



S. Delorme · P. Reimer · W. Reith · C. Schäfer-Prokop
C. Schüller-Weidekamm · M. Uhl *Hrsg.*

Weiterbildung Radiologie

CME-Beiträge aus:
Der Radiologe Juli 2013 – Dezember 2014

Weiterbildung Radiologie

Stefan Delorme
Peter Reimer
Wolfgang Reith
Cornelia Schäfer-Prokop
Claudia Schüller-Weidekamm
Markus Uhl

Weiterbildung Radiologie

CME-Beiträge aus: Der Radiologe

Juli 2013 – Dezember 2014

Mit 177 größtenteils farbigen Abbildungen und 31 Tabellen

S. Delorme

Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ),
Institut für Radiologie
Heidelberg

P. Reimer

Zentralinstitut für Bildgebende Diagnostik
Karlsruhe

W. Reith

Klinik für Diagnostische und Interventionelle Neuro-
radiologie
Universitätsklinikum des Saarlandes
Homburg

C. Schäfer-Prokop

KW Hilversum
The Netherlands

C. Schüller-Weidekamm

Klinik für Radiodiagnostik
AKH
Wien

M. Uhl

Universitätsklinikum Freiburg
Kinderklinik
Freiburg

ISBN 978-3-662-46784-8

ISBN 978-3-662-46785-5 (eBook)

DOI 10.1007/978-3-662-46785-5

Auszug aus: Der Radiologe, Springer-Verlag 2013, 2014

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

© Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2015

Das Werk einschließlich aller seiner Teile ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung, die nicht ausdrücklich vom Urheberrechtsgesetz zugelassen ist, bedarf der vorherigen Zustimmung des Verlags. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Bearbeitungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen. Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutz-Gesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürften.

Der Verlag, die Autoren und die Herausgeber gehen davon aus, dass die Angaben und Informationen in diesem Werk zum Zeitpunkt der Veröffentlichung vollständig und korrekt sind. Weder der Verlag noch die Autoren oder die Herausgeber übernehmen, ausdrücklich oder implizit, Gewähr für den Inhalt des Werkes, etwaige Fehler oder Äußerungen.

Umschlaggestaltung: deblik Berlin
Fotonachweis Umschlag: © deblik Berlin

Gedruckt auf säurefreiem und chlorfrei gebleichtem Papier

Springer-Verlag ist Teil der Fachverlagsgruppe Springer Science+Business Media
www.springer.com

Inhaltsverzeichnis

1	Radiologische Abklärung inzidenteller pulmonaler Rundherde	1
	<i>H. Prosch, C. Schaefer-Prokop</i>	
2	Bildkontraste bei statischen Aufnahmen in der klinischen Magnetresonanztomographie. Teil 2: Sequenzen für verschiedene Kontraste und Anwendungen	15
	<i>F. Schick</i>	
3	Interstitielle Lungenerkrankungen (ILD) bei Rauchern: Spektrum in der hochauflösenden Computertomographie (HRCT)	29
	<i>K. Marten-Engelke</i>	
4	Magnetresonanztomographie der Schulter: Impingement und instabilitätsassoziierte Veränderungen – Update 2013	43
	<i>M. Zanetti, N. Mamisch-Saupe</i>	
5	Kardiale Magnetresonanztomographie: Vom Bild zur Diagnose	59
	<i>M. Gutberlet</i>	
6	Ausbreitung von Ultraschall im Gewebe und Verfahren der Ultraschallbildgebung	77
	<i>K.-V. Jenderka</i>	
7	Onkologische Bildgebung zur Beurteilung des Therapieansprechens	91
	<i>J. Statta</i>	
8	Bildgebung des Ellenbogengelenks mit Fokus MRT. Teil 1: Untersuchungstechniken und -sequenzen, Knochen und Ligamente	101
	<i>J. Rehm, F. Zeifang, M.-A. Weber</i>	
9	Bildgebung des Ellenbogengelenks mit Fokus MRT. Teil 2: Muskeln, Nerven und Synovia	113
	<i>J. Rehm, F. Zeifang, M.-A. Weber</i>	
10	Erkrankungen der Atemwege	127
	<i>S. Dettmer, H.O. Shin</i>	
11	Prostatakarzinom	141
	<i>T. Franiel, N. Eckardt, M. Waginger, M. Horstmann</i>	
12	Morphologische und funktionelle Knorpeldiagnostik	157
	<i>C. Rehnitz, M.-A. Weber</i>	
13	CT und MRT der Hüftprothese	175
	<i>C.A. Agten, R. Sutter, C.W.A. Pfirrmann</i>	
14	Weichteiltumoren: Bildgebungsstrategie in der lokalen Primärdiagnostik – Erscheinungsbild, Pearls und Pitfalls in der MRT	187
	<i>I.-M. Nöbauer-Huhmann</i>	
15	Bildgebung beim akuten Abdomen im Kindes- und Jugendalter	203
	<i>R. Wunsch, C. Wunsch</i>	
16	Pulmonale Komplikationen in der Chemotherapie	215
	<i>A. Becker, T. Frauenfelder</i>	
17	Infektionskrankheiten und Verletzungen der Harnblase und der ableitenden Harnwege	229
	<i>J. Budjan, P. Riffel, M.M. Ong, C. Bolenz, S.O. Schönberg, S. Haneder</i>	
18	Onkologische Erkrankungen und postoperative Veränderungen der Harnblase und der ableitenden Harnwege	241
	<i>M.M. Ong, P. Riffel, J. Budjan, C. Bolenz, S.O. Schönberg, S. Haneder</i>	

Autorenverzeichnis

Agten, C., Dr. med.

Radiologie
Uniklinik Balgrist
Forchstrasse 340
CH-8008 Zürich
Schweiz

Becker, A., med. pract.

Institut für Diagnostische und
Interventionelle Radiologie
UniversitätsSpital Zürich
Rämistrasse 100
CH-8091 Zürich
Schweiz

Bolenz, C., Prof. Dr. med.

Zentrum für Urologische Tumorerkrankungen (ZUT)
am ITM
Universitätsmedizin Mannheim
Theodor-Kutzer-Ufer 1–3
68167 Mannheim

Budjan, J., Dr.

Institut für Klinik der Radiologie
Universitätsklinikum Mannheim
Theodor-Kutzer-Ufer 1–3
68167 Mannheim

Dettmer, S., Dr. med.

Medizinische Hochschule Hannover (MHH)
Carl-Neuberg-Straße 1
30625 Hannover

Eckardt, N., Dr. med.

Institut für Diagnostische und
Interventionelle Radiologie
Universitätsklinikum Jena
Erlanger Allee 101
07747 Jena

Franiel, T., PD Dr. med.

Institut für Diagnostische und
Interventionelle Radiologie
Universitätsklinikum Jena
Erlanger Allee 101
07747 Jena

Frauenfelder, MAS, T., PD Dr. med.

Institut für Diagnostische und
Interventionelle Radiologie
UniversitätsSpital Zürich
Rämistrasse 100
CH-8091 Zürich
Schweiz

Gutberlet, M., Prof. Dr. med.

Facharzt für Diagnostische Radiologie,
Facharzt für Nuklearmedizin
Herzzentrum Leipzig – Universität Leipzig
Strümpellstraße 39
04289 Leipzig

Haneder, S., PD Dr.

Institut für Diagnostische und
Interventionelle Radiologie
Universitätsklinikum Köln (AÖR)
Kerpener Straße 62
50937 Köln

Horstmann, M., PD Dr. med.

Klinik und Poliklinik für Urologie
Universitätsklinikum Jena
Lessingstraße 1
07743 Jena

Jenderka, K.-V., Prof. Dr. rer. nat.

Hochschule Merseburg
Eberhard-Leibnitz-Straße 2
06217 Merseburg

Mamisch-Saupe, N., PD Dr. med.

Radiologie Klinik Hirslanden
Klinik Hirslanden
Witellikerstrasse 40
CH-8032 Zürich
Schweiz

Marten-Engelke, K., Prof. Dr.

Praxis für Moderne Schnittbild Diagnostik Göttingen
Bahnhofsallee 1d
37081 Göttingen

Nöbauer-Huhmann, I.-M., Priv.-Doz. in Dr.

Allgemeines Krankenhaus
Universitätsklinik für Radiologie und Nuklearmedizin
Währinger Gürtel 18–20
AT-1090 Wien
Österreich

Ong, M.

Institut für Klinik Radiologie
Universitätsklinikum Mannheim
Theodor-Kutzer-Ufer 1–3
68167 Mannheim

Pfarrmann, C. W. A., Prof. Dr. med.

Radiologie
Uniklinik Balgrist
Forchstrasse 340
CH-8008 Zürich
Schweiz

Prosch, H., Univ.-Lektor Ass.-Prof. Priv.-Doz. Dr.

Universitätsklinik für Radiologie und Nuklearmedizin
Medizinische Universität Wien
Währinger Gürtel 18–20
AT-1090 Wien
Österreich

Rehm, J., Dr. med.

Radiologische Klinik Abteilung Diagnostische und
Interventionelle Radiologie
Universitätsklinikum Heidelberg
Im Neuenheimer Feld 110
69120 Heidelberg

Rehnitz, C., Dr. med.

Radiologische Klinik
Universitätsklinikum Heidelberg
Im Neuenheimer Feld 110
69120 Heidelberg

Riffel, P., Dr.

Institut für Klinik Radiologie
Klinikum Mannheim
Theodor-Kutzer-Ufer 1–3
68167 Mannheim

Schaefer-Prokop, C.

Department of Radiology and Nuclear Medicine
Radboud University Medical Center
Geert Grooteplein 10
NL-6525 GA Nijmegen
Niederlande

Schick, F., Prof. Dr. Dr.

Sektion für Experimentelle Radiologie
Eberhard Karls Universität Tübingen
Hoppe-Seyler-Straße 3
72076 Tübingen

Schönberg, S., Prof. Dr. med.

Institut für Klinik Radiologie
Universitätsklinikum Mannheim
Theodor-Kutzer-Ufer 1–3
68167 Mannheim

Shin, H.-O., Prof. Dr. med.

Medizinische Hochschule Hannover (MHH)
Carl-Neuberg-Straße 1
30625 Hannover

Stattaus, J., PD Dr. med.

Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin
Krankenhaus Bergmannsheil-Buer
Schernerweg 4
45894 Gelsenkirchen

Sutter, R., PD Dr. med.

Radiologie
Uniklinik Balgrist
Forchstrasse 340
CH-8008 Zürich
Schweiz

Waginger, M.

Institut für Diagnostische und
Interventionelle Radiologie
Universitätsklinikum Jena
Erlanger Allee 101
07747 Jena

Weber, M.-A., Prof. Dr.

Radiologische Klinik Abteilung Diagnostische
und Interventionelle Radiologie
Universitätsklinikum Heidelberg
Im Neuenheimer Feld 110
69120 Heidelberg

Wunsch, C., Dr. med.

Gemeinschaftspraxis für Radiologie
und Nuklearmedizin
Am See 1
59368 Werne

Wunsch, R., Prof. Dr.

Universität Witten/Herdecke
Dr. Friedrich-Steiner-Straße 5
45711 Datteln

Zanetti, M., Prof. Dr. med.

Radiologie Klinik Hirslanden
Klinik Hirslanden
Witellikerstrasse 40
CH-8032 Zürich
Schweiz

Zeifang, F., Prof. Dr. med.

Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
Universitätsklinikum Heidelberg
Schlierbacher Landstraße 200a
69118 Heidelberg

Rubrikherausgeber

S. Delorme, Heidelberg (Leitung)
P. Reimer, Karlsruhe
W. Reith, Homburg/Saar
C. Schäfer-Prokop, Amersfoort
C. Schüller-Weidekamm, Wien
M. Uhl, Freiburg

H. Prosch¹ · C. Schaefer-Prokop²

¹ Universitätsklinik für Radiologie und Nuklearmedizin, Medizinische
Universität Wien, Allgemeines Krankenhaus Wien, Wien

² Radiologie, Meander Medical Center, Amersfoort und Radboud Universiteit, Nijmegen

Radiologische Abklärung inzidenteller pulmonaler Rundherde

Zusammenfassung

Der Nachweis pulmonaler Rundherde hat sich in den letzten Jahren vervielfacht. Die hohe Prävalenz von Rundherden, von denen die große Mehrheit benigne ist, stellt ein häufiges Problem in der klinischen Routine dar. Ziel der bildgebenden Diagnostik ist es, bei der Abklärung von pulmonalen Rundherden maligne Prozesse mit hoher diagnostischer Sicherheit von benignen Veränderungen zu differenzieren. Das diagnostische Vorgehen richtet sich dabei nach der Vortestwahrscheinlichkeit, dass der Rundherd maligne ist. Kleine Rundherde (<8 mm) werden durch Verlaufsuntersuchungen weiter beobachtet, wobei sich die Intervalle nach der klinischen Vortestwahrscheinlichkeit und der Größe richten. Größerer Rundherde (>8 mm) werden entweder durch Verlaufsuntersuchungen oder eine PET/CT weiter nicht-invasiv abgeklärt oder biopsiert. Bei sehr hoher Vortestwahrscheinlichkeit für das Vorliegen einer Malignität wird eine Resektion des Rundherds empfohlen.

Schlüsselwörter

Bronchialkarzinom · Computertomographie · Pulmonale Metastasen · Biopsie · Malignität

Pulmonale Läsionen mit einem Durchmesser >3 cm werden als Raumforderungen bezeichnet

Eine Resektion aller gefundenen Rundherde kommt nicht in Frage

Die weiterführende Abklärung von pulmonalen Rundherden basiert weitgehend auf nicht-invasiven morphologischen Bildkriterien

Lernziele

Nachdem Sie diese Lerneinheit absolviert haben,

- werden Sie die Malignomwahrscheinlichkeit pulmonaler Rundherde aufgrund ihrer computertomographischen Charakteristika näher einschätzen können.
- haben Sie einen Überblick über die Möglichkeiten der weiterführenden Abklärung pulmonaler Rundherde,
- werden Sie mit den Leitlinien zur Abklärung pulmonaler Rundherde vertraut sein.

Einleitung

Pulmonale Rundherde sind definiert als rundliche oder unregelmäßige, scharf oder unscharf begrenzte Verdichtungen der Lunge mit einem maximalen Durchmesser von 3 cm [1]. Pulmonale Läsionen mit einem Durchmesser von mehr als 3 cm werden als Raumforderungen bezeichnet. Pulmonale Rundherde sind ein sehr häufiges Problem in der klinischen Routine. Während vor 25 Jahren die Prävalenz pulmonaler Rundherde noch mit 0,1–0,2% angegeben wurde [2], werden heute durch den gestiegenen Einsatz der Computertomographie (CT) pulmonale Rundherde bei mehr als 50% der Patienten gefunden [3]. So wurde beispielsweise im National Lung Screening Trial (NLST) nach 3 Screening-Durchgängen bei 39% der gescreenten Personen zumindest ein Rundherd mit einer Größe von mehr als 4 mm gefunden [4]. Bei lediglich 3,6% dieser Rundherde wurde tatsächlich ein Lungenkarzinom diagnostiziert [4].

Die Differenzialdiagnose pulmonaler Rundherde ist weit und umfasst neben malignen Veränderungen wie Lungenkarzinomen, Metastasen und pulmonalen Lymphomen auch benigne Veränderungen wie Granulome, Hamartome, entzündliche Läsionen und intrapulmonale Lymphknoten. In der Abklärung pulmonaler Rundherde müssen daher mit möglichst hoher diagnostischer Sicherheit maligne von benignen Läsionen differenziert werden.

Aufgrund der hohen Prävalenz von pulmonalen Rundherden und des geringen Anteils an malignen Läsionen kommt eine Resektion aller gefundenen Rundherde nicht in Frage. Die weiterführende Abklärung von pulmonalen Rundherden richtet sich nach der Wahrscheinlichkeit, dass der gefundene Rundherd maligne ist, und basiert weitgehend auf nicht-invasiven morphologischen Bildkriterien.

Die Wahrscheinlichkeit, ob ein Rundherd maligne ist, hängt von einer ganzen Reihe von Merkmalen wie dem Alter des Patienten, der Raucheranamnese, einer vorangegangenen Asbestexposition oder der Anamnese eines extrathorakalen Malignoms ab. Daneben helfen uns aber auch Merkmale des Rundherds selbst, wie Größe, CT-Morphologie und dessen Lage, um die Wahrscheinlichkeit für eine Malignität abzuschätzen. Die Kombination der verschiedenen Risikofaktoren eines Rundherds

Radiological evaluation of incidental pulmonary nodules

Abstract

Since the widespread use of computed tomography (CT), the detection of pulmonary nodules has considerably increased and has become part of the daily clinical routine. In the evaluation of pulmonary nodules, malignant nodules have to be differentiated from benign pulmonary nodules with a high level of confidence. The diagnostic approach for pulmonary nodules depends on the pretest probability for malignancy. For indeterminate pulmonary nodules <8 mm, non-contrast CT observational follow-up is recommended and depending on the size and pretest probability for malignancy, follow-up CT intervals range from 3 to 12 months. For indeterminate pulmonary nodules >8 mm, management is based on patient surgical risk and pretest probability for malignancy. Either CT follow-up alone, 18-fluorodeoxyglucose-positron emission tomography (FDG-PET) or non-surgical biopsy for tissue diagnosis are utilized to evaluate the lesions. For pulmonary nodules with a high pretest probability for malignancy, surgical resection is recommended unless specifically contraindicated.

Keywords

Bronchogenic carcinoma · Computed tomography · Pulmonary metastases · Biopsy · Malignancy

Tab. 1 Einschätzung der Wahrscheinlichkeit für ein Malignom. (Modifiziert nach [3])

Kriterium	Wahrscheinlichkeit für ein Malignom		
	Niedrig (<4%)	Intermediär (5–65%)	Hoch (>65%)
Klinische Faktoren	Jung, Nichtraucher, keine maligne Vorerkrankung, kleiner Rundherd, glatte Begrenzung, nicht in Oberlappen	Mischung zwischen niedriger und hoher Wahrscheinlichkeit	Älter, starker Raucher, maligne Vorerkrankung, größerer Rundherd, spikuliert oder unregelmäßig begrenzt, im Oberlappen
FDG-PET	Niedrige klinische Wahrscheinlichkeit und niedrige FDG-PET-Aktivität	Schwache oder moderate FDG-PET-Aktivität	Ausgeprägte FDG-PET-Aktivität
Perkutane Biopsie oder Bronchoskopie	Spezifische benigne Diagnose	Nichtdiagnostisch	Verdacht auf Malignität
CT-Verlaufskontrolle	Rückbildung oder nahezu vollständige Rückbildung, kein Wachstum über 2 Jahre (solider Rundherd), kein Wachstum über 3–5 Jahre (subsolider Rundherd)	Nicht anwendbar	Deutliches Größenwachstum

FDG-PET ¹⁸F-Fluor-Desoxyglucose-Positronenemissionstomographie, CT Computertomographie.

ergibt dabei die sog. **Vortestwahrscheinlichkeit** („pre-test probability“), nach der sich das weitere diagnostische Vorgehen richtet.

Eine Abschätzung der Vortestwahrscheinlichkeit kann dabei entweder intuitiv erfolgen oder über quantitative Modelle berechnet werden [3]. Das wohl am besten validierte Modell zur Abschätzung der Vortestwahrscheinlichkeit wurde an der Mayo-Klinik unter Verwendung einer logistischen Regressionsanalyse entwickelt [3]. Für den täglichen Gebrauch empfiehlt sich die Abschätzung der Vortestwahrscheinlichkeit über die Kriterien des American College of Chest Physicians (ACCP;

■ **Tab. 1**, [3]).

Kleine Rundherde (<8 mm) werden durch Verlaufsuntersuchungen weiter beobachtet, wobei sich die Intervalle nach der klinischen Vortestwahrscheinlichkeit und der Größe richten. Größere Rundherde (>8 mm) werden in Abhängigkeit von der klinischen Vortestwahrscheinlichkeit entweder durch Verlaufsuntersuchungen oder eine PET/CT weiter abgeklärt oder biopsiert. Bei sehr hoher Vortestwahrscheinlichkeit wird in den meisten Richtlinien eine Resektion des Rundherds empfohlen, wenn die klinischen Bedingungen des Patienten dies zulassen.

Morphologische Kriterien zur Risikoabschätzung

Traditionelle Kriterien

Fettnachweis

Hamartome sind mit einem Anteil von etwa 8% der häufigste benigne Tumor der Lunge [5]. Zwischen 34 und 50% aller Hamartome enthalten Anteile von Fett, welche in der CT durch Dichtemessungen nachgewiesen werden können [5, 6]. Dichtewerte zwischen -40 und -120 Hounsfield-Einheiten (HU) werden dabei als ein sehr guter Hinweis auf ein Hamartom gesehen (■ **Abb. 1**; [7]). Grundsätzlich gilt, dass die Dichtemessungen in Schichtdicken durchgeführt werden müssen, die kleiner (ca. 50%) als der Läsionsdurchmesser sind, um Partialvolumeneffekte zu vermeiden. Für sich allein genommen sollte die Dichte von Lungenrundherden jedoch nicht zur Abschätzung der Wahrscheinlichkeit eines Malignoms herangezogen werden, da auch kleinste Lufteinschlüsse und Nekrosen zu niedrigen Dichtewerten führen können [8]. Die Kombination aus einer runden Form und einer scharfen Begrenzung mit negativen Dichtewerten ist jedoch ein sehr guter Hinweis auf einen benignen Prozess. In einer Auswertung der niederländisch-belgischen Screening-Studie (NELSON-Studie) entpuppte sich keiner der glatt begrenzten Rundherde mit negativen Dichtewerten als maligne [8]. Zu beachten bleibt, dass bestimmte Tumoren (z. B. Nierenzellkarzinom, Liposarkom) Metastasen mit sehr niedrigen fettäquivalenten Dichtewerten verursachen können.

Bei sehr hoher Vortestwahrscheinlichkeit wird in den meisten Richtlinien eine Resektion des Rundherds empfohlen

Hamartome sind der häufigste benigne Tumor der Lunge

Rundherde mit einer Dichte von Wasser und einer dünnen oder nicht abgrenzbaren Wand sind Zysten

Etwa 10% aller Rundherde weisen Verkalkungen auf, die sich in der CT abgrenzen lassen

Die Beurteilung der Begrenzung von Rundherden erlaubt wertvolle Rückschlüsse auf die Dignität der Herde



Abb. 1 ◀ Runder, scharf begrenzter Rundherd mit Dichtewerten von HU (Hounsfield-Einheiten): Dieser Befund ist diagnostisch für ein Hamartom und bedarf bei Patienten mit niedriger Vortestwahrscheinlichkeit für ein Malignom keiner weiteren Diagnostik

Wasserdichte

Rundherde mit einer Dichte von Wasser (0 HU) und einer dünnen oder nicht abgrenzbaren Wand sind Zysten. Die Differenzialdiagnose zystischer Rundherde enthält flüssigkeitsgefüllte Bullae, Echinokokkuszysten und angeborene Veränderungen wie bronchogene Zysten oder die zystisch-adematoide Malformation [9].

Verkalkungsmuster

Etwa 10% aller Rundherde weisen Verkalkungen auf, die sich in der CT abgrenzen lassen. Das Muster der Verkalkung lässt dabei Rückschlüsse auf die Dignität des Rundherds zu. Bei glatt begrenzten Rundherden sprechen eine diffuse, zentrale, geschichtete (lamelläre) oder Popcorn-artige (chondromatoide) Verkalkung mit nahezu 100%er Sicherheit für einen benignen Prozess (▣ **Abb. 2**; [7, 10, 11]). Dieses Kriterium gilt allerdings nicht bei Patienten mit einer Anamnese eines Osteosarkoms, wo sich auch einzelne homogen oder zentral verkalkte Metastasen finden können. Eine diffuse oder zentrale Verkalkung findet sich vor allem bei Granulomen, eine Popcorn-artige Verkalkung ist nahezu pathognomonisch für ein Hamartom (▣ **Abb. 3**). Alle anderen Verkalkungsmuster schließen ein Malignom nicht aus.

Bronchuszeichen und Gefäßzeichen

Von einem Bronchuszeichen („positive bronchus sign“) wird gesprochen, wenn ein Rundherd ein positives Aerobronchogramm zeigt oder ein Bronchus direkt zu einem Rundherd führt [11]. Die Wertigkeit des Bronchuszeichens zur Abschätzung der Malignität eines Rundherds ist umstritten. Während in einer älteren Studie ein positives Bronchuszeichen häufiger in malignen (30%) als in benignen (6%) Läsionen gefunden wurde [12], konnte die Wertigkeit dieses Zeichens in einer rezenten Studie nicht bestätigt werden [11].

Ein positives Gefäßzeichen („feeding vessel sign“) liegt vor, wenn ein Ast einer Pulmonalarterie direkt in einen Rundherd führt [11]. Ein positives Gefäßzeichen findet sich häufiger bei malignen Läsionen (54%) als bei benignen (31%; [11]).

Begrenzung

Die Beurteilung der Begrenzung von Rundherden erlaubt wertvolle Rückschlüsse auf die Dignität der Herde. Die Wahrscheinlichkeit eines Malignoms ist bei spikulierten und unregelmäßig begrenzten Rundherden im Vergleich zu glatt begrenzten Rundherden etwa 5-mal so hoch (▣ **Abb. 4**; [3]).

Einschmelzungen (Kavitationen)

Zu Einschmelzungen eines Rundherds mit Kavitationen kommt es, wenn nekrotische Anteile des Herds über das Bronchialsystem drainiert werden [1]. Da sowohl benigne als auch maligne Rundherde nekrotisch werden können, werden Kavernen sowohl bei benignen als auch bei malignen Rund-



Abb. 2 ▲ Benigne Verkalkungsmuster von pulmonalen Rundherden: Eine *diffuse* oder *zentrale* Verkalkung findet sich vor allem bei Granulomen, eine *Popcorn*-artige Verkalkung ist nahezu pathognomonisch für ein Hamartom



Abb. 3 ▲ Popcorn-artige Verkalkung in einem Hamartom

herden gefunden. Im Vergleich zu benignen Rundherden ist bei malignen Rundherden die Wand meist unregelmäßiger begrenzt und breiter. Etwa 84–95% aller Rundherde mit einer unregelmäßig begrenzten Wand und einer Wandbreite von mehr als 16 mm sind maligne. Auf der anderen Seite sind 95% aller Kavernen mit einer Wanddicke von 4 mm oder weniger benigne [6].

Größe

Je kleiner ein Rundherd ist, desto geringer ist die Wahrscheinlichkeit, dass er maligne ist. Bei Patienten ohne Tumoranamnese liegt bei Rundherden mit einem Durchmesser von weniger als 5 mm die Wahrscheinlichkeit eines Malignoms unter 1% und steigt bei einem Durchmesser zwischen 5 und 9 mm auf 2,3–6% [13]. Bei Rundherden mit einem Durchmesser zwischen 8 und 20 mm steigt die Wahrscheinlichkeit für ein Malignom auf 18%. Von Rundherden mit einem Durchmesser von mehr als 20 mm sind etwa 50% maligne [14].

Moderne morphologische Kriterien

Die Erfahrungen der Screening-Studien haben dazu beigetragen, eine Reihe neuer morphologischer Kriterien zu entwickeln, die hilfreich zur Differenzierung benignen von malignen Rundherden sind.

Perifissurale Noduli

Perifissurale Noduli („perifissural opacities“) sind linsenförmige, dreieckförmige oder ovaläre Noduli, die direkten Kontakt mit der Pleura oder der interlobären Fissur haben oder weniger als 15 mm von der Pleura entfernt liegen [15]. Sie basieren mit großer Wahrscheinlichkeit auf kleinen intrapulmonalen Lymphknoten und haben neben ihrer charakteristischen Form typischerweise Kontakt mit einer Vene oder einem interlobularen Septum (■ **Abb. 5**). Wie Lymphknoten in anderen anatomischen Lokalisationen können auch perifissurale Noduli ein malignitätsverdächtiges Wachstum zeigen [16], d. h. Größenzunahme ist kein diskriminierendes Kriterium. Vielmehr ist es wichtig, ihre Form zu berücksichtigen. Transfissurales Wachstum und eine runde statt einer ovalären Form oder gar eine spikulierte Randbegrenzung sind verdächtig und müssen eine weitere Diagnostik veranlassen. Um die Form in allen 3 Richtungen und die anatomische Beziehung des Herds zur Pleura oder Fissur genau zu erfassen, ist es sinnvoll, sich zusätzlich zu den axialen Schichten die koronalen und/oder sagittalen Rekonstruktionen anzuschauen.

Morphologie der Rundherde: solide- und subsolide Rundherde

Sehr viel Aufmerksamkeit kommt der Zusammensetzung der Rundherde bezüglich ihrer Dichte zu. Dies beruht zum einen auf der neuen pathologischen Klassifikation der Adenokarzinome der Lunge [17], zum anderen auf Erfahrungen, die man in kontrollierten Follow-up-CT-Screening-Studien gemacht hat.

Etwa 84–95% aller Rundherde mit einer unregelmäßig begrenzten Wand und einer Wandbreite >16 mm sind maligne

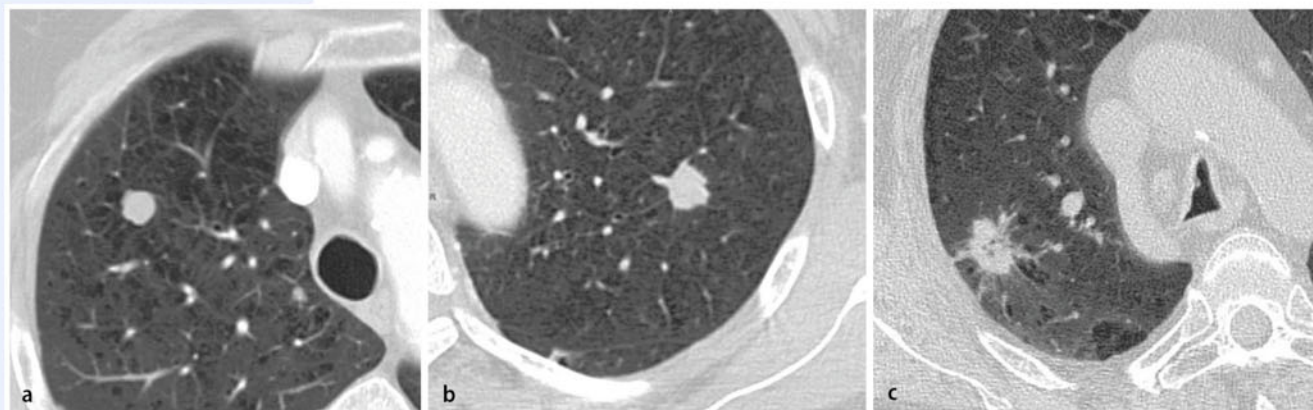


Abb. 4 ▲ Begrenzungen von pulmonalen Rundherden: **a** glatte Begrenzung, **b** lobulierte Begrenzung, **c** spikuläre Ausläufer ins umliegende Lungenparenchym (Spiculae)

In Anlehnung an die englische Nomenklatur [19] werden Rundherde aufgrund ihrer Dichte in subsolide und solide Rundherde unterteilt. In der Gruppe der subsoliden Rundherde werden nichtsolide, nur aus Milchglas zusammengesetzte Rundherde von sog. semisoliden oder teilsoliden („part solid“) Rundherden unterschieden, die eine solide und eine Milchglaskomponente aufweisen (■ **Abb. 6**).

Studien mit pathologisch-radiologischer Korrelation ergaben, dass sich die CT-Morphologie (in 1 mm dünnen Schichten) ausgezeichnet eignet, die schrittweise Entwicklung eines Adenokarzinoms von einem prämaligen in ein frühes malignes und invasives malignes Stadium zu verfolgen. Dabei konnte vor allem in Bezug auf die Präsenz manifester invasiver Tumorteile eine ausgezeichnete Übereinstimmung zwischen CT-Morphologie und zugrunde liegender Histologie gezeigt werden [18].

Aus dieser Kaskade ergibt sich folgende Korrelation:

- Ein weniger als 5 mm großer, rein nichtsolider (milchglastrüber, „ground glass“) Herd entspricht einer atypischen adenomatoiden Hyperplasie (AAH), welche keine malignen Zellen enthält.
- Ein über 5 mm großer nichtsolider Rundherd, der homogen ist oder selbst einige fokale Dichteinhomogenitäten aufweisen kann, entspricht einem Adenokarzinom in situ (AIS).
- Ein teilsolider oder subsolider Rundherd mit einem erkennbaren soliden Teil kleiner als 5 mm innerhalb eines Milchglasherds wird als minimal-invasives Adenokarzinom beschrieben (MIA).
- Eine teilsolide oder subsolide Läsion mit einem soliden Herd größer als 5 mm wird als (potenziell) invasives Adenokarzinom angesehen, welches weiter invasiv (Biopsie, besser Resektion) verfolgt bzw. behandelt werden sollte.

Auf Basis der Korrelation zwischen CT-Morphologie und zugrunde liegender Pathologie hat die Fleischner Society Empfehlungen zum Follow-up dieser Läsionen veröffentlicht (siehe unten; [19]).

Wichtig ist zu wissen, dass die oben beschriebene Korrelation keine 100%ige pathoradiologische Übereinstimmung zeigt. Eine Größenzunahme der soliden Komponente in teilsoliden Läsionen, das Vorhandensein von **Lufteinschlüssen („bubble lesions“)**, eine Architekturstörung des umgebenden Lungenparenchyms sowie eine Verschiebung der interlobaren Fissur sind wichtige Indikatoren für Malignität.

Wachstum

Wesentliche Anhaltspunkte zur Dignität eines Rundherds ergeben sich aus der Wachstumsgeschwindigkeit. Als Kriterium für das Wachstum gilt dabei die **Volumenverdopplungszeit („tumor doubling time“, TDT)**, also jene Zeit, die verstreicht, bis der Rundherd sein Volumen verdoppelt.

Für die tägliche Arbeit bieten sich für die Berechnung der Volumenverdopplungszeit Apps für das Smartphone oder Internetseiten wie <http://ldn4cancer.com/cancer-doubling-calculator.html> an. Mit Hilfe dieser Tools lässt sich die Volumenverdopplungszeit rasch berechnen und dadurch das Tumorrisiko abschätzen. Bei malignen soliden Rundherden liegt die Volumenverdopplungszeit zwischen 20

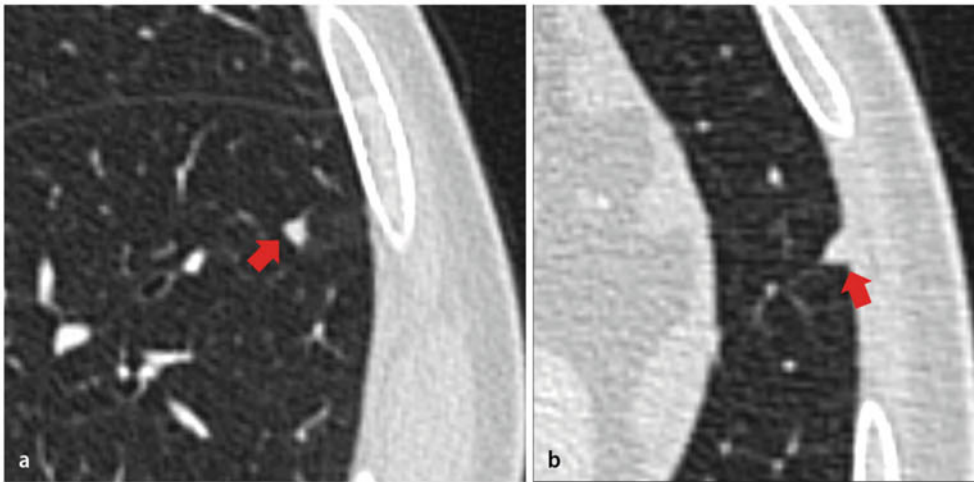


Abb. 5 ▲ Perifissurale Lymphknoten: dreieckförmiger kleiner (3 mm) Rundherd (**a**, *Pfeil*, mit einem Abstand von 8 mm zur Pleura; **b**, *Pfeil*, mit direktem Kontakt zur Pleura)

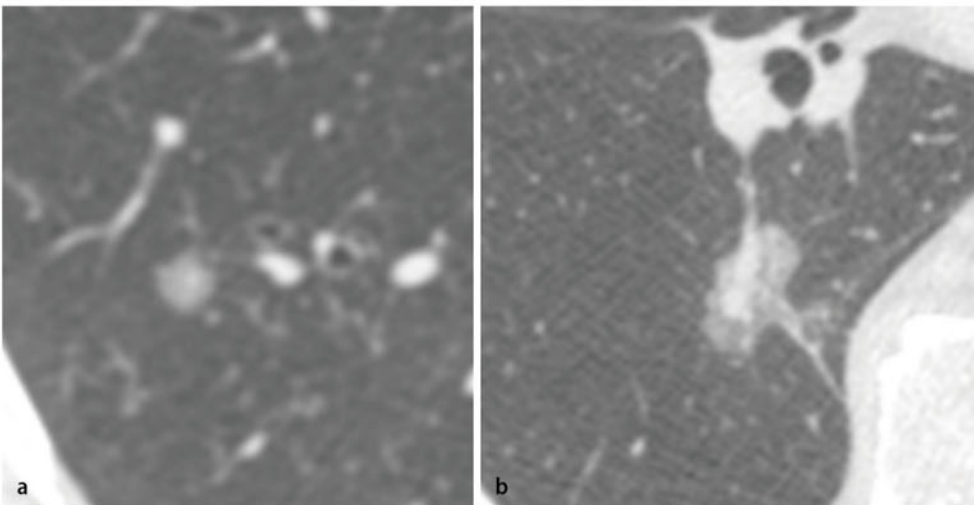


Abb. 6 ▲ Subsolide Rundherde: **a** nichtsolider Rundherd (Milchglasherd), **b** teilsolider Rundherd mit einer soliden Komponente >5 mm

und bis zu 300 Tagen [20, 21]. Für solide Rundherde mit einer Volumenverdopplungszeit von weniger als 20 Tagen oder mehr als 300 Tagen besteht eine hohe Wahrscheinlichkeit, dass sie gutartig sind.

Da solide Rundherde, die über einen Zeitraum von 2 Jahren stabil bleiben, mit einer sehr hohen Wahrscheinlichkeit gutartig sind, sollten bei allen Patienten, bei denen ein Rundherd gefunden wird, in einem ersten Schritt eventuell vorhandene Voruntersuchungen begutachtet werden.

Diese Kriterien gelten allerdings nicht für subsolide Rundherde, bei denen häufig eine deutlich längere Volumenverdopplungszeit beobachtet wird [22], woraus sich Follow-up-Untersuchungen in größeren Abständen über mehrere Jahre ergeben (siehe unten).

Weiterführende Abklärung

CT-Verlaufsuntersuchungen

CT-Verlaufsuntersuchungen werden bei soliden Rundherden mit einem Durchmesser unter 8 mm, d. h. bei Rundherden mit niedriger Vortestwahrscheinlichkeit für ein Malignom, empfohlen. Das Intervall zwischen den einzelnen Untersuchungen richtet sich dabei je nach Leitlinie vor allem nach der Größe der Rundherde (≤ 4 mm, >4 und ≤ 6 mm bzw. >6 und ≤ 8 mm) und evtl. zusätzlich be-

CT-Verlaufsuntersuchungen werden bei soliden Rundherden mit einem Durchmesser <8 mm empfohlen

Ziel der Verlaufsuntersuchungen ist es, die Volumenverdopplungszeit zu bestimmen

Eine Volumenzunahme von mehr als 25% stellt eine reelle Größenzunahme dar, die nicht durch technische Faktoren bedingt sein kann

Die Sensitivität der PET im Nachweis maligner Rundherde liegt zwischen 72 und 94%

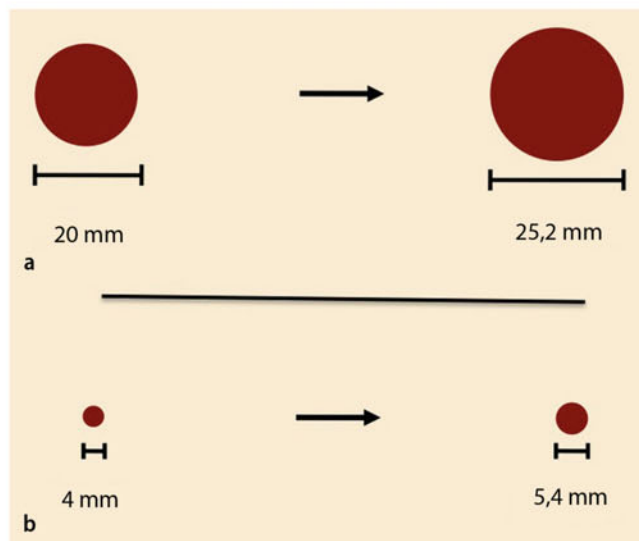


Abb. 7 ◀ Volumenverdopplung von 2 unterschiedlich großen Rundherden: **a** Bei größeren Rundherden führt eine Verdopplung des Volumens zu einer messbaren Verdopplung des Durchmessers; **b** bei kleinen Rundherden, wie hier bei einem Rundherd von 4 mm, führt die Verdopplung des Volumens zu einer Zunahme des Durchmessers, die an der Grenze der Messgenauigkeit von 2-D-Messungen liegt

stehenden Risikofaktoren (Rauchen, Asbestexposition). Ziel der Verlaufsuntersuchungen ist es, die Volumenverdopplungszeit zu bestimmen.

Zur Bestimmung der Volumenverdopplungszeit werden 2 Messungen des maximalen Durchmessers eines Rundherds zu unterschiedlichen Zeitpunkten benötigt. Während die Messung des maximalen Durchmessers von größeren Rundherden (>15 mm) keine größeren Probleme bereitet, ist die Messung des maximalen Durchmessers kleiner Rundherde mit einer relevanten Inter- und Intraobservervariabilität verbunden [23]. Da Rundherde annähernd die Form einer Kugel annehmen, entspricht bereits eine Zunahme des Durchmessers um 26% einer Verdopplung des Volumens. Bei Rundherden mit einem Durchmesser von 5 mm würde daher bereits eine Zunahme des Durchmessers auf 6,3 mm (d. h. eine Zunahme des Durchmessers um 1,3 mm) einer Verdopplung des Volumens entsprechen. Da diese 1,3 mm bei 2-D-Messungen aber im Bereich des Messfehlers liegen, kann bei kleinen Rundherden eine Bestimmung des Größenwachstums nicht mit ausreichender Sicherheit durch 2-D-Messungen erfolgen (▣ **Abb. 7**). Aus diesem Grund werden auch angesichts des geringen Risikos bei kleinen Rundherden entsprechend längere Intervalle (6–12 Monate) für Verlaufsuntersuchungen empfohlen.

Durch den Einsatz von 3-D-Software-Paketen, die eine dreidimensionale Bestimmung des Volumens von Rundherden anhand eines Volumendatensatzes erlauben, kann die Inter- und Intraobservervariabilität bei der Volumenbestimmung von Rundherden erheblich reduziert werden [24]. Hier gilt es zu beachten, CT-Parameter bezüglich Dosis und vor allem die Schichtdicke bei Verlaufskontrollen konstant zu halten. Verschiedene Software-Pakete ergeben unterschiedliche Ergebnisse, sodass auch hier möglichst dieselbe Software zu benutzen ist [25]. Grundsätzlich gilt, dass eine Volumenzunahme von mehr als 25% eine reelle Größenzunahme darstellt, welche nicht durch technische Faktoren bedingt sein kann [26].

FDG-PET zur metabolischen Charakterisierung von Rundherden

Die ^{18}F -Fluor-Desoxyglucose-Positronenemissionstomographie (FDG-PET) ist eine wertvolle nicht-invasive Methode zur weiterführenden Abklärung von soliden Rundherden. Das Prinzip der FDG-PET beruht auf der erhöhten Glukoseaufnahme und Metabolisierung durch Tumorzellen im Vergleich zu gesunden Zellen. Das Ausmaß der FDG-Aufnahme kann visuell beurteilt werden oder über die Berechnung des SUV („standardized uptake value“) quantifiziert werden. Da der SUV von vielen technischen und individuellen Faktoren abhängig ist und sich maligne Tumoren hinsichtlich der Glukoseutilisation deutlich unterscheiden, ist die Wertigkeit eines einzelnen SUV-Werts für sich genommen zur Differenzierung benigner von malignen Rundherden umstritten. Wird der SUV eines Rundherds mit dem des Mediastinums verglichen, erhöht ein nur gering höherer SUV eines Rundherds die Wahrscheinlichkeit eines Malignoms gering, ein deutlich erhöhter SUV (deutlich >2,5) wird als nahezu beweisend für ein Malignom gesehen [27]. Die Sensitivität der PET im Nachweis maligner Rundherde wird in der Literatur zwischen 72 und 94% angegeben [3]. Limitiert wird die Sensitivität der PET durch die Größe der Rundherde, da aufgrund der beschränkten räumlichen Auflösung

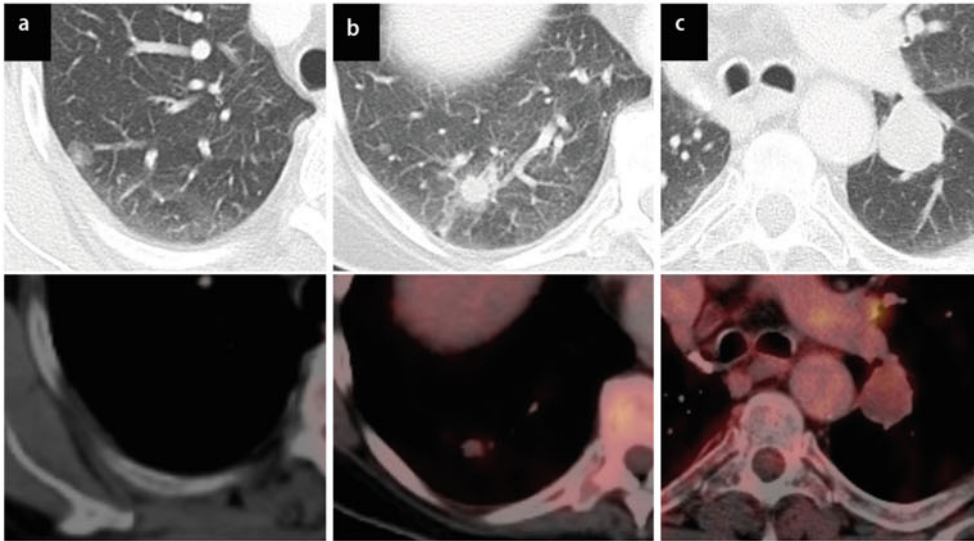


Abb. 8 ▲ Falsch-negative Befunde in der PET: **a** minimal-invasives Adenokarzinom; **b** Adenokarzinom, das aufgrund der geringen Größe FDG-negativ bleibt; **c** FDG-negatives Karzinoid

solide Rundherde erst ab einem Durchmesser von 7–10 mm nachgewiesen werden können [28]. Darüber hinaus ist die FDG-Aufnahme von Adenokarzinomen mit lepidischer Wachstumsform (nach alter Klassifikation sog. bronchoalveoläre Karzinome), muzinösen Adenokarzinomen und Karzinoïden häufig so gering, dass sie zu keinem wesentlichen Signalanstieg in der PET und somit zu falsch-negativen Befunden führt (■ **Abb. 8**; [3]). Daraus ergibt sich, dass die PET zur Abklärung subsolider Herde nicht geeignet ist; erst eine ausreichend große solide Komponente (>8–10 mm) erlaubt eine verlässlichere Beurteilung der FDG-Aktivität. Auf der anderen Seite können aber auch benigne Prozesse wie Entzündungen und granulomatöse Erkrankungen (z. B. Tuberkulose, Sarkoidose, Rheumaknoten, organisierende Pneumonie) durch eine vermehrte FDG-Aufnahme in falsch-positiven Ergebnissen resultieren.

Dynamische Kontrastmittel-CT

Die Abklärung von pulmonalen Rundherden durch Erfassung ihrer Kontrastmittelaufnahme pro Zeiteinheit ist eine Untersuchungsmethode, die aufgrund ihrer relativ geringen Spezifität kaum eingesetzt wird.

Die Idee hinter dieser Methode ist, dass maligne Rundherde im Vergleich zu benignen eine ausgeprägtere Vaskularisation aufweisen und somit in der CT ein stärkeres Kontrastmittel-Enhancement zeigen. Eine Dichteanstieg des Rundherds nach Kontrastmittelapplikation von weniger als 15 HU im Vergleich zur nativen Dichtemessung wird dabei als guter Indikator für einen benignen Rundherd gesehen [29]. In einer Metanalyse wurde für diese Methode eine Sensitivität von 93% für die Diagnose eines malignen solitären Rundherds berichtet [30]. Da auch eine aktive Entzündung, Granulome oder eine organisierende Pneumonie eine kräftige Vaskularisation aufweisen, ist jedoch die Spezifität mit 67% limitiert [30], was gegen einen breiten Einsatz dieses Verfahrens spricht.

Magnetresonanztomographie

Die dynamische Magnetresonanztomographie (MRT) von pulmonalen Rundherden hat sich wie die dynamische Kontrastmittel-CT bisher nicht etablieren können. Sensitivität und Spezifität der dynamischen MRT liegen bei 94 bzw. 79%, wobei auch hier falsch-positive Ergebnisse durch Entzündung, Granulome und organisierende Pneumonie Ursachen der niederen Spezifität darstellen [30]. Neue Impulse könnten von der diffusionsgewichteten MR-Bildgebung (DW-MRI) kommen. Bei pathologischen Veränderungen wie Tumoren kommt es durch die hohe Zelldichte zu einer Verschmälerung des Extrazellularraums, was zu einer Abnahme des Diffusionskoeffizienten führt. Die bisherigen Studien konnten das diagnostische Potential der DW-MRI zur Abklärung von pulmonalen Rundherden bekräftigen (86,4% Sensitivität bei Rundherden mit einem Durchmesser zwischen 6 und 9 mm, 97%

Die PET ist zur Abklärung subsolider Herde nicht geeignet

Die Sensitivität CT-gezielter Biopsien liegt bei soliden Läsionen über 90%

Die Bronchoskopie wird traditionell vor allem zur Abklärung von zentral gelegenen Rundherden eingesetzt

Sensitivität und 92,3% Spezifität bei Rundherden >9 mm; [31]). Ein Problem sind auch hier falsch-positive Ergebnisse, wie sie bei aktiven Entzündungen und Granulomen auftreten können.

Perkutane Biopsie

Perkutane Biopsien werden in der rezenten Leitlinie der ACCP vor allem für pulmonale Rundherde empfohlen, bei denen eine Diskrepanz zwischen klinischer Vortestwahrscheinlichkeit und den Resultaten der Bildgebung besteht, bei entsprechendem Wunsch des Patienten oder bei hohem chirurgischen Risiko [3]. In vielen Zentren wird eine perkutane Biopsie auch zur definitiven Diagnose vor einer Resektion durchgeführt. Die Sensitivität CT-gezielter Biopsien liegt bei soliden Läsionen über 90% [3], wobei die Sensitivität der Methode von der Art der Biopsie (Aspirationsbiopsie oder Stanzbiopsie), von der Größe des Rundherds sowie vom Durchmesser der Nadel und von der Zahl der Biopsien abhängt [13]. Der Anteil nichtdiagnostischer Biopsien liegt in den verschiedenen Studien im Median bei 20% [3].

Weniger zuverlässig ist die perkutane Biopsie bei semisoliden oder teilsoliden Rundherden. Zur Erhöhung der diagnostischen Sicherheit sollte bei semisoliden oder teilsoliden Rundherden versucht werden, den soliden Teil zu biopsieren. Semisolide Rundherden können jedoch histologisch sehr inhomogen zusammengesetzt sein, sodass die Biopsie eines kleinen Teils mit dem hohen Risiko behaftet ist, nicht repräsentativ zu sein.

Bronchoskopie

Die Bronchoskopie ist eine Methode, die traditionell vor allem zur Abklärung von zentral gelegenen Rundherden eingesetzt wird. Bei peripher gelegenen Rundherden mit einem Durchmesser unter 2 cm wird die diagnostische Ausbeute mit nur 14% angegeben, bei zentral gelegenen Rundherden mit 31% [32].

In manchen Zentren wird die diagnostische Ausbeute der Bronchoskopie durch die Verwendung radialer endobronchialer Ultraschallsonden oder durch die elektromagnetische Navigation verbessert. Radiale endobronchiale Ultraschallsonden sind sehr kleine Ultraschallsonden, die bis auf Subsegmentebene vorgeschoben werden können und ein 360-Grad-Ultraschallbild (radial) der unmittelbaren Umgebung abbilden. Durch die Verwendung solcher Sonden kann die Sensitivität bis auf 73% gesteigert werden [33]. Die elektromagnetische Navigation ist eine weitere Entwicklung zur Verbesserung der diagnostischen Sicherheit von bronchoskopischen Biopsien. Bei der elektromagnetischen Navigation wird nach Planung des Eingriffs anhand von CT-Bildern dem Bronchoskopiker mit Hilfe einer GPS-ähnlichen Navigation der Weg zum Rundherd aufgezeigt. Auf diese Weise kann die diagnostische Ausbeute bis auf 74% erhöht werden [34]. Die diagnostische Ausbeute ist dabei besonders hoch, wenn die Rundherde ein positives Aerobronchogramm aufweisen.

Resektion

Die Resektion von pulmonalen Rundherden erlaubt zum einen eine definitive Diagnose und ist zum anderen in den meisten Fällen auch die definitive Therapie. Aus diesem Grund wird bei Patienten mit einer hohen Vortestwahrscheinlichkeit für ein Malignom häufig eine Resektion ohne vorangegangene Biopsie oder weiterführende Bildgebung durchgeführt, wenn die Komorbiditäten des Patienten dies zulassen. Darüber hinaus wird eine Resektion des Rundherds auch bei Patienten mit mittlerer klinischer Vortestwahrscheinlichkeit empfohlen, bei denen der Herd stark hypermetabol in der PET ist oder eine Biopsie den Verdacht auf ein Malignom erbringt [3].

Die Resektion des Rundherds kann dabei entweder über eine Thorakotomie oder eine **videoassistierte Thorakoskopie (VATS)** erfolgen. Sollte der intraoperative Gefrierschnitt ein Malignom beweisen, kann im selben Eingriff die Resektion des Herds auf eine Lobektomie mit ergänzender Lymphadenektomie erweitert werden und somit der Patient eine definitive Therapie erhalten. Erste Ergebnisse deuten an, dass präinvasive Herde (AIS, MIA) auch eine ausgezeichnete Prognose (100% Überleben) haben, wenn sie lediglich total reseziert werden ohne komplette Lobektomie.

Diagnostische Algorithmen zur Abklärung pulmonaler Rundherde

Da pulmonale Rundherde ein häufiges Problem in der täglichen Routine von Radiologen und Pulmologen sind, wurden von nationalen und internationalen Fachgesellschaften Leitlinien zur Abklärung von pulmonalen Rundherden publiziert [3, 14, 19]. Kürzlich wurden von der Fleischner Socie-

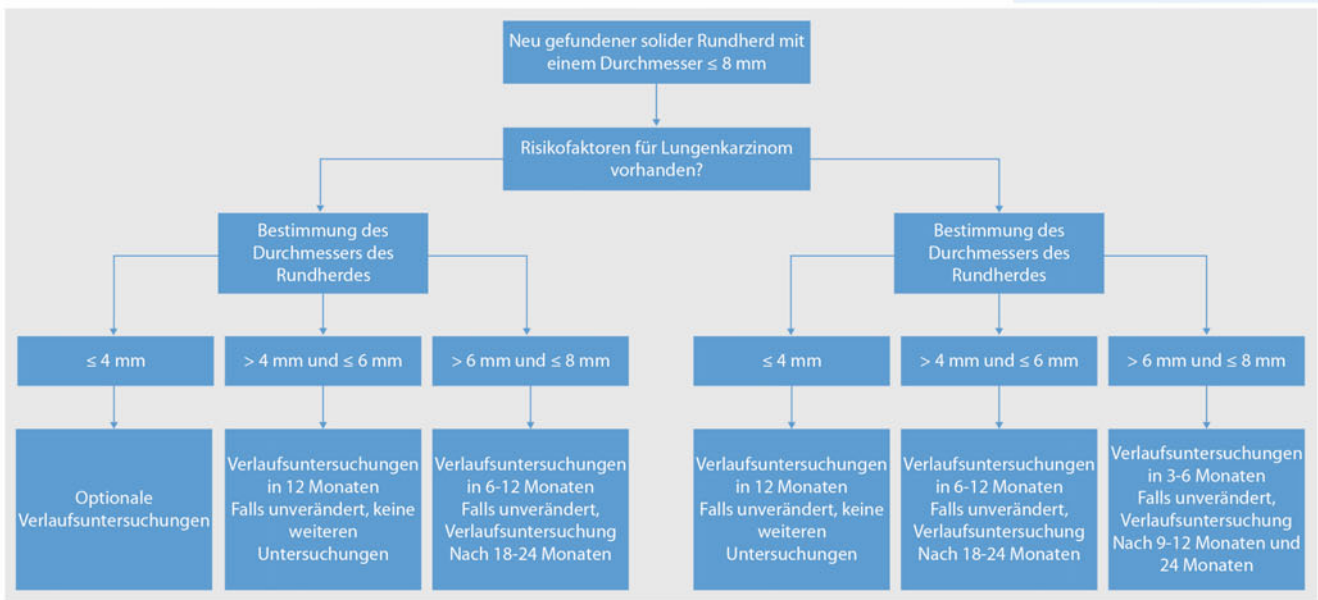


Abb. 9 ▲ Diagnostischer Algorithmus zur Abklärung kleiner pulmonaler Rundherde (≤ 8 mm). (Modifiziert nach [3])

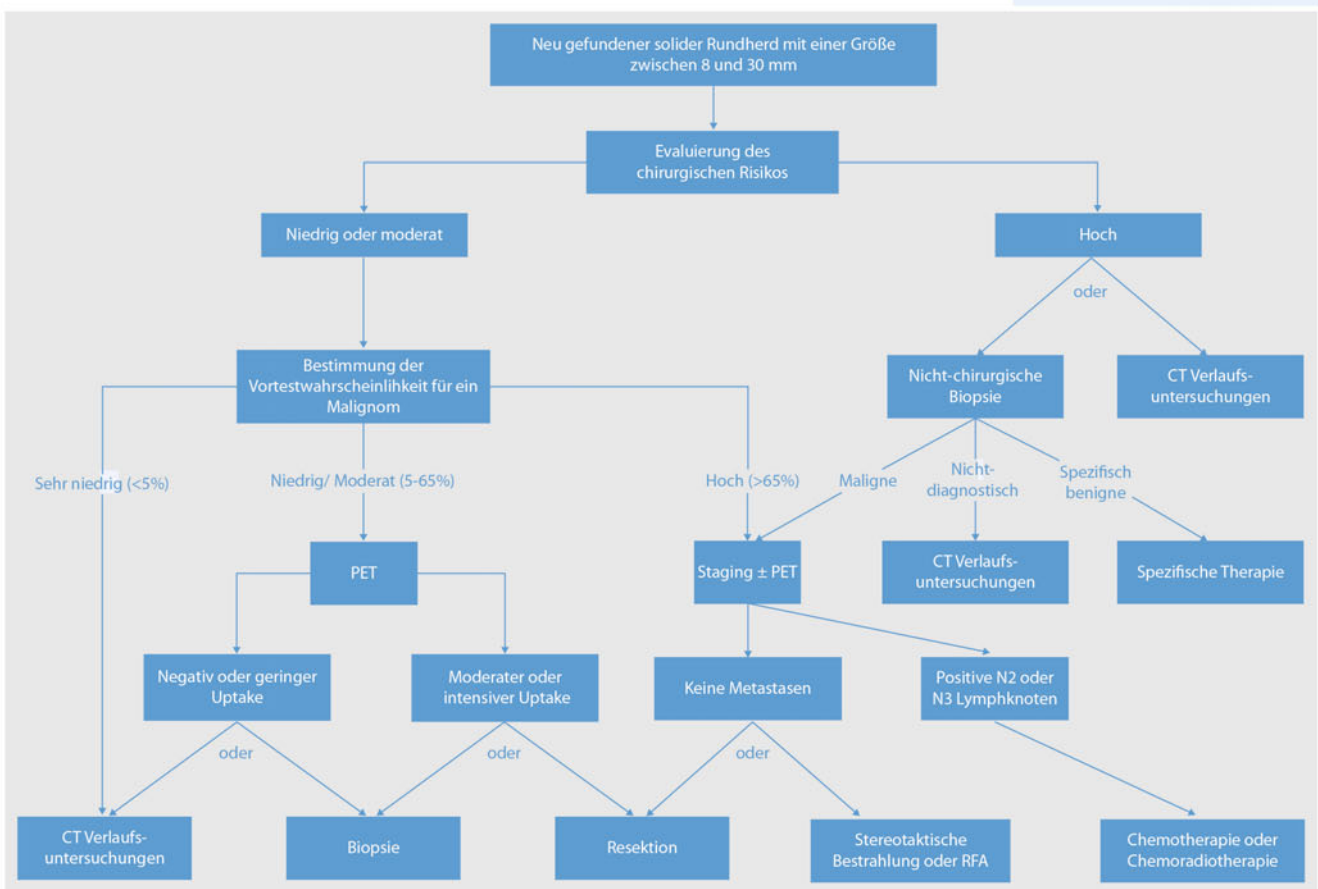


Abb. 10 ▲ Diagnostischer Algorithmus zur Abklärung kleiner pulmonaler Rundherde (> 8 mm). (Modifiziert nach [3])

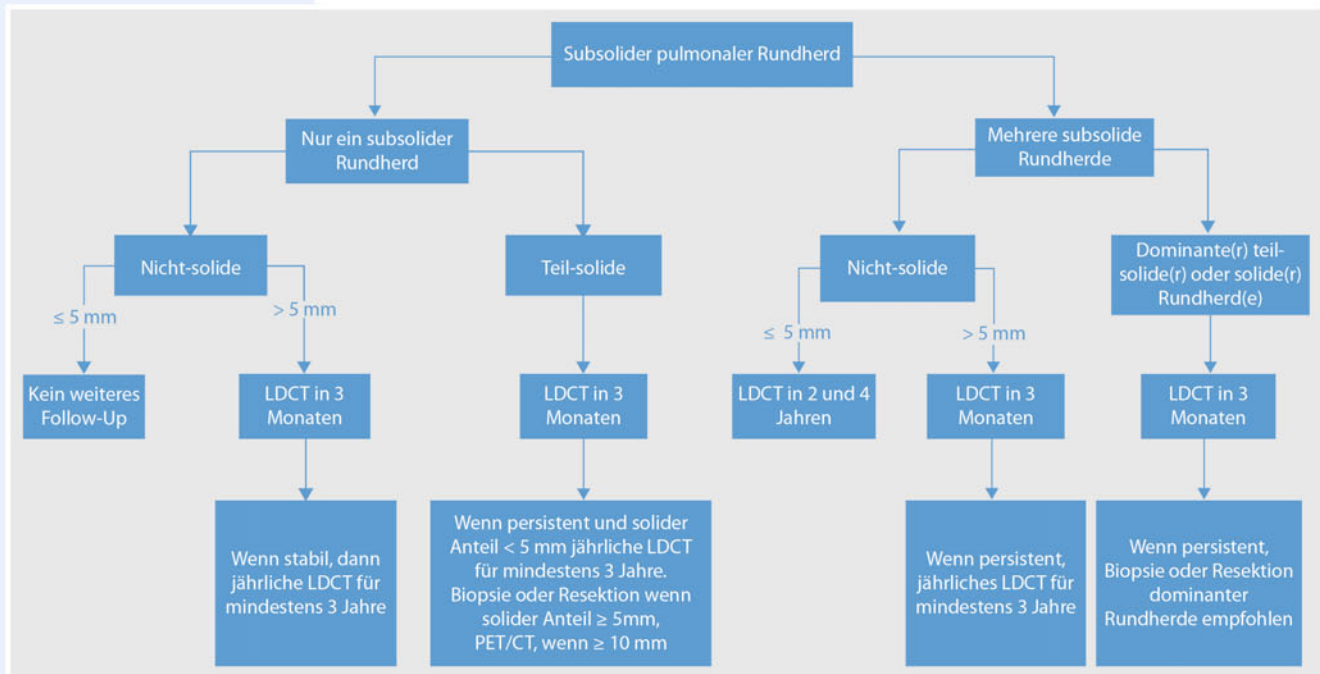


Abb. 11 ▲ Diagnostischer Algorithmus zur Abklärung subsolider Rundherde gemäß den Leitlinien der Fleischner Society [19]

ty neue Leitlinien zur Abklärung subsolider Rundherde publiziert und die Leitlinien des American College of Chest Physicians (ACCP) aktualisiert [3, 19].

Abklärung zufällig gefundener solider Rundherde

In ihren rezenten Leitlinien zur Abklärung kleiner solider pulmonaler Rundherde folgt die ACCP den entsprechenden Empfehlungen der Fleischner Society [3, 14]. Entsprechend dieser Leitlinien werden Rundherde mit einem Durchmesser von 8 mm oder weniger durch CT-Verlaufsuntersuchungen kontrolliert (■ **Abb. 9**). Das Intervall zwischen den CT-Verlaufsuntersuchungen leitet sich von der Größe der Rundherde und dem Vorliegen zusätzlicher Risikofaktoren ab. Die Verlaufsuntersuchungen sollten dabei stets in Niedrigdosis-CT-Technik durchgeführt werden.

Rundherde mit einem Durchmesser von mehr als 8 mm werden je nach klinischer Vortestwahrscheinlichkeit durch ergänzende bildgebene Verfahren untersucht, biopsiert oder reseziert (■ **Abb. 10**). Auch hier richtet sich die Wahl des geeigneten Verfahrens nach der klinischen Vortestwahrscheinlichkeit für ein Malignom.

Grundsätzlich ist anzumerken, dass die Empfehlungen der Fleischner Society für solide Rundherde relativ „konservativ“ sind und eine Vielzahl von Kontroll-CTs induzieren, folgt man ihnen „wörtlich“. Selbst in Amerika ergab eine Fragebogenstudie, dass weniger als 60% der Radiologen die Leitlinien exakt befolgen [35]. Sie berücksichtigen z. B. nicht typische perifissurale Noduli, die gemäß den Screening-Studien rund 20% inzidenteller kleiner Herde darstellen und die bei typischer Manifestation keiner Kontrolle bedürfen.

Abklärung zufällig gefundener subsolider Rundherde

Da subsolide Herde eine benigne Ursache wie eine fokale Infektion (am häufigsten), organisierende Pneumonie oder fokale Fibrose haben können [36], empfehlen die Leitlinien der Fleischner Society eine kurzfristige Kontrolle nach 3 Monaten, um „temporäre“ von persistierenden subsoliden Herden zu differenzieren (■ **Abb. 11**). Für persistierende Herde wird eine langfristige jährliche Kontrolle über mindestens 3 Jahre empfohlen, um eine Größenzunahme und die Entwicklung einer soliden

Die Verlaufsuntersuchungen sollten dabei stets in Niedrigdosis-CT-Technik durchgeführt werden

Komponente zu kontrollieren. Jede neu entstandene und wachsende solide Komponente, vor allem wenn sie größer als 5 mm ist, sollte eine invasive Diagnostik triggern [19].

Fazit für die Praxis

- Die meisten der zufällig in der CT gefundenen pulmonalen Rundherde sind benigne.
- Zur Differenzierung maligner von benignen Rundherden muss die Wahrscheinlichkeit eines Malignoms über klinische Informationen und CT-Merkmale des Rundherds abgeschätzt werden.
- Die Abklärung der Rundherde hängt im Wesentlichen von der Größe der Rundherde, der Vor-testwahrscheinlichkeit und der Operabilität ab und sollte sich nach den Leitlinien nationaler und internationaler Gesellschaften richten.

Korrespondenzadresse



PD Dr. H. Prosch

Universitätsklinik für Radiologie und Nuklearmedizin, Medizinische Universität Wien,
Allgemeines Krankenhaus Wien
Währingergürtel 18–22, A-1090 Wien
helmut.prosch@meduniwien.ac.at

Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor gibt für sich und seine Koautorin an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

1. Hansell DM, Bankier AA, Macmahon H et al (2008) Fleischner Society: glossary of terms for thoracic imaging. *Radiology* 246:697–722
2. Shulkin AN (1993) Management of the indeterminate solitary pulmonary nodule: a pulmonologist's view. *Ann Thorac Surg* 56:743–744
3. Gould MK, Donington J, Lynch WR et al (2013) Evaluation of individuals with pulmonary nodules: when is it lung cancer? Diagnosis and management of lung cancer, 3rd ed: American College of Chest Physicians evidence-based clinical practice guidelines. *Chest* 143:e93S–e120S
4. National Lung Screening Trial Research Team; Aberle DR, Adams AM, Berg CD et al (2011) Reduced lung-cancer mortality with low-dose computed tomographic screening. *N Engl J Med* 365:395–409
5. De Cicco C, Bellomi M, Bartolomei M et al (2008) Imaging of lung hamartomas by multidetector computed tomography and positron emission tomography. *Ann Thorac Surg* 86:1769–1772
6. Winer-Muram HT (2006) The solitary pulmonary nodule. *Radiology* 239:34–49
7. Siegelman SS, Khouri NF, Scott WW Jr et al (1986) Pulmonary hamartoma: CT findings. *Radiology* 160:313–317
8. Xu DM, van Klaveren RJ, de Bock GH et al (2008) Limited value of shape, margin and CT density in the discrimination between benign and malignant screen detected solid pulmonary nodules of the NELSON trial. *Eur J Radiol* 68:347–352
9. Müller NL, Silva CIS (2008) Imaging of the chest. Saunders Elsevier, Philadelphia
10. Zerhouni EA, Stitik FP, Siegelman SS et al (1986) CT of the pulmonary nodule: a cooperative study. *Radiology* 160:319–327
11. Harders SW, Madsen HH, Rasmussen TR et al (2011) High resolution spiral CT for determining the malignant potential of solitary pulmonary nodules: refining and testing the test. *Acta Radiol* 52:401–409
12. Hitchcock CL, Wakely PE (2002) Use of telecytology to assess fine needle aspirations of breast lesions. *Lab Invest* 82:143
13. Gould MK, Fletcher J, Lannetoni MD et al (2007) Evaluation of patients with pulmonary nodules: when is it lung cancer? ACCP evidence-based clinical practice guidelines (2nd edition). *Chest* 132:108S–130S
14. Macmahon H, Austin JHM, Gamsu G et al (2005) Guidelines for management of small pulmonary nodules detected on CT scans: a statement from the Fleischner Society. *Radiology* 237:395–400
15. Ahn MI, Gleeson TG, Chan IH et al (2010) Perifissural nodules seen at CT screening for lung cancer. *Radiology* 254:949–956
16. De Hoop B, van Ginneken B, Gietema H, Prokop M (2012) Pulmonary perifissural nodules on CT scans: rapid growth is not a predictor of malignancy. *Radiology* 265(2):611–616
17. Travis WD, Brambilla E, Noguchi M et al (2011) International Association for the Study of Lung cancer/American Thoracic Society/European Respiratory Society international multidisciplinary classification of lung adenocarcinoma. *J Thorac Oncol* 6:244–285
18. Godoy MCB, Naidich DP (2009) Subsolid pulmonary nodules and the spectrum of peripheral adenocarcinomas of the lung: recommended interim guidelines for assessment and management. *Radiology* 253:606–622
19. Naidich DP, Bankier AA, Macmahon H et al (2013) Recommendations for the management of subsolid pulmonary nodules detected at CT: a statement from the Fleischner Society. *Radiology* 266:304–317
20. Arcot A, Hewan-Lowe K, Finley J (2006) Telecytology: development and implementation of a clinical service for use from remote sites. 26th International Congress of the International Academy of Pathology, Montreal, Canada, Abstr 135
21. Alli PM, Ollayos CW, Thompson LD et al (2001) Telecytology: intraobserver and interobserver reproducibility in the diagnosis of cervical-vaginal smears. *Hum Pathol* 32:1318–1322

Infobox Internetseite zur Berechnung der Volumenverdopplungszeit

<http://ldn4cancer.com/cancer-doubling-calculator.html>

22. Quekel LG, Kessels AG, Goei R, van Engelshoven JM (1999) Miss rate of lung cancer on the chest radiograph in clinical practice. *Chest* 115:720–724
23. Revel MP, Bissery A, Bienvenu M et al (2004) Are two-dimensional CT measurements of small noncalcified pulmonary nodules reliable? *Radiology* 231:453–458
24. Revel MP, Lefort C, Bissery A et al (2004) Pulmonary nodules: preliminary experience with three-dimensional evaluation. *Radiology* 231:459–466
25. De Hoop B, Gietema H, van Ginneken B et al (2009) A comparison of six software packages for evaluation of solid lung nodules using semi-automated volumetry: what is the minimum increase in size to detect growth in repeated CT examinations. *Eur Radiol* 19:800–808
26. Gietema HA, Schaefer-Prokop C, Mali WP et al (2007) Pulmonary nodules: interscan variability of semiautomated volume measurements with multisection CT – influence of inspiration level, nodule size, and segmentation performance. *Radiology* 245(3):888–894
27. Fletcher JW, Kymes SM, Gould M et al (2008) A comparison of the diagnostic accuracy of 18F-FDG PET and CT in the characterization of solitary pulmonary nodules. *J Nucl Med* 49:179–185
28. Nomori H, Watanabe K, Ohtsuka T et al (2005) Visual and semi quantitative analyses for F-18 fluorodeoxyglucose PET scanning in pulmonary nodules 1 cm to 3 cm in size. *Ann Thorac Surg* 79:984–989
29. Swensen SJ, Viggiano RW, Midthun DE et al (2000) Lung nodule enhancement at CT: multicenter study. *Radiology* 214:73–80
30. Cronin P, Dwamena BA, Kelly AM, Carlos RC (2008) Solitary pulmonary nodules: meta-analytic comparison of cross-sectional imaging modalities for diagnosis of malignancy. *Radiology* 246:772–782
31. Regier M, Schwarz D, Henes FO et al (2011) Diffusion-weighted MR-imaging for the detection of pulmonary nodules at 1.5 Tesla: intraindividual comparison with multidetector computed tomography. *J Med Imaging Radiat Oncol* 55:266–274
32. Baaklini WA, Reinoso MA, Gorin AB et al (2000) Diagnostic yield of fiberoptic bronchoscopy in evaluating solitary pulmonary nodules. *Chest* 117:1049–1054
33. Steinfert DP, Khor YH, Manser RL, Irving LB (2011) Radial probe endobronchial ultrasound for the diagnosis of peripheral lung cancer: systematic review and meta-analysis. *Eur Respir J* 37:902–910
34. Ost DE, Gould MK (2012) Decision making in patients with pulmonary nodules. *Am J Respir Crit Care Med* 185:363–372
35. Eisenberg RL, Bankier AA, Boiselle PM (2010) Compliance with Fleischner Society guidelines for management of small lung nodules: a survey of 834 radiologists. *Radiology* 255:218–224
36. Lee SM, Park CM, Goo JM et al (2010) Transient part-solid nodules detected at screening thin-section CT for lung cancer: comparison with persistent part-solid nodules. *Radiology* 255:242–251

Rubrikherausgeber

S. Delorme, Heidelberg (Leitung)
P. Reimer, Karlsruhe
W. Reith, Homburg/Saar
C. Schäfer-Prokop, Amersfoort
C. Schüller-Weidekamm, Wien
M. Uhl, Freiburg

F. Schick

Sektion für Experimentelle Radiologie, Abteilung für Diagnostische
und Interventionelle Radiologie, Eberhard Karls Universität Tübingen, Tübingen

Bildkontraste bei statischen Aufnahmen in der klinischen Magnetresonanztomographie

Teil 2: Sequenzen für verschiedene Kontraste und Anwendungen

Zusammenfassung

Der zweite Teil der Weiterbildung geht auf Sequenztechniken in der Magnetresonanztomographie (MRT) und auf die passenden Messparameter für verschiedene Kontrastgewichtungen ein. Er baut dabei auf den kürzlich erschienenen ersten Teil auf, der sich mit den relevanten Gewebeeigenschaften für die wichtigsten Kontrastmechanismen befasste. Außerdem werden die Charakteristika der Kontrastgewichtungen an Bildbeispielen von gesunden Probanden erläutert. Typische klinische Anwendungen für die Kontrastgewichtungen werden angesprochen. Sequenztechniken für folgende Kontraste sind enthalten: Protonendichte (d. h. Wasserstoffdichte an kleinen beweglichen Molekülen), Relaxationszeiten T_1 und T_2 , chemische Verschiebung (Wasser und Fett), Effekte der magnetischen Suszeptibilität, eingeschränkte Diffusionsbewegung der Wassermoleküle sowie Magnetisierungstransfer zwischen Makromolekülen und Wassermolekülen.

Schlüsselwörter

Sequenztechniken · Kontrastgewichtung · Fett-Wasser-Bildgebung · Suszeptibilitätseffekte · Magnetisierungstransfer

Hinweis

Teil 1 dieser Fortbildung zum Thema "Kontrastgebende Gewebeeigenschaften" erschien in Ausgabe 05/2013.

Für die Protonendichtegewichtung eignen sich Spinecho-, Fast-Spinecho- und Gradientenechosequenzen

Lernziele**Nach Lektüre dieses Beitrags ...**

- kennen Sie die geeigneten Sequenztypen für verschiedene Kontrastgewichtungen.
- kennen Sie die Bedeutung der kontrastrelevanten Aufnahmeparameter.
- wissen Sie mehr über typische klinische Anwendungen der Kontrastgewichtungen.

Einleitung

Bei den meisten Aufnahmen in der Magnetresonanztomographie (MRT) wird die empfangene Signalintensität aus einem Gewebereich direkt in den Grauwert der entsprechenden Bildelemente übersetzt, wobei hellere Grautöne stärkere Signalintensität anzeigen. Für die Signalausbeute spielen nicht nur die gewählte Aufnahmesequenz, die Messparameter und das untersuchte Gewebe eine Rolle, sondern auch dessen Entfernung von der Empfängerspule: Spulennähere Gewebeabschnitte werden relativ heller dargestellt. Abweichungen von der einfachen Kodierung der Signalintensitäten in Grauwerte der Bildelemente zeigt **Infobox 1**.

Die im Folgenden beschriebenen Kontrastgewichtungen wurden beispielhaft an zwei verschiedenen Körperregionen an Gesunden angewandt: **Abb. 1** zeigt transversale MRT-Aufnahmen eines Kopfes und **Abb. 2** sagittale Aufnahmen eines Kniegelenks, jeweils mit unterschiedlichen Kontrastgewichtungen.

Merke: In der MRT ist der Grauwert in der Regel ein Maß für die Signalintensität, die aus dem betreffenden Gewebe empfangen wird; Gewebeart, Kontrastgewichtung der Sequenz und Abstand zur Empfängerspule spielen dabei eine wichtige Rolle.

Protonendichtegewichtete Bildgebung

Bei protonendichtegewichteten (oder rho-gewichteten) Aufnahmen wird versucht, die Einflüsse der Relaxation (und natürlich auch der anderen Kontrasteinflüsse) auf die gemessene Signalintensität zu minimieren. Im Prinzip sind sowohl Spinecho- und Fast-Spinecho-Sequenzen als auch Gradientenechosequenzen für die Protonendichtegewichtung geeignet, meist werden jedoch Spinechoverfahren verwendet (**Tab. 1**).

Bei Spinechoverfahren wird mit einer langen Repetitionszeit ($TR > 5$ s) vermieden, dass die T_1 -Relaxation die Signalausbeute stark beeinflusst. Nach 5 s sind alle Substanzen, auch die mit einer langen T_1 -Relaxationszeit, fast vollständig relaxiert. Die Echozeit sollte so kurz wie möglich ($TE < 15$ ms)

Contrast in static images in clinical magnetic resonance imaging. Part 2: Sequences for various contrast weightings and applications

Abstract

The second part of this educational article focuses on sequence techniques in magnetic resonance imaging (MRI) and on suitable parameter sets for different contrast weightings. The content is based on the recently published part 1 of this educational article providing a survey on tissue properties relevant for most important contrast mechanisms. Characteristics of contrast weightings are presented in exemplary images recorded from healthy volunteers. Typical clinical applications of the most commonly used contrast weightings are described and discussed. Sequences for the following contrast weightings are included: proton density (density of hydrogen in small mobile molecules), relaxation times T_1 and T_2 , chemical shift (water and fat), effects of magnetic susceptibility, restricted diffusion of water molecules and magnetization transfer between macromolecules and water molecules.

Keywords

Sequence techniques · Contrast weighting · Fat-water imaging · Susceptibility effects · Magnetization transfer

Infobox 1 Abweichungen von der einfachen Kodierung der Signalintensitäten in Grauwerte

Die Grauwerte (oder sogar Farbwerte) von MRT-Abbildungen des Körpers sind in manchen Fällen nicht einfach proportional zu den aufgenommenen Signalintensitäten aus den abgebildeten Geweberegionen.

- Bei Inversion-Recovery-Aufnahmen werden manchmal Realteilbilder berechnet und dargestellt, aus denen sichtbar wird, ob die Längsmagnetisierung nach Ablauf der Inversionszeit noch unter oder schon über dem Nulldurchgang gelegen hat. Bildelemente aus Regionen, bei denen die Längsmagnetisierung nahe am Nulldurchgang lag (mit sehr geringer Signalintensität), zeigen darauf einen mittleren Grauwert. Mit Zunahme der Signalintensität werden die Bildelemente heller oder dunkler als dieser mittlere Grauwert, und zwar in Abhängigkeit davon, ob die Längsmagnetisierung nach Ablauf der Inversionszeit schon positiv (über dem Nulldurchgang) oder noch negativ (unter dem Nulldurchgang) war.
- Eine weitere Ausnahme von der oben genannten Regel findet sich bei den Parameterbildern (z. B. T_1 -, T_2 - oder ADC-Karten). Für die Generierung dieser Parameterbilder (oft als „Maps“ bezeichnet) werden Serien von Aufnahmen mit einem variablen Parameter aufgenommen, und es wird definitionsgemäß nicht die Signalintensität einer einzelnen Messung wiedergegeben, sondern ein Parameter, der erst aus den Signalintensitäten der Messungen berechnet wird:
 - Variation der Inversionszeit TI bei Inversion-Recovery-Aufnahmen für die T_1 -Bestimmung;
 - Variation der Echozeit TE für die T_2 -Bestimmung;
 - Variation des b-Wertes für die ADC („apparent diffusion coefficient“)-Bestimmung bei diffusions sensitiven Aufnahmen.

Aus den gemessenen Signalintensitäten in den Serien werden mit einem geeigneten Algorithmus pixelweise die am besten passenden Werte für den interessierenden Parameter bestimmt. Die so gefundenen Werte für jedes Bildelement werden zur Darstellung der Karte oder „Map“ dann wieder mittels Grauwerten oder mit einer Farbskala kodiert.

Tab. 1 Sequenztypen und Aufnahmeparameter – protonendichte- und relaxationsbezogene Kontrastgewichtungen (T_1 -, T_2 - und T_2^* -Gewichtung)

Kontrast	Sequenztyp	Aufnahmeparameter
Protonendichtegewichtung	Spinecho, Fast-Spinecho	TR > 5 s; TE < 15 ms; Echozuglänge ≤ 7
	Gradientenecho (gespoilt)	FI relativ klein bei gegebener TR; TE möglichst kurz oder kürzester „In-phase“-Wert
T_1 -Gewichtung	Spinecho, Fast-Spinecho	300 ms < TR < 800 ms; TE < 15 ms; Echozuglänge ≤ 7
	Gradientenecho (gespoilt)	FI relativ groß bei gegebener TR; TE möglichst kurz oder kürzester „In-phase“-Wert
T_2 -Gewichtung	Spinecho, Fast-Spinecho	TR > 5 s; TE > 80 ms; Echozuglänge ≤ 35; bei unruhigen Patienten auch „Single-Shot-FSE“ möglich (z. B. mit HASTE-Sequenzen)
T_2^* -Gewichtung	Gradientenecho (gespoilt)	TE > 20 ms bei 1,5 T; TE > 10 ms bei 3,0 T FI nahe am Ernstwinkel des Hintergrundgewebes (Wert ist abhängig von TR)

In der Tabelle werden die üblichen Sequenztypen für die Standardkontraste angegeben. Teilweise können diese Kontraste auch mit weiteren Sequenztypen (z. B. EPI) erreicht werden, die in der klinischen Anwendung aber eine untergeordnete Rolle spielen. Da bei der Gradientenechobildgebung sowohl die Repetitionszeit (TR) als auch der Flipwinkel (FI) Einfluss auf die T_1 -Gewichtung nehmen, sind keine festen Grenzwerte angegeben. In der Regel wird TR aus Messzeitgründen so kurz wie möglich (oder für die Schichtanzahl nötig) gewählt und der Flipwinkel angepasst (Beispiel: Bei TR=100 ms führt FI=70° zu einer deutlichen T_1 -Gewichtung, dagegen verschwindet die T_1 -Gewichtung für FI < 15° fast vollständig.).

gewählt werden, um T_2 -Relaxations-Effekte gering zu halten. Eine Erhöhung der Lesebandbreite erlaubt meist eine Verkürzung der minimalen TE – dies führt aber zu einer Vergrößerung des Bildrauschens und damit zu einer schlechteren Sensitivität bei der Darstellung kleiner Strukturen mit geringer Signalabweichung von der Umgebung. Fast-Spinecho-Sequenzen (bei Siemens: Turbospinecho-Sequenzen) mit kurzen Echozügen (ca. ≤ 7 Echos) sind ebenfalls für protonendichtegewichtete Aufnahmen geeignet. Mit zunehmender Echozuglänge kann zwar immer mehr Messzeit eingespart werden, es ergeben sich jedoch auch zunehmend Unschärfen von Strukturen mit kurzer T_2 (z. B. Meniskusläsionen) in Phasenkodierichtung. Gradientenechosequenzen können ebenfalls protonendichtegewichtete Aufnahmen liefern, dabei muss aber stärker auf Probleme mit lokalen Suszeptibilitätseffekten und auf Wasser-Fett-Interaktionen geachtet werden. Für Regionen mit starken Suszeptibilitätseffekten sind extrem kurze Echozeiten wünschenswert (ca. 1 ms und kürzer), besonders bei hö-

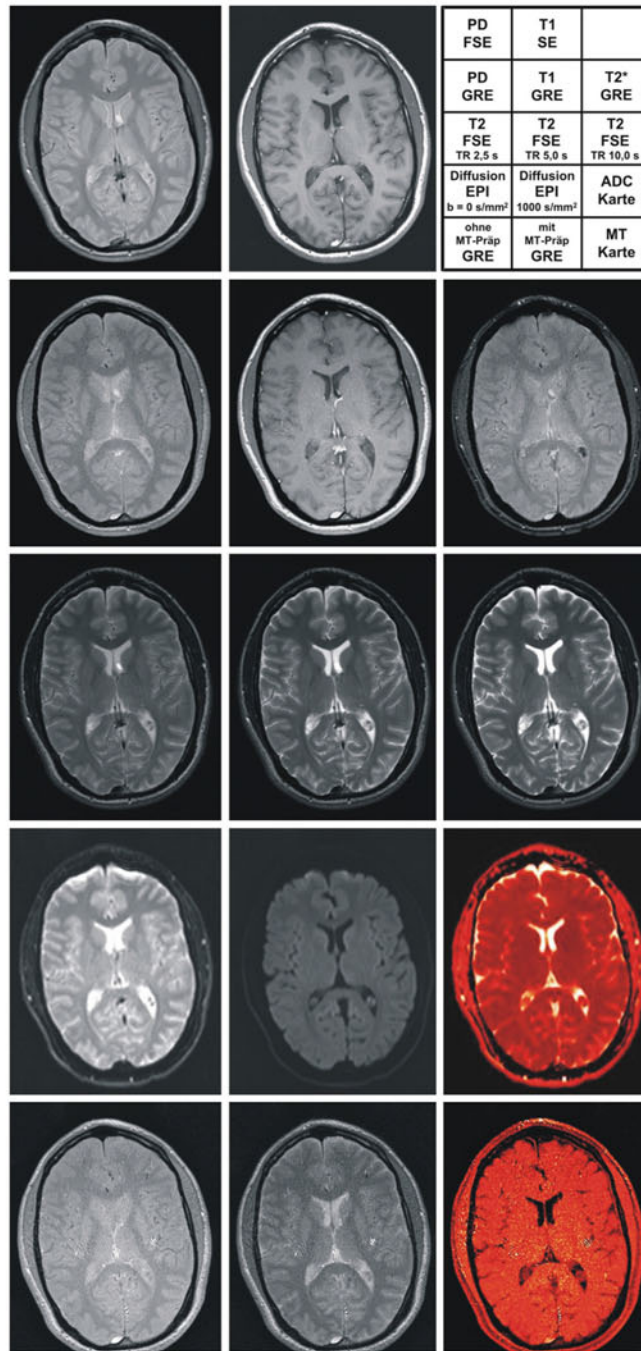


Abb. 1 ◀ Verschiedene Kontrastgewichtungen am Beispiel transversaler Aufnahmen des Kopfes mit der Kopfspule bei 1,5 T (Siemens Sonata); eine Legende ist rechts oben im Bild gegeben. Alle Bilder wurden mit einem Bildfeld von 184 mm × 230 mm und einer Matrix von 192 × 320 aufgenommen (Ausnahme: Diffusions-EPI-Bilder mit quadratischem Bildfeld von 230 mm bei einer 256²-Matix); die Schichtdicke betrug jeweils 4 mm. *PD FSE*: Protonendichtegewichtung mit Fast-Spinecho-Sequenz (TR: 5 s, TE: 15 ms, Echozuglänge: 7). *T1 SE*: T₁-Gewichtung mit Spinechosequenz (TR: 500 ms, TE: 12 ms). *PD GRE*: Protonendichtegewichtung mit Gradientenechosequenz (TR: 100 ms; TE: 4,6 ms, Flipwinkel: 10°). *T1 GRE*: T₁-Gewichtung mit Gradientenechosequenz (TR: 100 ms, TE: 4,6 ms, Flipwinkel: 70°). *T2* GRE*: T₂*-Gewichtung mit Gradientenechosequenz (TR: 100 ms, TE: 20 ms, Flipwinkel: 25°). *T2 FSE*: T₂-Gewichtung mit Fast-Spinecho-Sequenz (TR: 5 s; TE: 105 ms, Echozuglänge: 15); eine zunehmende TR von 2,5 auf 10 s führt zu deutlicherem Hervortreten des freien Wassers (Liquor) aufgrund der sehr langen Relaxationszeit (T₁: ca. 4 s). *Diffusion EPI*: echoplanare Bildgebung (TR: 2,5 s, TE: 77 ms); aus Bildern mit verschiedener Diffusionsgewichtung (b=0 s/mm² und b=1000 s/mm²) kann pixelweise ein ADC („apparent diffusion coefficient“-Wert berechnet und als Karte („ADC map“) ausgegeben werden. *MT GRE*: Gradientenechoaufnahmen mit kleinem Flipwinkel (10°) werden einmal mit und einmal ohne MT-Präparationspulse (1,5 kHz und 500°) aufgenommen; das Differenzbild (MT-Karte) zeigt Gewebeareale mit starkem MT-Effekt

heren Feldstärken wie 3 T. Wenn Wasser und Fett im Gewebe zugleich vorhanden sind, sollten dagegen kurze „In-phase“-Echozeiten (also etwa TE=4,6 ms bei 1,5 T und TE=2,3 ms bei 3 T) bevorzugt werden, um gegenseitige Signalauslöschungen zu vermeiden. Bezüglich der Vermeidung einer T₁-Gewichtung bietet die Gradientenechotechnik gegenüber Spinechosequenzen Vorteile, da sowohl die TR als auch der Flipwinkel (Fl) zur Steuerung der T₁-Gewichtung variiert werden können: Prinzipiell führen längere TR und kleinere Fl zu einer nachlassenden T₁-Gewichtung. Falls aufgrund der Messzeitsituation eine kurze TR (z. B. TR=100 ms) vorteilhaft ist, kann durch die Wahl eines kleinen Flipwinkels (z. B. Fl < 15°) trotzdem eine T₁-Gewichtung bei Gradientenechosequenzen weitgehend vermieden werden.

Auch die neueren Sequenzen mit sehr kurzer Echozeit [„ultrashort TE“ (**UTE**)-Sequenzen; [1]] sind zu den protonendichtegewichteten Sequenzen zu zählen, falls die Messparameter so gewählt werden, dass keine T₁-Gewichtung hervorgerufen wird.

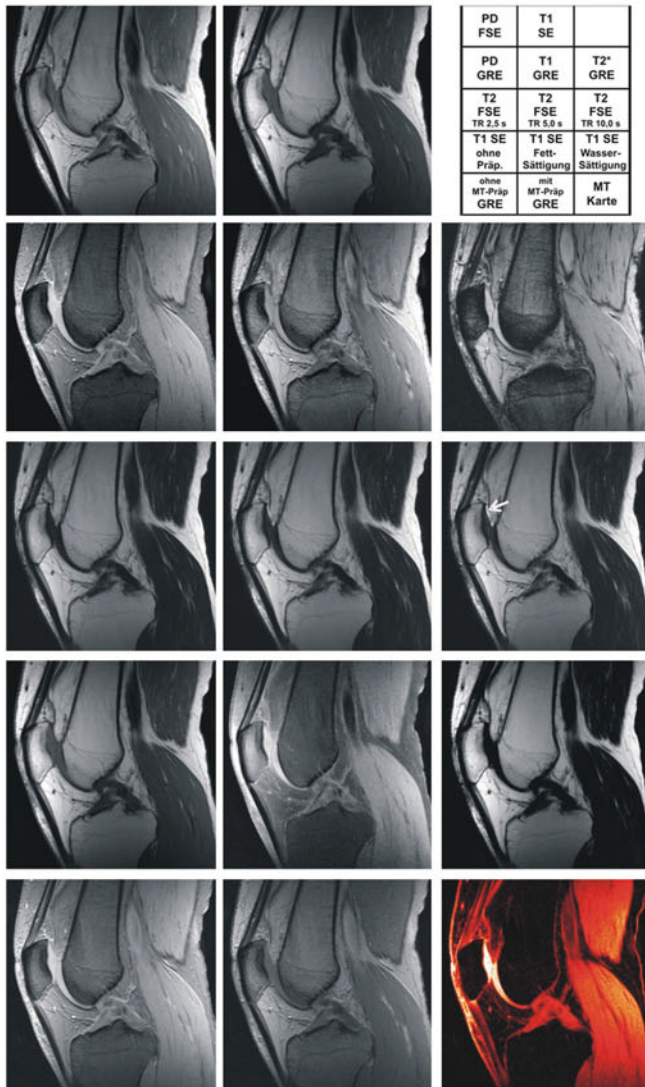


Abb. 2 ▲ Verschiedene Kontrastgewichtungen am Beispiel sagittaler Aufnahmen eines (gesunden) Kniegelenks mit der Extremitätenspule bei 3,0 T (Siemens Trio); eine Legende ist rechts oben im Bild gegeben. Alle Bilder wurden mit einem quadratischen Bildfeld von 160 mm × 160 mm und einer Matrix von 320² aufgenommen; die Schichtdicke betrug jeweils 4 mm. **PD FSE:** Protonendichtegewichtung mit Fast-Spinecho-Sequenz (TR: 5 s, TE: 9 ms, Echozuglänge: 7). **T1 SE:** T₁-Gewichtung mit Spinechosequenz (TR: 500 ms, TE: 8 ms). **PD GRE:** Protonendichtegewichtung mit Gradientenechosequenz (TR: 100 ms, TE: 4,6 ms, Flipwinkel: 10°). **T1 GRE:** T₁-Gewichtung mit Gradientenechosequenz (TR: 100 ms, TE: 4,6 ms, Flipwinkel: 70°). **T2* GRE:** T₂*-Gewichtung mit Gradientenechosequenz (TR: 100 ms, TE: 14 ms, Flipwinkel: 25°). **T2 FSE:** T₂-Gewichtung mit Fast-Spinecho-Sequenz (TR: 5 s, TE: 100 ms, Echozuglänge: 15); eine zunehmende TR von 2,5 auf 10 s führt zu deutlicherem Hervortreten des freien Wassers (Synovialflüssigkeit, Pfeil) aufgrund der sehr langen Relaxationszeit (T₁: ca. 4 s). **T1 mit Fettunterdrückung/Wasserunterdrückung:** Durch frequenzselektive Vorpulse zur Fettsättigung bzw. Wassersättigung kann die nicht erwünschte Signalkomponente eliminiert werden; es wurde bei allen 3 Bildern eine Spinechosequenz (TR: 500 ms, TE: 8 ms) verwendet, dabei ist Shimmen erforderlich. **MT GRE:** Gradientenechoaufnahmen mit kleinem Flipwinkel (10°) werden einmal mit und einmal ohne MT-Präparationspulse (1,2 kHz und 500°) aufgenommen; das Differenzbild (MT-Karte) zeigt Gewebetypen (Knorpel, Muskulatur, Haut, Knochenhaut) mit starkem MT-Effekt

Obwohl die Protonendichte eine gewebeabhängige Eigenschaft ist, die für alle MR-Aufnahmen als Faktor in die Signalausbeute mit eingeht, gibt es nur wenige klinische Anwendungen von rein protonendichtegewichteten Sequenzen. Am ehesten wird diese Kontrastgewichtung zur Klärung von Wasserinfiltraten in normalerweise praktisch signalfreien Bindegewebsstrukturen eingesetzt. Hier sind insbesondere degenerative oder traumatische Läsionen an Sehnen, Bändern und Menisken zu nennen [2].