzureichenden Gefäßkontrast nachträglich verbessert werden, indem monoenergetische Bilder mit etwa 50 kV zur Befundung herangezogen werden.
- **Virtuell native Bildgebung:** Aus dem primär mit Kontrastmittel akquirierten CT-Datensatz lassen sich virtuell native Bilder berechnen, was für die Beurteilung der Kontrastmittelanreicherung von pulmonalen Rundherden von Bedeutung sein kann. Die Dichtemessung auf virtuell nativen CT-Bildern stimmt allerdings in einigen Fällen nicht zuverlässig mit der tatsächlichen nativen CT-Dichte überein.
- **Ventilationsdarstellung mit Xenon:** Eine Darstellung der Lungenventilation ermöglicht die DECT mittels inhaliertem Xenon, analog zu den oben beschriebenen Jod-Maps [51].

1.4 Magnetresonanztomografie

Jürgen Biederer

1.4.1 Einleitung

Basierend auf den neuesten Entwicklungen der Geräte- und Pulssequenztechnik ist die MRT (Magnetresonanztomografie) im Begriff, sich neben Röntgen und CT ihren Platz als drittes wichtige Modalität für die Lungendiagnostik zu erobern. Der Stand der Technik erlaubt einen breiten klinischen Einsatz,

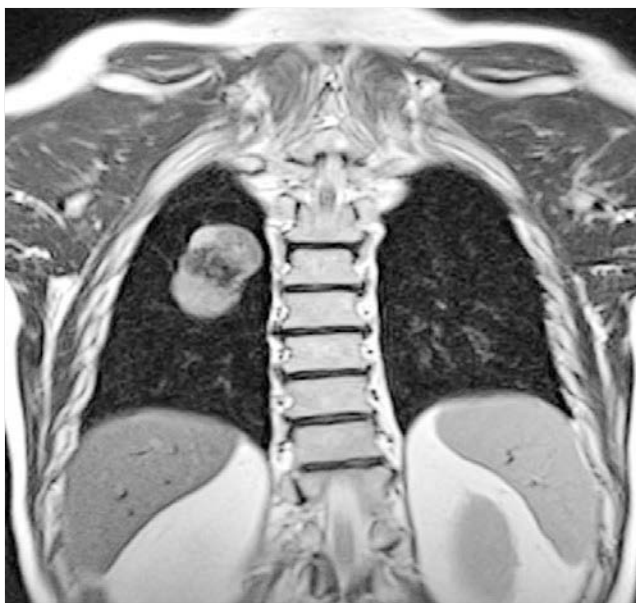


Abb. 1.11 Adenokarzinom im posterioren Lungenoberlappen. MRT-Bild. Der Tumor zeigt Anteile mit unterschiedlichem Signalverhalten, das histopathologisch unterschiedlich differenzierten Tumoranteilen entspricht.

nicht nur als strahlungsfreie Alternative für junge Patienten und Schwangere: Mehr als jede andere verfügbare Methode verbindet die MRT Morphologie und funktionelle Informationen (Lungenperfusion, Atemmechanik) in einer einzigen Untersuchung. Viele potenzielle Nutzer sind jedoch immer noch zurückhaltend mit dem Einsatz der Lungen-MRT, meist unter der tradierten Vorstellung, eine verlässliche und reproduzierbare Bildqualität sei im Alltag nicht zu erreichen. Im Wesentlichen sind es 2 Hürden, die diese Vorbehalte bestärken:

- Zum einen ist die MRT deutlich komplexer als andere Verfahren. Ein Einstieg in die Anwendung auf eigene Faust mit nicht speziell angepassten Produktsequenzen kann langwierig und enttäuschend sein. Für einen erfolgreichen Start empfiehlt es sich daher, auf möglichst standardisierte und voreingestellte Sequenzpakete zurückzugreifen, wie sie von einigen Geräteherstellern bereits angeboten werden [6]. Ziel dieses Kapitels ist es, die verfügbaren Sequenztechniken vorzustellen, die diagnostischen Möglichkeiten aufzuzeigen und geeignete Sequenzpakete für häufige klinische Fragestellungen anzubieten.
- Die zweite Hürde ist die Interpretation und Befundung der Aufnahmen. Die Kontraste und die geringere räumliche Auflösung der MRT im Vergleich zur CT werden von erfahrenen Thoraxradiologen häufig als gewöhnungsbedürftig empfunden. Für den Einstieg wird daher empfohlen, neben dem Besuch von Kursen und dem Studium der Fachliteratur auch Hospitationen in Instituten, die die Lungen-MRT bereits einsetzen, in Betracht zu ziehen.

Im Gegensatz zu Röntgen und CT beruht die MRT nicht auf ionisierender Strahlung, sondern auf der Anregung rotierender Wasserstoffkerne in Wasser und in organischen Verbindungen. Die Herausforderungen, denen sich die MRT an der Lunge stel-

len muss, sind durch die anatomischen und physiologischen Besonderheiten des Organs definiert: Bei belüfteter Lunge enthält das große Organvolumen nur einen kleinen Anteil Gewebe und Flüssigkeiten, der aufgrund seiner geringen Protonendichte nur wenig Signal und ein ungünstiges Signal-zu-Rausch-Verhältnis ergibt. Hinzu kommen Magnetfeldinhomogenitäten an Luft-Wasser-Grenzflächen, die das geringe Signal innerhalb von Millisekunden zerfallen lassen. Es bedarf daher moderner Sequenztechniken mit kurzen Echozeiten, um das geringe Signal des Lungengewebes überhaupt zu erfassen. Zusätzliche Störfaktoren sind die ständigen, oftmals auch unregelmäßigen Bewegungen des Thorax durch Atmung und Herzschlag. Das gesunde, belüftete Lungengewebe zeigt daher kein oder allenfalls ein geringes Signal, das gelegentlich von Pulsationsartefakten überlagert wird. Die Mehrzahl der pathologischen Befunde ist indes durch eine höhere Dichte an Gewebe oder Flüssigkeitseinlagerungen gekennzeichnet. Klinisch relevante Befunde heben sich damit typischerweise mit hohem Signal und gutem Weichteilkontrast von dem intakten, dunklen Lungengewebe ab (► Abb. 1.11) [50].

1.4.2 Gerätetechnik

Grundsätzlich kann die MRT der Lunge sowohl bei niedrigen *Feldstärken* (1,0 T und niedriger) als auch in sog. Hochfeldgeräten bei 3 T durchgeführt werden. Moderne 1,5-T-MRT-Geräte bieten Gradientenstärken von mehr als 40 mT/m und Gradientenanstiegsleistungen von mehr als 200 mT/(m × ms), die Echozeiten von weniger als 1,5 ms ermöglichen. Dabei sprechen die bessere Magnetfeldhomogenität, das höhere Lungensignal und die geringere Artefaktanfälligkeit eher für Geräte mit niedrigen als für Geräte mit hohen Feldstärken. Typischerweise sind moderne 3-T-MRT-Geräte jedoch mit besonders leistungsfähigen Gradientensystemen ausgestattet, die die an der Lunge unerwünschten Effekte hoher Feldstärken (vermindertes Lungensignal, vermehrte Flussartefakte in einigen Sequenzen) kompensieren. Geräte mit niedrigen Feldstärken haben hingegen durchweg ein weniger leistungsfähiges Gradientensystem, sodass die potenziellen Vorteile der Lungen-MRT bei niedriger Feldstärke nicht ausgenutzt werden können [50]. Die folgenden Empfehlungen für das Sequenzprotokoll sind daher auf 1,5-T-Geräte fokussiert, lassen sich aber auch bei 3 T anwenden [20].

Mehrkanalspulensysteme und parallele Bildgebungstechniken leisten einen wichtigen Beitrag zur Leistungssteigerung moderner MRT-Geräte. Bei der *parallelen Bildgebung* wird die räumliche Anordnung multipler Spulenelemente genutzt, um aus Unterschieden in den Sensitivitätsprofilen der einzelnen Elemente zusätzliche Rauminformationen zu gewinnen. Mittels paralleler Bildgebung lässt sich die Aufnahmezeit verkürzen oder alternativ bei gleicher Aufnahmezeit eine höhere räumliche Auflösung erreichen. Zusätzlich kann parallele Bildgebung bei höheren Feldstärken (z. B. 3 T) dazu beitragen, die Energie-deposition im Patienten zu verringern und innerhalb der Grenzen der spezifischen Absorptionsrate zu bleiben.

Merke

Da der Gewinn an Aufnahmegeschwindigkeit oder räumlicher Auflösung mit einem geringen Verlust an Signal erkauft wird, sollten die Beschleunigungsfaktoren bei der Untersuchung der Lunge 2 oder 3 nicht übersteigen. Ansonsten steigt der Rauschpegel im Bild deutlich an. Aufgrund der Lungenbewegung sollte die Kalibrierung des Sensitivitätsprofils in die Sequenz integriert sein (z. B. GRAPPA, autoSENSE, FLEX). Ansonsten besteht die Gefahr, durch eine räumliche Inkongruenz zwischen Sensitivitäts-Scan und eigentlicher Bildaufnahme störende Artefakte zu generieren [50].

Praktisch bewährt hat sich der Einsatz von dedizierten *Mehrelementkörperspulen* in Kombination mit der Rücken- oder Wirbelsäulenspule des Geräts. Für die Optimierung der Bildqualität an den Lungenspitzen (obere Thoraxapertur, Plexus brachialis) empfiehlt es sich, zusätzlich zumindest das hintere Element der Halbspule einzusetzen, sofern diese Kombination möglich ist.

Zur Beherrschung der *Bewegungsartefakte* stehen verschiedene Techniken zur Verfügung [50]: Der einfachste und robusteste Ansatz sind schnelle Aufnahmen in Atemanhaltetechnik. Gegebenenfalls kann eine Aufnahme der Lunge in mehrere Atemanhaltephasen aufgeteilt werden (Multi-Breathhold-Technik). Für die klinische Praxis ist dies die praktischste und schnellste Technik. Für die Durchführung hochauflösender Aufnahmen oder für die Untersuchung von Patienten, die die Luft nicht ausreichend lange genug anhalten können (in der Regel werden mehrere Atemanhaltephasen von 15–20 s benötigt) können auch Sequenzen mit Atemtriggerung eingesetzt werden. Dabei wird das Atemsignal entweder mechanisch (durch einen pneumatisch oder per Änderung der elektrischen Impedanz anzeigenden Atemgurt), mit der sog. Navigatortechnik oder alternativ mit einem MR-kompatiblen Spirometer [17] abgeleitet. Bei der Navigatortechnik wird ein kleines Untersuchungsvolumen auf ein atembewegliches Element, z. B. die Zwerchfellkuppe, positioniert; die Verschiebung der kontrastgebenden Struktur wird mit der Atemphase automatisch analysiert. In den atemgetriggerten Sequenzen wird dann die Akquisition nur in den definierten In- oder Expirationsphasen durchgeführt.

Der entscheidende Nachteil jeder *getriggerten Technik* ist der zusätzliche Zeitbedarf [6]. Getriggerte Aufnahmen des Thorax benötigen durchweg 3–5 min. Wird noch eine zusätzliche Triggerung nach der Herzphase eingesetzt (Doppeltriggertechnik), erhöht sich die Aufnahmezeit nochmals um mehrere Minuten. In der Praxis spielen atemgetriggerte Sequenzen daher nur eine untergeordnete Rolle.

Aktuell basieren die gängigen Protokollempfehlungen durchweg auf *schnellen Sequenzen in Atemanhaltetechnik*. Mit diesen Sequenzen kann eine Routineuntersuchung des Thorax ohne Kontrastmittelgabe in 15 min und mit Kontrastmittelgabe in 20 min durchgeführt werden [6]. Atemgetriggerte Sequenzen werden allenfalls als Alternativen für Patienten angeboten, die die Luft nicht ausreichend lange anhalten können, oder aber auch für Kinder, bei denen keine ausreichende Mitarbeit bei der Untersuchung erwartet werden kann [8]. Eine zusätzliche Aufnahme schneller Sequenzen in freier Atmung ergänzt das Protokoll um Informationen über die Beeinträchtigung der Atemmechanik und der Herzfunktion des Patienten.

Prinzipiell kann die Untersuchung bei Atemanhaltetechnik sowohl in In- als auch in Expiration durchgeführt werden. Ist eine Darstellung des Lungenparenchymsignals erwünscht, bietet sich die Aufnahme in *Expiration* an. In diesem Falle ist die Protonendichte pro Volumenanteil höher und die Signalausbeute stärker [50]. Für die Mehrzahl der Fragestellungen wird jedoch der positive Kontrast der pathologischen Lungenveränderungen vor dem dunklen Signal des Lungengewebes genutzt, sodass sich Aufnahmen in *Inspiration* eignen.

Merke

Da auch andere Standardtechniken der Thoraxdiagnostik überwiegend in Inspiration durchgeführt werden (Röntgenübersichtsaufnahme, CT), sollte die MRT auch aus Gründen der Vergleichbarkeit mit Voruntersuchungen durchweg in Inspiration oder ggf. mit schnellen Sequenzen in freier Atmung durchgeführt werden [6].

1.4.3 Pulssequenzen für die Thoraxdiagnostik

Mit paralleler Bildgebung lassen sich auch große Volumina, wie der Thorax, in hoher Detailauflösung, mit hohem Signal-zu-Rausch-Verhältnis und innerhalb einer Atemphase untersuchen. Dabei kommen schnelle GE-Sequenzen (Gradienten-Echo-Sequenzen), Steady-State-GE-Sequenzen und schnelle SE-Sequenzen (Spin-Echo-Sequenzen) zum Einsatz.

Schnelle Gradienten-Echo-Sequenzen

Schnelle GE-Sequenzen (FLASH, SPGR, FFE) gehören zur Standardausstattung aktueller Geräte und sind in der Praxis sehr robust. Mittels paralleler Bildgebung und Schichtvolumeninterpolation (z. B. als Volumetric interpolated Breathhold-Acquisition) lassen sich Volumenakquisitionen des ganzen Thorax mit 5 mm Schichtdicke in einer Atemanhaltephase erreichen [7]. Während die nicht kontrastverstärkten Aufnahmen typischerweise ohne Fettsignalunterdrückung durchgeführt werden (gute Abgrenzbarkeit mediastinaler Lymphknoten gegenüber dem nativ hellen Fettgewebe), wird nach der Kontrastmittelgabe typischerweise eine Fettsignalunterdrückung empfohlen, denn kontrastierte Lymphknoten heben sich deutlich vor dem dunklen Hintergrund des unterdrückten Fettgewebesignals ab [40].

Steady-State-Gradienten-Echo-Sequenzen

Mit Steady-State-GE-Sequenzen (bSSFP, TrueFISP, FIESTA, BFE) können sehr kurze Aufnahmezeiten erreicht werden, sodass sie typischerweise für die MRT des Herzens genutzt werden, aber auch an der Lunge vorteilhafte Eigenschaften aufweisen. Bei Flip-Winkeln von typischerweise mehr als 50° resultiert ein T2w/T1w (T2- zu T1-gewichteter) Bildkontrast, der Flüssigkeiten und Blut aufgrund ihrer langen T2-Konstanten mit hohem Signal darstellt. Steady-State-GE-Sequenzen sind daher geeignet, die Lungengefäße ohne Gabe von Kontrastmittel abzubilden [33].

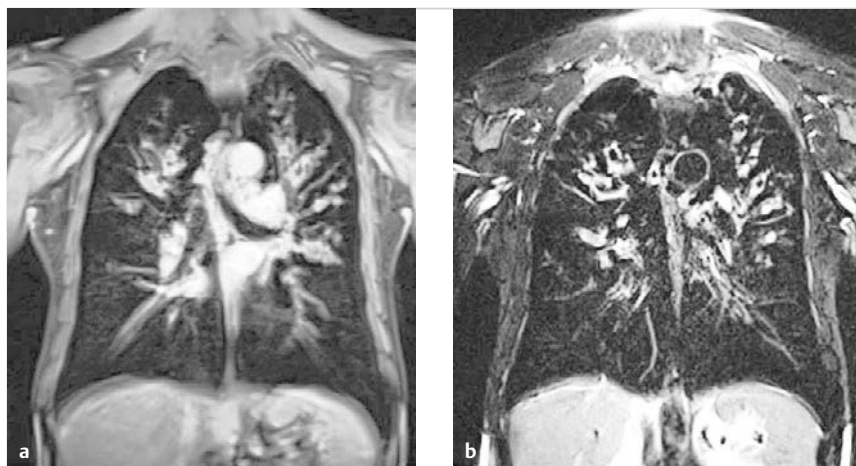


Abb. 1.12 Zystische Fibrose. MRT-Bilder. Entzündlich verdickte Bronchialwände, Bronchiektasen und Sekretretention, betont in den Lungenoberlappen beidseits.

- a Koronare, fettsignalsupprimierte T1w GE-Sequenz nach Kontrastmittelgabe.
b Fettsignalsupprimierte T2w FSE-Sequenz.

Schnelle Spin-Echo-Sequenzen

FSE-Sequenzen (schnelle SE-Sequenzen; RARE/HASTE, Turbo-FSE, TSE) nutzen nach einer initialen Anregung multiple 180° -Refokussierungspulse, um die Signalauslesung zu beschleunigen. Im Extremfall genügt ein einziger Anregungspuls, um nach multiplen Refokussierungspulsen ausreichend Informationen für eine Einzelschicht zu gewinnen (RARE-Sequenz). Basierend auf dem Wissen, dass die Bildinformation im k-Raum redundant (gespiegelt) vorliegt, lässt sich die Aufnahmezeit weiter verkürzen, indem nur eine Teilauslesung durchgeführt wird (Partial- or Half-Fourier-Sequenzen, z. B. HASTE). Aufgrund der 180° -Refokussierungspulse sind die Akquisitionszeiten der FSE-Sequenzen grundsätzlich länger als bei GE- oder Steady-State-GE-Sequenzen. Gleichzeitig ist die Energiedeposition höher, so dass die Grenzen der spezifischen Absorptionsrate schneller erreicht werden. Typischerweise werden FSE-Sequenzen daher im 2D-Multischichtmodus akquiriert [50]. Die Akquisition der Einzelschichten kann dennoch z. B. bei nur halber Fourier-Auslese (HASTE) so schnell sein, dass Herzbewegungen voll kompensiert werden. Sofern bei der Untersuchung der Thoraxorgane Befunde in Herznähe beurteilt werden sollen, sind HASTE-Sequenzen deshalb eine gute Wahl [40].

Als Variante der FSE-Sequenzen kann anstelle einer konstanten parallelen Ausrichtung aller Schichten mit *rotierender Phasenkodierung* (PROPELLER/BLADE) der Einfluss der in Phasenkodierichtung auftretenden Artefakte durch Pulsation von Herz und Blutfluss erheblich gemindert werden [50].

Auch *DWI-Sequenzen* (diffusionsgewichtete Sequenzen) werden mit Fettsignalunterdrückung durchgeführt. Sie basieren auf verschiedenen SE-Grundsequenzen, denen ein Sequenzpuls überlagert wird, der das Signal flüssigkeitshaltiger Befunde anfällig für Einschränkungen der Braun-Molekularbewegung (Diffusibilität) der enthaltenen Wassermoleküle macht. Bei geringer Diffusionswichtung ergibt sich der Bildeindruck einer fettsignalunterdrückten T2w SE-Sequenz, während bei starker Diffusionswichtung insbesondere tumoröse Gewebe (mit erhöhter Zellularität, verringertem Extrazellulärraum, großen Kernen, dichter intrazellulärer Einlagerung von Proteinen und jeweils eingeschränkter Braun-Molekularbewegung) signalintens hervorgehoben werden [26] [36]. Der Nutzen der DWI für die Detektion mediastinaler Lymphknoten ist unbestritten.

Kontrastmittelverstärkte Sequenzen

Für eine Vielzahl klinischer Fragestellungen (z. B. Tumor-Staging) ist die einfache *manuelle intravenöse Kontrastmittelinjektion*, gefolgt von fettgesättigten schnellen GE-Sequenzen, ausreichend (► Abb. 1.12). Ohne wesentlich höheren Aufwand lassen sich mit schnellen GE-Sequenzen und maschineller intravenöser Injektion eines die T1-Zeit verkürzenden Kontrastmittels (typischerweise Gadoliniumchelate) auch Pulmonalisangiografien in exzellenter Bildqualität erstellen. Unter voller Ausnutzung einer Atemhaltezeit von ca. 20 s kann eine der CT ähnliche Bildqualität erreicht werden (► Abb. 1.13).

Moderne Geräte- und Sequenztechniken erlauben alternativ auch eine *schnellere Variante der Kontrastmittelgestützten MRA* (Magnetresonanzangiografie) zur zeitaufgelösten 3D-Darstellung der Lungenstrombahn. Für den Preis einer geringeren Detailauflösung lassen sich Volumendaten des gesamten Thorax im Abstand von 1–2 s aufzeichnen. Die zeitliche Auflösung dieser 4D-Perfusionssequenz reicht aus, um arterielle, parenchymale und venöse Phasen zu trennen [17] [25]. Die Parenchymphase ist besonders gut geeignet, um umschriebene Perfusionsdefizite visuell zu detektieren oder mit entsprechender Software Parameterkarten der regionalen Lungendurchblutung, des regionalen Blutvolumens und der Transitzeiten zu berechnen.

Als zweckmäßiger Ansatz für die *Kombination beider Verfahren* kann zuerst die zeitaufgelöste Perfusionssequenz mit einem kleinen Teil des Kontrastmittels aufgenommen werden. Neben den Daten zur regionalen Lungenperfusion kann daraus gleichzeitig der optimale Zeitpunkt für die Kontrastmittelinjektion (typischerweise mit bis zu 0,2 mmol/kg Körpergewicht) zur anschließenden Aufnahme der hochaufgelösten MRA abgelesen werden [5] [41].

Funktionelle Magnetresonanztomografie der Lunge

Mehr als jede andere Technik zur Diagnostik von Thorax und Lungen ermöglicht die MRT, morphologische und funktionelle Informationen miteinander zu verbinden. Die bekanntesten Techniken sind die Darstellung der *Atemmechanik* (Bewegungen von Thoraxwand, Zwerchfell, Mediastinum, Lungengewebe und Luftwegen; ► Abb. 1.14) und die Kontrastmittelgestützte

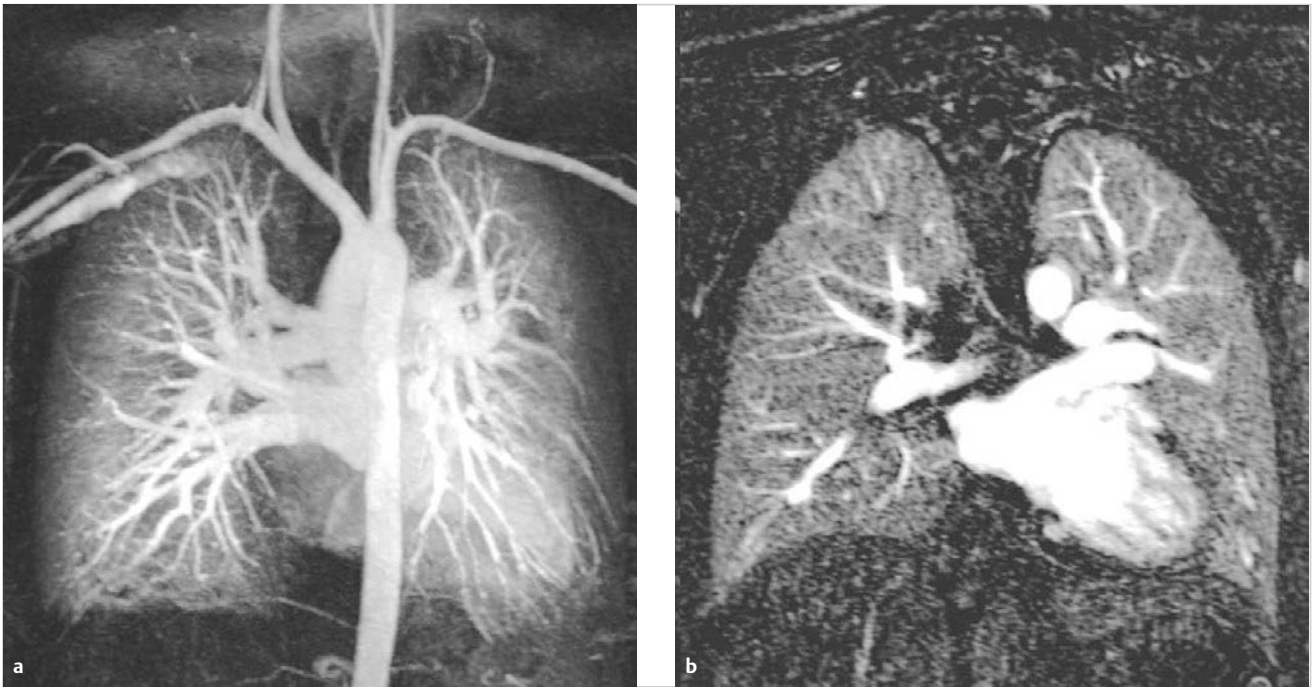


Abb. 1.13 Auf die Parenchymphase optimierte MRA (Magnetresonanztomografie) des Thorax zum Lungenembolieausschluss.
 a MIP (Maximumintensitätsprojektion).
 b Koronare Einzelschicht ohne Hinweise auf intravasale Thromben oder parenchymale Perfusionsdefekte.

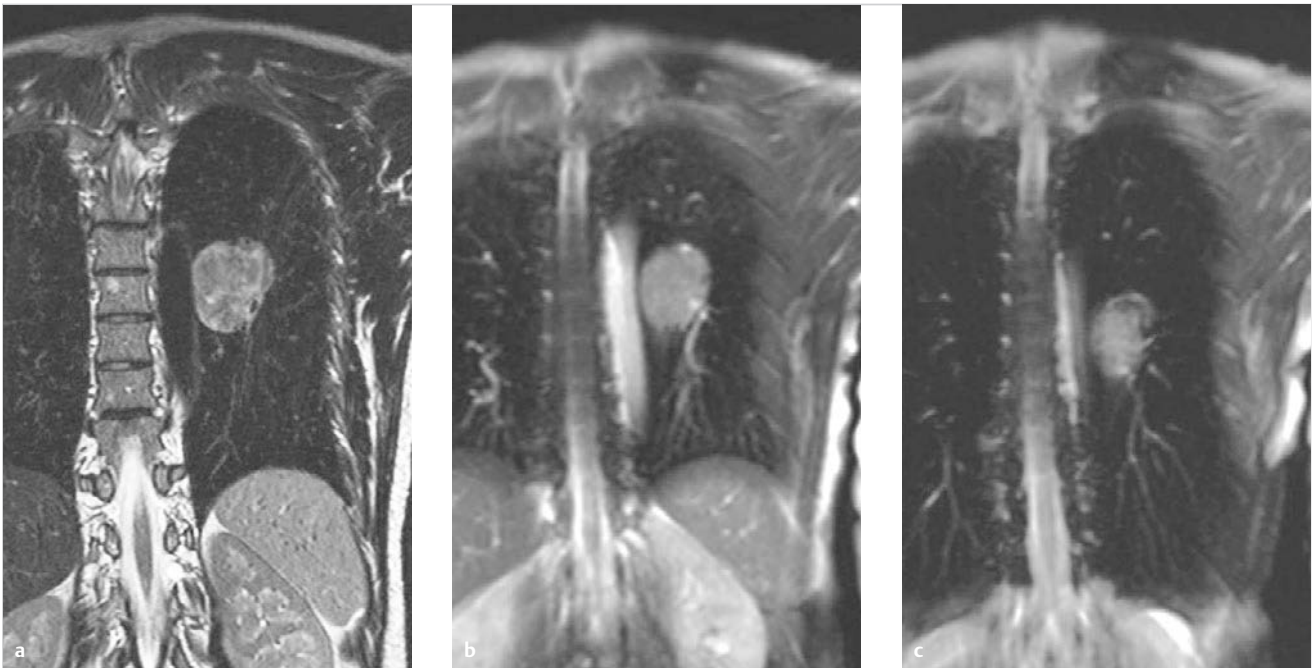


Abb. 1.14 Adenokarzinom im linken Lungenoberlappen. MRT der Atemmechanik.
 a Expiratorisch atemgetriggerte, T2w FSE-Aufnahme.
 b Die Steady-State-GE-Aufnahme in Expiration zeigt den Tumor in ähnlicher Position wie in a.
 c In Inspiration zeigt die Steady-State-GE-Aufnahme das Zwerchfell deutlich tiefer stehend und den Tumor etwas nach kaudal verlagert.

Lungenperfusionsdiagnostik mit schnellen GE- und Steady-State-free-Precession-Sequenzen.

1.4.4 Empfehlungen zu Untersuchungsprotokollen

Ausgehend von einer Initiative der Deutschen Röntgengesellschaft (Arbeitsgemeinschaft Thorax) und der European Society of Thoracic Imaging wurden von Experten auf dem Gebiet der Lungen-MRT Protokollempfehlungen zusammengestellt und veröffentlicht, die für die verschiedenen Herstellerumgebungen die entsprechenden generischen Sequenzbezeichnungen übersetzen [6]. Die folgenden Empfehlungen orientieren sich an diesem Grundkonzept.

Um im praktischen Einsatz Akzeptanz zu finden, muss ein Sequenzprotokoll für die MRT der Lunge einfach anwendbar, robust und mit reproduzierbarer Bildqualität und hoher diagnostischer Aussagekraft bei der am häufigsten eingesetzten Feldstärke (1,5 T) realisierbar sein. Komplexere Komponenten, wie ein Elektrokardiogramm, das Anlegen eines Atemgurts oder die Gabe eines Kontrastmittels, sollten möglichst vermieden werden. Für typische Probleme, wie Kurzatmigkeit, oder für kleine Kinder sollten praktikable Lösungen vorbereitet sein.

Vorgeschlagen wird ein gemeinsames Basisprotokoll für alle wichtigen klinischen Probleme, das für spezifische Fragestellungen modular ergänzt werden kann, z. B. für das Tumor-Staging oder für die Beurteilung von Pathologien der Lungengefäße und der Lungendurchblutung. Für Notfallsituationen, z. B. die akute Lungenarterienembolie, sollten schnelle und effiziente Prozeduren bereitstehen, die auch den Notfalleinsatz in einem kompakt geplanten MRT-Tagesprogramm oder eine Bedienung durch nächtliches Bereitschaftspersonal mit begrenzter MRT-Erfahrung zulassen.

Der modulare Aufbau der im Folgenden vorgestellten Sequenzprotokolle soll es dem Nutzer erlauben, darüber hinaus auch maßgeschneiderte Pakete, etwa mit zusätzlichen Sequenzen für die Herz-MRT, z. B. im Rahmen der kardiopulmonalen Bildgebung oder in Kombination mit Modulen für andere Anwendungen zusammenzustellen.

Voraussetzungen und Vorbereitung der Untersuchung

Die Bildqualität in der MRT ist aufgrund der längeren Aufnahmezeiten deutlich abhängiger von der Kooperation der Patienten als bei Röntgen und CT. Ein auf Robustheit ausgerichtetes Untersuchungsprotokoll sieht daher gewisse Redundanzen in der klinischen Wertigkeit der einzelnen Sequenzkomponenten vor, um unzureichende Bildqualität bei einzelnen Akquisitionen zu kompensieren [6]. Für die T2w FSE-Sequenzen sind getriggerte Versionen verfügbar; dadurch verlängert sich die Untersuchungszeit im Standardprotokoll um etwa 10 min. Ein Atemgurt erleichtert es, auch während der Bildaufnahme die Atembewegungen des Patienten zu kontrollieren [40].

Grundzüge eines Basisprotokolls für die Untersuchung der Lunge

Aus den oben angeführten Sequenzfamilien werden in praxi pragmatische Protokolle zusammengestellt. Die folgende Übersicht orientiert sich an den generischen Bezeichnungen der Sequenzen.



Merke

Typische Parameter für die MRT der Lunge (15 min):

- *Field of View*: koronar 450–500 mm, transversal 400 mm
- *Matrix*: 256–384 Pixel (gegatet/getriggert bis 512)
- *Pixelgröße*: kleiner als 2×2 mm
- *Schichtdicke*:
 - 2D-Sequenzen: 4–6 mm
 - 3D-Sequenzen: 4 mm
 - MRA: maximal 2 mm

Eine Synopsis zum Abgleich mit den von den Geräteherstellern genutzten Produktbezeichnungen findet sich in der Literatur [6]. Als Grundeinstellung wird entsprechend der Größe des Patienten das Field of View typischerweise 450–500 mm in koronarer und 400 mm in transversaler Schichtung umfassen. Die Matrixgröße liegt bei 256–384 Pixel (für getriggerte FSE-Sequenzen bis zu 512 Pixel). Entsprechend liegt die Größe der Pixel bei unter 2×2 mm. Für 2D-Akquisitionen wird die Schichtdicke mit 4–6 mm gewählt. 3D-Akquisitionen nutzen Schichtdicken von 4 mm oder weniger, MRA in koronarer Ausrichtung solche von 2 mm oder weniger [31].

Wahl der geeigneten Sequenz

Als *Basisprotokoll* für die Lungen-MRT werden typischerweise T1w GE-Sequenzen und T2w FSE-Sequenzen kombiniert [6]. Sinnvollerweise werden dabei Aufnahmen in 2 Ebenen, typischerweise koronar und transversal, angefertigt. Um das Protokoll für mediastinale Lymphknoten und Knochenbefunde (z. B. Metastasen) sensitiver zu machen, sollte mindestens eine der T2w FSE-Sequenzen mittels spektraler Fettsättigung oder eines Inversionspulses (STIR [Short-Tau Inversion-Recovery]) mit unterdrücktem Fettsignal aufgenommen werden. Da sich Rippenfrakturen und Metastasen einfacher auf transversalen Schichten erkennen lassen, wird empfohlen, die Fettsättigung zumindest an den transversalen Schichten durchzuführen. Als weiterer obligater Bestandteil eines Standardprotokolls wird empfohlen, eine Steady-State-free-Precession-Sequenz in freier Atmung durchzuführen, die mit hoher Sensitivität zur Detektion einer Lungenarterienembolie oder grober kardialer Dysfunktionen beiträgt. Optional, weil zeitaufwendig und mit einer Gesamtuntersuchungszeit von mehr als 5 min verbunden, sind atemgurt- oder navigatorgetriggerte T2w FSE-Sequenzen mit hoher Detailauflösung, die insbesondere die Bildauflösung in der Thoraxwand deutlich steigern. Dieser Sequenztyp wird insbesondere empfohlen, wenn detaillierte Darstellungen von Plexus brachialis oder mediastinal gewünscht werden [5].

Merke

MRT-Protokoll der Lunge:

- **Basisprotokoll (15 min):**
 - 3D-GE-Sequenz (transversal, Atemanhaltetechnik)
 - Multischicht-2D-FSE-Sequenzen (T2w FSE; koronar und transversal [transversal fettgesättigt], Mehrfach-Atemanhaltetechnik)
 - schnelle Steady-State-GE-Sequenzen (koronar, optional transversal; in freier Atmung)
- **optional:** hochauflösende T2w FSE-Sequenzen (koronar oder transversal; atemgurt- oder navigatorgetriggert)

Je nach den ersten Befunden in diesem Basisprotokoll können *kontrastmittelverstärkte Sequenzen* ergänzt werden, die ebenfalls volumeninterpolierte 3D-GE-Sequenzen nutzen, jetzt aber mit Fettsättigung, um die Sichtbarkeit kontrastmittelverstärkter Gewebe und mediastinaler Lymphknoten zu erhöhen. Dementsprechend wird das o. g. Basisprotokoll einschließlich zusätzlicher kontrastmittelverstärkter 3D-GE-Sequenzen in koronarer und transversaler Ausrichtung als Tumorprotokoll empfohlen. Da die In-Plane-Auflösung der 3D-GE-Sequenzen besser ist als die Auflösung in der Schichtdicke, sollte tatsächlich eine Akquisition in 2 Ebenen durchgeführt werden. Dies erscheint angesichts von Akquisitionen in einer Atemanhaltephase vertretbar. Optional für ein Tumorprotokoll ist der Einsatz von DWI-Sequenzen. Die Ergänzung des Basisprotokolls um die kontrastmittelverstärkten Sequenzen verlängert die Untersuchungszeit um ca. 5 min auf insgesamt 20 min [6].

Merke

Ergänzendes MRT-Protokoll für Raumforderungen zusätzlich zum Basisprotokoll (zusätzlich 5 min):

- DWI-Aufnahmen (transversal; in Mehrfachatemhaltetechnik oder gegatet bzw. getriggert)
- 3D-GE-Sequenz nach Kontrastmittelgabe (koronar und transversal, fettsignalunterdrückt; Atemanhaltetechnik)

Für ein *auf Pathologien der Lungengefäße zugeschnittenes Basisprotokoll* empfiehlt sich die Kombination der 3 verfügbaren Gefäßsequenzen [5] [8] [34]:

- native Steady-State-free-Precession-Sequenz
- zeitlich hochaufgelöste, schnelle 3D-GE-Sequenz zur Darstellung der Lungenperfusion
- räumlich hochaufgelöste, angiografische 3D-GE-Sequenz

Dabei kann die zeitlich hochaufgelöste Sequenz genutzt werden, um den optimalen Zeitpunkt der Kontrastmittelinjektion für die angiografische Sequenz festzulegen. Abschließend sollte noch eine 3D-GE-Sequenz in transversaler Schichtführung mit Fettsättigung durchgeführt werden. Sollten die zuvor durchgeführten Sequenzen durch Bewegungsartefakte beeinträchtigt sein, kann die abschließende 3D-GE-Sequenz bei ausreichendem Gefäßkontrast dazu beitragen, die Untersuchung erfolgreich abzuschließen.

Merke

MRT-Protokoll für Erkrankungen der Lungengefäße (15 min):

- Steady-State-GE-Sequenzen (Steady-State-free-Precession-Sequenzen; koronar und transversal; in freier Atmung)
- 3D-MRA zeitaufgelöst (4D-GE-Sequenz; koronar; kleiner Kontrastmittelbolus; in flacher Atmung)
- 3D-MRA räumlich hochaufgelöst (3D-GE-Sequenz; koronar; k-Raum-zentrierter Kontrastmittelbolus; in flacher Atmung)
- GE-Sequenz (3D-GE-Sequenz; koronar und transversal, fettsignalunterdrückt; Atemanhaltetechnik)
- **optional:** ergänzende Sequenzen aus dem Basisprotokoll (s. o.).

Mit den genannten Basisprotokollen lassen sich alle wichtigen klinischen Fragestellungen an der Lunge abdecken. Empfohlen wird, entsprechende Variationen der Grundsequenzen abzulegen und für die verschiedenen Problemstellungen als Standard bereitzuhalten. Selbstverständlich bleibt es dem Anwender überlassen, darüber hinaus die einzelnen Komponenten je nach Fragestellung anzupassen und zu kombinieren.

1.5 Sonografie

In der Thoraxdiagnostik spielt die Sonografie vor allem in der Diagnostik pleuraler Erkrankungen eine Rolle. Etabliert ist hauptsächlich die sonografische Beurteilung von Pleuraergüssen und anderen pleuralen Flüssigkeitsansammlungen sowie von Pneumothoraces [28]. Auch einige pulmonale Erkrankungen sind der sonografischen Diagnostik zugänglich, sofern diese an der Pleura oder in atelektatischer Lunge liegen.

In der Regel werden Konvexschallköpfe mit einer Frequenz von 2–5 MHz verwendet, die auch in der abdominalen Diagnostik zum Einsatz kommen. Für die Beurteilung von Pleuraergüssen ist eine sitzende Position des Patienten zweckmäßig, da die Ergüsse dann sonografisch besser zugänglich sind als in einer liegenden Position. Um den Abstand zwischen den Rippen zu vergrößern, kann man den Patienten mit über den Kopf erhobenen Armen untersuchen. Für die Diagnostik von Pneumothoraces eignet sich die Rückenlage; dadurch steigt die pleurale Luft nach ventral auf und kann sonografisch einfach detektiert werden.

Auch pathologische Prozesse der Thoraxwand stellt die Sonografie mit hoher Ortsauflösung dar. Hierfür finden hochfrequente Linearschallköpfe mit mindestens 7,5 MHz Verwendung, weil normalerweise eine geringe Eindringtiefe genügt und die hohe Ortsauflösung dieser Schallköpfe eine überragende Bildqualität ermöglicht [35].

1.6 Positronenemissionstomografie-Computertomografie

Die PET-CT (Positronenemissionstomografie-Computertomografie) liefert sowohl anatomische als auch funktionelle Informationen. Das Gerät kombiniert einen Computertomografen (S.20) mit einem Positronenemissionstomografen. Letzterer dient der Lokalisation radioaktiver Pharmaka im Körper, deren

Verteilung in Schnittbildern dargestellt wird. Zur Diagnostik thorakaler Erkrankungen verwendet man das Glukoseanalogon FDG (¹⁸Fluor-Desoxyglukose). Dieses wird von den Zellen genauso wie Glukose aufgenommen, kann allerdings wegen der etwas anderen Molekülstruktur von der Zelle nicht wie diese zur Energiegewinnung abgebaut werden. Deshalb akkumuliert FDG in den Zellen.

Tumorzellen und Entzündungen weisen einen erhöhten Stoffwechsel und damit einen gesteigerten Glukosebedarf auf. Zusätzlich herrscht in malignen Tumoren häufig ein Sauerstoffmangel, sodass Tumorzellen ihren Energiebedarf vermehrt über die anaerobe Glykolyse decken müssen. Diese liefert wesentlich weniger Energie als die aerobe Glykolyse, was den Glukosebedarf dieser Zellen zusätzlich steigert. Die FDG-PET visualisiert diese Prozesse als vermehrte Speicherung von FDG in malignen Tumoren und Entzündungen.

Die Untersuchung erfolgt in mehreren Teilschritten:

1. **Intravenöse Applikation des radioaktiven FDG.** Daran schließt sich eine Ruhephase von 1 h an.
2. **Akquisition der CT.** Es gibt 2 Möglichkeiten:
 - Diagnostische CT: Sie wird – in der Regel unter intravenöser Applikation eines Kontrastmittels – als diagnostische Ganzkörper-CT durchgeführt. Eine Akquisition der CT in Atemmittellage ermöglicht die optimale Bildfusion mit der PET. Für onkologische Fragestellungen erhöht eine zusätzliche Niedrigdosis-CT des Lungenparenchyms in tiefer Inspiration die Sensitivität für Lungenmetastasen [29].
 - Niedrigdosis-CT: Falls klinisch keine Ganzkörper-CT indiziert ist, wird nur eine Niedrigdosis-CT ohne Kontrastmittel akquiriert. Mit dieser erfolgt die Schwächungskorrektur der PET-Daten; gleichzeitig ermöglicht sie die anatomische Zuordnung von PET-Befunden.
3. **Akquisition der PET.**

Merke

- Typische Anwendungen der FDG-PET in der Thoraxradiologie:
- Staging maligner Tumoren (S. 146), insbesondere Detektion von Fernmetastasen, und mit Einschränkungen Staging von Lymphknotenmetastasen [24]
 - Differenzialdiagnose pulmonaler Rundherde (S. 293) [24]
 - Primärtumorsuche bei CUP-Syndrom (Cancer of unknown Primary Syndrome)
 - Diagnostik der frühen Aortitis (S. 217) [10]

1.7 Bildnachverarbeitung

Dem Radiologen stehen an modernen Workstations zahlreiche Möglichkeiten der Bildnachverarbeitung zur Verfügung, die auch in der Thoraxdiagnostik einen Nutzen haben. Ihre Anwendung erfolgt entweder bei der Befunddetektion durch den Radiologen während der Primärbefundung, zur Befunddemonstration gegenüber den zuweisenden Ärzten oder zur Therapieplanung. Den Stellenwert der verschiedenen Verfahren zur Bildnachverarbeitung in der Thoraxdiagnostik fasst ► Tab. 1.3 zusammen. Voraussetzung für die praktische Anwendung dieser Verfahren ist ein hinreichend dünn-schichtig akquirierter CT-Datensatz (S.20).

1.8 Computerassistierte Diagnostik

1.8.1 Computerassistierte Detektion

Sowohl für die computerassistierte Diagnostik (abgekürzt als CAD) von Röntgenaufnahmen der Thoraxorgane als auch von CT-Datensätzen ist kommerzielle Software erhältlich [1] [23]. Die meisten Software-Lösungen dienen der Detektion von pulmonalen Rundherden. Radiologen haben dafür nur eine mäßige

Tab. 1.3 Verfahren der Bildnachverarbeitung und deren Anwendung in der Thoraxdiagnostik [3] [21] [38].

Verfahren	Anwendungen	Stellenwert		
		Befundung	Demonstration	Therapieplanung
MIP	<ul style="list-style-type: none"> • Detektion von Lungenrundherden • Detektion von Lungenembolien 	++	(+)	-
MinIP	<ul style="list-style-type: none"> • Detektion des Lungenemphysems • Darstellung von Atemwegsstenosen 	++	+	+
MPR	<ul style="list-style-type: none"> • Darstellung des Verlaufs von Gefäßen und Bronchien • Interventionsplanung für bronchoskopische Biopsien 	+	+	+
VRT	Visualisierung komplexer Befunde (vor allem Darstellung knöcherner und vaskulärer Strukturen und der Lage von Implantaten)	(+)	++	(+)
virtuelle Endoskopie	Interventionsplanung für bronchoskopische Biopsien	-	+	+

MinIP = Minimumintensitätsprojektion
 MIP = Maximumintensitätsprojektion
 MPR = multiplanare Reformatierung
 VRT = Volume Rendering Technique

Sensitivität; sie kann durch die Verwendung entsprechender Software gesteigert werden.

Je nach verwendeter Software erfolgt die Berechnung der Detektionsergebnisse direkt beim Aufruf der Funktion an der Befundungs-Workstation, oder die Ergebnisse wurden vorab berechnet und abgespeichert. Letztere Systeme können mehr Rechenzeit für die Analyse aufwenden; das wirkt sich grundsätzlich positiv auf die Genauigkeit der Detektion aus.

Merke

Eine gute Erkennungsrate setzt einen dünn-schichtig akquirierten CT-Datensatz (S. 20) voraus. Überlappend rekonstruierte Schichten mit maximal 2 mm Schichtdicke stellen dafür eine Minimalanforderung dar.

Der Einsatz solcher Software kann die Qualität der Befundung onkologischer CT-Bildgebung verbessern und die Befundungszeit verkürzen [4]. Darüber hinaus wird sie in der präoperativen Planung vor einer pulmonalen Metastasenresektion verwendet [42].

1.8.2 Volumetrie

Die Volumetrie hat sich zu einem diagnostischen Standardverfahren im Management pulmonaler Rundherde (S. 291) entwickelt. Wie bei den übrigen computerassistierten Verfahren besteht auch hier die Notwendigkeit eines dünn-schichtigen CT-Datensatzes mit einer Schichtdicke unter 2 mm und einer überlappenden Rekonstruktion.

Entsprechende Software ist kommerziell erhältlich und gehört zur Software-Ausstattung einiger CT-Scanner. Nach Markierung eines Rundherds in einem CT-Bild ermittelt die Software automatisch sein Volumen. Je nach Hersteller hat der Nutzer verschiedene Möglichkeiten, das Ergebnis der automatischen Messung manuell zu korrigieren, beispielsweise um angrenzende Blutgefäße aus dem automatisch berechneten Herdvolumen zu entfernen.

1.9 Literatur

- [1] Abe H, MacMahon H, Engelmann R et al. Computer-aided diagnosis in chest radiography: results of large-scale observer tests at the 1996–2001 RSNA scientific assemblies. *Radiographics* 2003; 23: 255–265
- [2] Becht S, Zimmer-Brossy M. Lehrbuch der röntgendiagnostischen Einstelltechnik. 6 Aufl. Heidelberg: Springer Medizin; 2008
- [3] Beigelman-Aubry C, Hill C, Guibal A et al. Multi-detector row CT and postprocessing techniques in the assessment of diffuse lung disease. *Radiographics* 2005; 25: 1639–1652
- [4] Beyer F, Zierott L, Fallenberg EM et al. Comparison of sensitivity and reading time for the use of computer-aided detection (CAD) of pulmonary nodules at MDCT as concurrent or second reader. *Eur Radiol* 2007; 17: 2941–2947
- [5] Biederer J, Bauman G, Hintze C et al. Magnetresonanztomographie. *Pneumologie* 2011; 8: 234–242
- [6] Biederer J, Beer M, Hirsch W et al. MRI of the lung (2/3). Why... when... how? *Insights Imag* 2012; 3: 355–371
- [7] Biederer J, Both M, Graessner J et al. Lung morphology: fast MR imaging assessment with a volumetric interpolated breath-hold technique: initial experience with patients. *Radiology* 2003; 226: 242–249
- [8] Biederer J, Mirsadraee S, Beer M et al. MRI of the lung (3/3)-current applications and future perspectives. *Insights Imag* 2012; 3: 373–386
- [9] Biederer J, Wildberger JE, Bolte H et al. Protokollempfehlungen für die Computertomographie der Lunge: Konsensus der Arbeitsgemeinschaft Thoraxdiagnostik der DRG (01.04.2008). Im Internet: <http://www.ag-thorax.drg.de/media/document/2025/Konsensus-CT-Protokolle.pdf>; Stand: 19.10.2015
- [10] Bossert M, Prati C, Balblanc J et al. Aortic involvement in giant cell arteritis: current data. *Joint Bone Spine* 2011; 78: 246–251
- [11] Bradley M, Williams C, Walshaw MJ. The value of routine expiratory chest films in the diagnosis of pneumothorax. *Arch Emerg Med* 1991; 8: 115–116
- [12] Bundesamt für Strahlenschutz. Bekanntmachung der aktualisierten diagnostischen Referenzwerte für diagnostische und interventionelle Röntgenuntersuchungen vom 22. Juni 2010 (26.10.2012). Im Internet: <http://www.bfs.de/SharedDocs/Downloads/BfS/DE/fachinfo/ion/drw-roentgen.pdf>; Stand: 19.10.2015
- [13] Bundesärztekammer. Leitlinie zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik (12.03.2008). Im Internet: http://www.bundesaerztekammer.de/fileadmin/user_upload/downloads/LeitRoentgen2008Korr2.pdf; Stand: 19.10.2015
- [14] Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung. Empfehlung für die Begutachtung asbestbedingter Berufskrankheiten: Falkensteiner Empfehlung. Berlin: DGUV; 2011. Im Internet: http://publikationen.dguv.de/dguv/pdf/10_002/falkensteinerempfehlung.pdf; Stand: 19.10.2015
- [15] Diederich S, Heussel CP. Werkzeuge – Thorax-CT-Standardempfehlungen der AG-Thorax der DRG. *Fortschr Röntgenstr* 2005; 177: 473
- [16] Diederich S, Lenzen H, Windmann R et al. Pulmonary nodules: experimental and clinical studies at low-dose CT. *Radiology* 1999; 213: 289–298
- [17] Eichinger M, Puderbach M, Fink C et al. Contrast-enhanced 3D MRI of lung perfusion in children with cystic fibrosis – initial results. *Eur Radiol* 2006; 16: 2147–2152
- [18] Euler A, Szücs-Farkas Z, Schindera S. Möglichkeiten der Strahlenreduktion bei der CT des Körperstamms. *Radiologie up2date* 2014; 14: 163–176
- [19] European Commission. Diagnostic reference levels in thirty-six European countries: Part 2/2 (22.12.2014). Im Internet: <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/RP180%20part2.pdf>; Stand: 19.10.2015
- [20] Fink C, Puderbach M, Biederer J et al. Lung MRI at 1.5 and 3 Tesla: observer preference study and lesion contrast using five different pulse sequences. *Invest Radiol* 2007; 42: 377–383
- [21] Fishman EK, Ney DR, Heath DG et al. Volume rendering versus maximum intensity projection in CT angiography: what works best, when, and why. *Radiographics* 2006; 26: 905–922
- [22] Garcia-Peña P, Lucaya J. HRCT in children: technique and indications. *Eur Radiol* 2004; 14: L13–L30
- [23] Girvin F, Ko JP. Pulmonary nodules: detection, assessment, and CAD. *AJR Am J Roentgenol* 2008; 191: 1057–1069
- [24] Goeckenjan G, Sitter H, Thomas M et al. Prävention, Diagnostik, Therapie und Nachsorge des Lungenkarzinoms. Interdisziplinäre S3-Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Pneumologie und Beatmungsmedizin und der Deutschen Krebsgesellschaft – Kurzfassung. *Pneumologie* 2011; 65: e51–e75
- [25] Heidemann RM, Griswold MA, Kiefer B et al. Resolution enhancement in lung 1 H imaging using parallel imaging methods. *Magn Reson Med* 2003; 49: 391–394
- [26] Henzler T, Schmid-Bindert G, Schoenberg SO et al. Diffusion and perfusion MRI of the lung and mediastinum. *Eur J Radiol* 2010; 76: 329–336
- [27] Hering KG. Low dose Protokoll-BK-07–2014 (30.08.2014). Im Internet: <http://www.ag-draue.drg.de/media/document/2011/Low-Dose-HRCT-Protokoll.pdf>; Stand: 19.10.2015
- [28] Husain LF, Hagopian L, Wayman D et al. Sonographic diagnosis of pneumothorax. *J Emerg Trauma Shock* 2012; 5: 76–81
- [29] Juergens KU, Weckesser M, Stegger L et al. Tumor staging using whole-body high-resolution 16-channel PET-CT: does additional low-dose chest CT in inspiration improve the detection of solitary pulmonary nodules? *Eur Radiol* 2006; 16: 1131–1137
- [30] Kang M, Park CM, Lee C et al. Dual-energy CT: clinical applications in various pulmonary diseases. *Radiographics* 2010; 30: 685–698
- [31] Kauczor H. MRI of the Lung. Berlin: Springer; 2009
- [32] Kim Y, Kim YK, Lee BE et al. Ultra-low-dose CT of the thorax using iterative reconstruction: evaluation of image quality and radiation dose reduction. *AJR Am J Roentgenol* 2015; 204: 1197–1202
- [33] Kluge A, Gerriets T, Müller C et al. Thorakale Echtzeit-MRT: Erfahrungen aus 2200 Untersuchungen bei akuten und unklaren thorakalen Erkrankungen. *Fortschr Röntgenstr* 2005; 177: 1513–1521
- [34] Kluge A, Luboldt W, Bachmann G. Acute pulmonary embolism to the subsegmental level: diagnostic accuracy of three MRI techniques compared with 16-MDCT. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 187: W7–W14

- [35] Koh D, Burke S, Davies N et al. Transthoracic US of the chest: clinical uses and applications. *Radiographics* 2002; 22: e1
- [36] Koyama H, Ohno Y, Aoyama N et al. Comparison of STIR turbo SE imaging and diffusion-weighted imaging of the lung: capability for detection and subtype classification of pulmonary adenocarcinomas. *Eur Radiol* 2010; 20: 790–800
- [37] Laubenberger T, Laubenberger J. *Technik der medizinischen Radiologie: Diagnostik, Strahlentherapie, Strahlenschutz; für Ärzte, Medizinstudenten und MTRA*. 7 Aufl. Köln: Dt. Ärzte-Verlag; 1999
- [38] Nair A, Godoy MC, Holden EL et al. Multidetector CT and postprocessing in planning and assisting in minimally invasive bronchoscopic airway interventions. *Radiographics* 2012; 32: E201–E232
- [39] Nason LK, Walker CM, McNealey MF et al. Imaging of the diaphragm: anatomy and function. *Radiographics* 2012; 32: E51
- [40] Puderbach M, Hintze C, Ley S et al. MR imaging of the chest: a practical approach at 1.5 T. *Eur J Radiol* 2007; 64: 345–355
- [41] Puderbach M, Risse F, Biederer J et al. In vivo Gd-DTPA concentration for MR lung perfusion measurements: assessment with computed tomography in a porcine model. *Eur Radiol* 2008; 18: 2102–2107
- [42] Schramm A, Wormanns D, Leschber G et al. Reliability of a computer-aided detection system in detecting lung metastases compared to manual palpation during surgery. *Interact Cardiovasc Thorac Surg* 2011; 12: 20–23
- [43] Seow A, Kazerooni EA, Pernicano PG et al. Comparison of upright inspiratory and expiratory chest radiographs for detecting pneumothoraces. *AJR Am J Roentgenol* 1996; 166: 313–316
- [44] Sundaram B, Chughtai AR, Kazerooni EA. Multidetector high-resolution computed tomography of the lungs: protocols and applications. *J Thorac Imaging* 2010; 25: 125–141
- [45] Swensen SJ, Viggiano RW, Midthun DE et al. Lung nodule enhancement at CT: multicenter study. *Radiology* 2000; 214: 73–80
- [46] Todo G, Ito H, Nakano Y et al. High resolution CT (HR-CT) for the evaluation of pulmonary peripheral disorders. *Rinsho Hoshasen* 1982; 27: 1319–1326
- [47] Viteri-Ramírez G, García-Lallana A, Simón-Yarza I et al. Low radiation and low-contrast dose pulmonary CT angiography: comparison of 80 kVp/60 ml and 100 kVp/80 ml protocols. *Clin Radiol* 2012; 67: 833–839
- [48] Wang R, Sui X, Schoepf UJ et al. Ultralow-radiation-dose chest CT: accuracy for lung densitometry and emphysema detection. *AJR Am J Roentgenol* 2015; 204: 743–749
- [49] Webb WR, Müller NL, Naidich DP. *High-resolution CT of the lung*. 4 Aufl. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins; 2009
- [50] Wild JM, Marshall H, Bock M et al. *MRI of the lung (1/3): methods*. *Insights Imag* 2012; 3: 345–353
- [51] Zhang LJ, Zhou CS, Schoepf UJ et al. Dual-energy CT lung ventilation/perfusion imaging for diagnosing pulmonary embolism. *Eur Radiol* 2013; 23: 2666–2675

Kapitel 2

Anatomische Grundlagen

2.1	Mediastinum	36
2.2	Herz und Perikard	40
2.3	Lunge	41
2.4	Pleura	43
2.5	Zwerchfell	44
2.6	Literatur	44



2 Anatomische Grundlagen

Entgegen möglichen Erwartungen bietet das folgende Kapitel keine umfassende anatomische Darstellung der Thoraxorgane. Vielmehr vermittelt es einige für den radiologischen Alltag nützliche Aspekte zur Anatomie.

2.1 Mediastinum

Merke

Als Mediastinum bezeichnet man den zwischen beiden Lungenflügeln liegenden Raum, der ventral vom Sternum, dorsal von der Wirbelsäule, kranial von der oberen Thoraxapertur, kaudal vom Zwerchfell und lateral beidseits von der Pleura begrenzt wird.

Die Einteilung des Mediastinums in Kompartimente (► Tab. 2.1) erlangt vor allem eine praktische Bedeutung in der radiologischen Diagnostik der Mediastinaltumoren. Je nach Lokalisation des Tumors ergeben sich ganz unterschiedliche Differenzialdiagnosen (S. 189). Am weitesten verbreitet sind das 3-Kompartiment-Modell (vorderes, mittleres und hinteres Mediastinum) und das 4-Kompartiment-Modell (wie 3-Kompartiment-Modell, zusätzlich oberes Mediastinum) [4]. Weitere, weniger bekannte Einteilungen existieren [7].

Da die beschriebenen mediastinalen Kompartimente keine feste Grenze besitzen, haben pathologische Prozesse die Möglichkeit einer ungehinderten Ausbreitung von einem Kompartiment zum nächsten.

2.1.1 Gefäßsystem

Aorta

Der thorakale Anteil der Aorta wird in 3 Abschnitte gegliedert:

- *Aorta ascendens*: Weite maximal 3,5 cm
- *Aortenbogen mit den Abgängen der supraaortalen Arterien*: häufigste Normvariante: sog. Truncus bicaroticus (gemeinsamer Abgang des Truncus brachiocephalicus und der linken A. carotis communis; ► Abb. 2.1)
- *Aorta descendens*: Weite distal des Aortenbogens maximal 2,6 cm, am Zwerchfelldurchtritt maximal 2,4 cm [14]

Das *Aortenaneurysma* ist per definitionem eine Dilatation der Aorta auf mindestens das 1,5-Fache ihres maximalen normalen Durchmessers. Als vereinfachte Grenzwerte gelten 5 cm für die Aorta ascendens und 4,5 cm für die thorakale Aorta descendens.

Anomalien des Aortenbogens werden in 5 Gruppen eingeteilt:

- *Gedoppelter Aortenbogen*: kann eine Kompression der zentralen Atemwege verursachen.
- *Rechtsseitiger Aortenbogen mit spiegelbildlichen Gefäßabgängen*: sollte im Röntgenbild nicht als mediastinale Raumforderung fehlinterpretiert werden (► Abb. 2.2).
- *Rechtsseitiger Aortenbogen mit abnormen Gefäßabgängen*.
- *Linker Aortenbogen mit abnormen Gefäßabgängen*: Am häufigsten ist die A. lusoria, eine aberrant als letztes Gefäß aus

Tab. 2.1 Anatomische Kompartimente des Mediastinums im 3- und im 4-Kompartiment-Modell [7].

Kompartimente	Begrenzung
3-Kompartiment-Modell	
vorderes Mediastinum	Raum vom Sternum bis zur Ventralfläche des Perikards, der Aorta ascendens und der brachiocephalen Gefäße
mittleres Mediastinum	Raum zwischen vorderem und hinterem Mediastinum
hinteres Mediastinum	Raum von der Dorsalfläche des Perikards und der großen Gefäße bis zur Brustwirbelsäule
4-Kompartiment-Modell	
zusätzlich: oberes Mediastinum	Raum oberhalb des Aortenbogens



Abb. 2.1 Truncus bicaroticus. CT-Bild. Kranial des Aortenbogens befinden sich nur 2 arterielle Gefäße, der Truncus bicaroticus (Pfeil) und die linke A. subclavia (Pfeilspitze).



Abb. 2.2 Rechtsseitiger Aortenbogen (Pfeil). Röntgenbild.