

Quantifizierung von Ventilation, Inflammation, Perfusion und Struktur (VIPS)

Innovative pulmonale Funktionsanalytik mittels CT und MRT auf dem Weg in die klinische Routine

Quantification of Ventilation, Inflammation, Perfusion and Structure (VIPS)
Innovative Analysis of Pulmonary Function with CT and MRI on the Road to Clinical Routine



J. Renne, J. Vogel-Claussen

Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Medizinische Hochschule Hannover

Zusammenfassung

In der pulmonalen Bildgebung wurden in den letzten Jahren Fortschritte erzielt, die mit den aktuellen Methoden neben einer rein morphologischen Beschreibung von Lungenveränderungen zunehmend auch eine lokalisierte Quantifizierung der Lungenfunktion ermöglichen. In diesem Artikel werden die aktuellen klinischen Standards zur Lungenbildgebung zusammengefasst sowie in der Forschung angewandte Techniken vorgestellt. Anhand aktueller Studien wird der Einsatz quantitativer Bildgebung mittels Computertomografie und Magnetresonanztomografie bei COPD, Asthma, pulmonaler Hypertonie und zystischer Fibrose erläutert und ein Ausblick auf zukünftige Anwendungen gegeben.

Abstract

Technical innovation in pulmonary imaging during the recent years has led to a shift from morphological description of pulmonary pathologies to regional quantification of pulmonary function. This article summarizes current clinical standards in pulmonary imaging and introduces the reader to new innovative techniques of functional lung imaging. In the context of actual clinical studies for COPD, asthma, pulmonary hypertension and cystic fibrosis the application of quantitative imaging methods using computed tomography and magnetic resonance imaging is demonstrated and possible future applications are discussed.

VNR

2760512016149753786

Bibliografie

DOI <http://dx.doi.org/10.1055/s-0042-117747>
Pneumologie 2016; 70: 813–825
© Georg Thieme Verlag KG
Stuttgart · New York
ISSN 0934-8387

Korrespondenzadresse

Dr. med. Julius Renne
Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
OE 8220
Medizinische Hochschule Hannover
Carl-Neuberg-Str. 1
30625 Hannover
renne.julius@mh-hannover.de

Lernziel

Bildgebende Verfahren zur Visualisierung und Quantifizierung von Ventilation, Inflammation, Perfusion und Strukturveränderungen (VIPS) der Lunge werden vorgestellt. Die verschiedenen Modalitäten werden im Kontext aktueller Studien anhand verschiedener pulmonaler Erkrankungen, wie COPD, pulmonale Hypertonie, Asthma oder zystische Fibrose dargestellt. Der Leser soll nach der Lektüre mit den in aktuellen wissenschaftlichen Arbeiten verwendeten Methoden quantitativer pulmonaler Bildgebung vertraut sein sowie die Anwendungsmöglichkeiten der bereits etablierten Verfahren kennen.

Einleitung

Bildgebung ist schon früh ein wichtiger Pfeiler der Diagnostik pulmonaler Erkrankungen gewesen. Konventionelle Röntgenaufnahmen sind bis heute bedeutend in der Verlaufsbeurteilung, aber auch in der frühen Differenzialdiagnose von Pneumonien, kardiopulmonalen Erkrankungen oder auch maligner pulmonaler Läsionen [1]. Der

geringe Aufwand sowie die flächendeckende Verfügbarkeit dieser Technik bedingen den unveränderten Stellenwert in der täglichen Praxis. Zusätzlich hat sich in den letzten Jahren die Computertomografie als zweites wichtiges Verfahren sowohl in akuten Situationen wie auch in der Identifikation, Charakterisierung und Beurteilung chronischer Lungenkrankheiten etabliert [2]. Die Diagnostik basiert sowohl bei den konventionellen Röntgenaufnahmen wie auch der Computertomografie vorrangig auf der Erkennung und Beschreibung spezifischer Muster und deren Interpretation in Abhängigkeit von der Verteilung [3,4].

In den letzten Jahren hat sich gezeigt, dass bei einer Reihe pulmonaler Erkrankungen (z.B. der COPD, [5]) eine reine Beschreibung pathologischer Muster nicht ausreicht, um klinisch offensichtlich vorhandene Phänotypen sowie unterschiedliche Stadien der Lungenerkrankungen zu erfassen. Durch die Entwicklung differenzierter Therapiestrategien, wie z.B. im Falle der pulmonalen Hypertonie werden Methoden zur Quantifizierung pathologischer Lungenveränderungen sowohl im Hinblick auf die Identifizierung erkrankungsspezifischer Subtypen wie auch auf ein

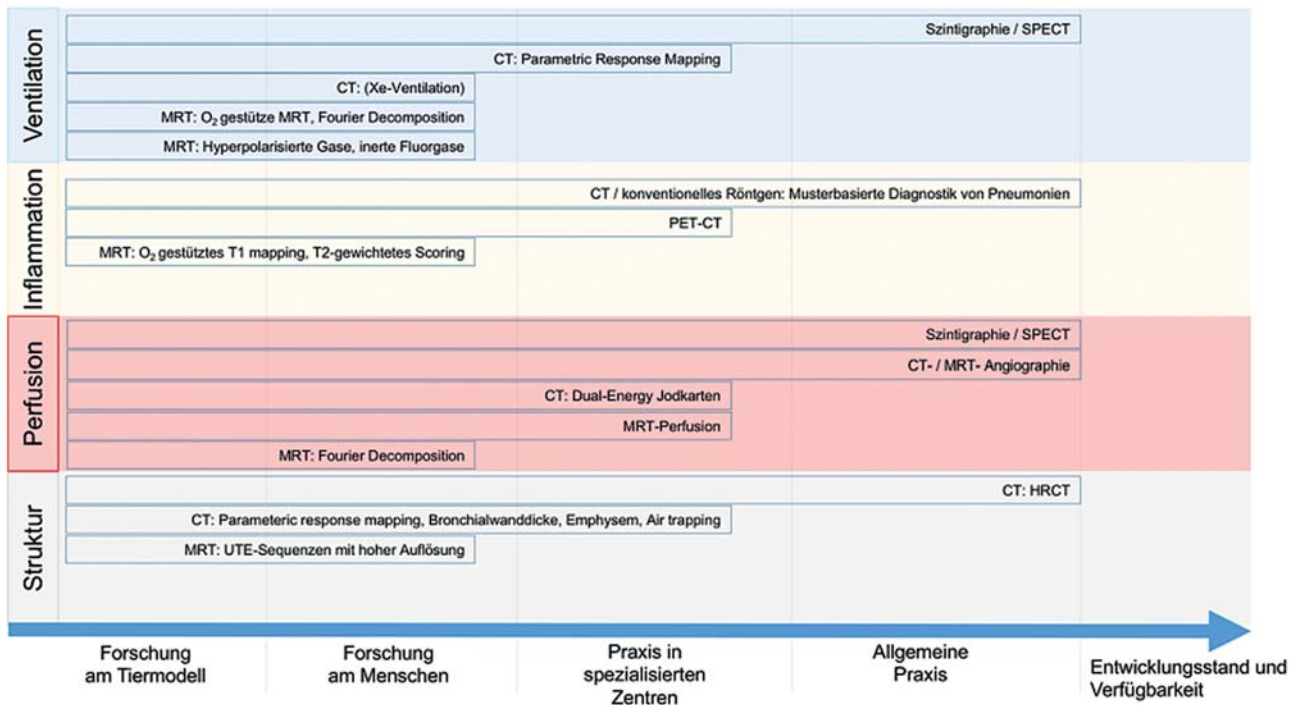


Abb. 1 Übersicht über die vorgestellten bildgebenden Verfahren zur Analyse der Lungenfunktion und deren aktueller Entwicklungsstand.

suffizientes Monitoring der mit hohen Kosten bzw. zum Teil auch Nebenwirkungen verbundenen Therapien notwendig. Neben der rein morphologisch-pathologischen Veränderung ist hierbei auch die Funktion bzw. der jeweilige regionale Funktionsverlust ein vielversprechender Parameter. Hierzu wurden eine Reihe neuer bildgebender Verfahren entwickelt und zum Teil bereits im klinischen Alltag etabliert.

Diese Methoden werden in diesem Artikel dargestellt und in den Kontext vorhandener und zukünftiger Anwendungsmöglichkeiten gesetzt. Um eine umfassende Diagnostik zu erreichen, die einen unmittelbaren Wert in der Behandlung der Patienten darstellt, sollte Bildgebung im besten Fall eine Quantifizierung von Veränderungen in folgenden vier Qualitäten ermöglichen: Ventilation, Inflammation, Perfusion und Struktur (VIPS). Im Folgenden werden die unterschiedlichen Methoden für die Erfassung von VIPS mittels Computertomografie und Magnetresonanztomografie anhand aktueller Entwicklungen in der Diagnostik und Charakterisierung pulmonaler Erkrankungen erläutert (◉ Abb. 1).

Ventilation und Gasaustausch

▼
Etabliertes Verfahren für die Ventilationsanalyse der Lunge sind die nuklearmedizinischen Untersuchungen Szintigraphie bzw. SPECT/SPECT-CT [6]. Klinische Indikationen für eine ausschließliche Ventilationsanalyse mittels SPECT sind selten, z. B. für die Bestimmung des funktionellen Lungen-

volumens vor einer Lungenteilresektion [6]. Ventilationsanalyse mittels SPECT wird meistens in Kombination mit einem Perfusions-SPECT durchgeführt, z. B. zur Detektion von Ventilations-/Perfusions-Mismatch Arealen bei Verdacht auf chronisch thromboembolische pulmonale Hypertonie [7].

Für die strahlungsfreie Magnetresonanztomografie wurden in den letzten Jahren eine Reihe gasförmiger Kontrastmittel etabliert: molekularer Sauerstoff, hyperpolarisierte Gase (Xenon-129 (¹²⁹Xe) bzw. Helium-3 (³He)) und inerte Fluorverbindungen (z. B. Perfluorpropan). Diese Kontrastmittel liefern ebenfalls regionale Informationen über die Ventilation der Lungen, ermöglichen darüber hinaus zum Teil aber auch dynamische Aufnahmen, die Verzögerungen im Fluss (sowohl Inspiration als auch Expiration) und somit Verengungen der Luftwege erfassen und quantifizieren können [8].

Die Ventilations-/Perfusionsszintigraphie ist klinischer Goldstandard zur Erfassung von Perfusionsdefiziten im Rahmen der Diagnostik der pulmonalen Hypertonie.

Hyperpolarisierte Gase

Das Problem, welches lange eine sinnvolle Anwendung der MRT zur Diagnostik von Lungenerkrankungen verhindert hat, ist die im Vergleich zu anderen Organen sehr geringe Dichte an Wassermolekülen in der Lunge, welche zu einem sehr geringen Signal führt. Darüber hinaus werden



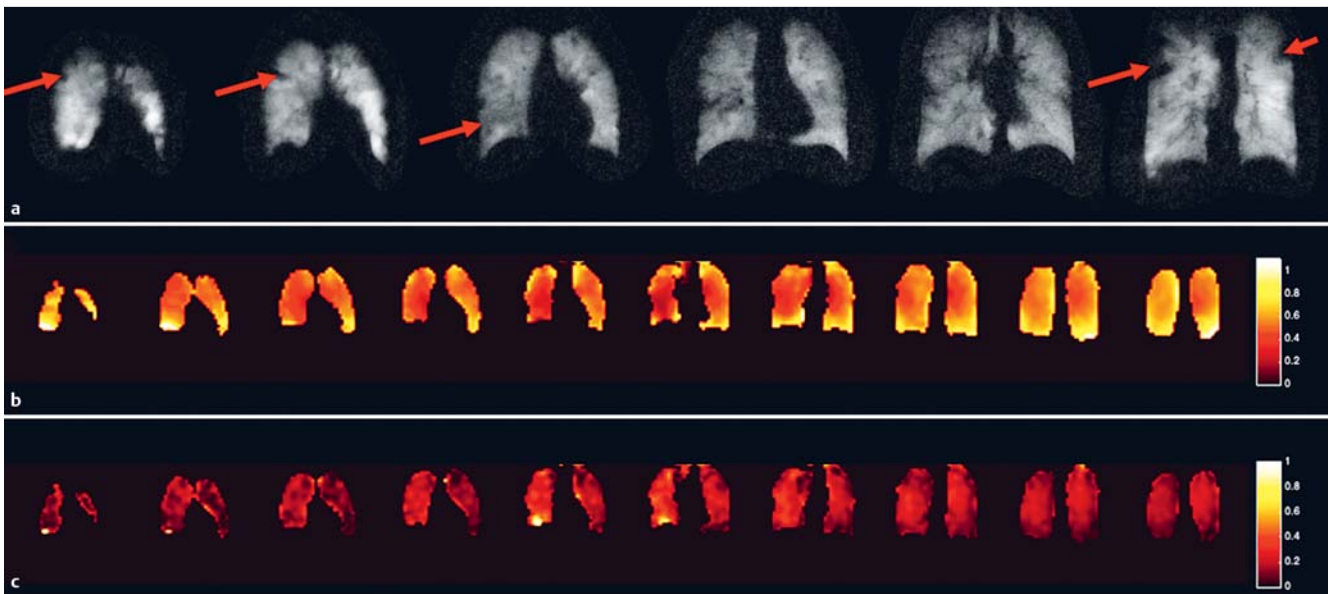


Abb. 2 a Ventilationskarten mit direkter Visualisierung hyperpolarisierten ^{129}Xe bei einer gesunden Probandin (65 Jahre, immer Nichtraucherin) mit guter Lungenfunktion ($\text{FEV1 \%}_{\text{pred}}$ 120%, $\text{FVC \%}_{\text{pred}}$ 122%). Es lassen sich trotz des guten Gesundheitszustands einzelne Areale mit verminderter Ventilation (einzelne Areale mit Pfeilen markiert) abgrenzen, was bereits als mögliche physiologische Veränderungen im Alter beschrieben wurde [46]. Die Besonderheit der ^{129}Xe Xenon Bildgebung ist die zusätzliche Information über im Gewebe sowie in Erythrozyten gelöstem ^{129}Xe . Hieraus lassen sich Verhältniskarten von **b** Parenchym zu Gasphase und **c** Erythrozyten zu Gasphase erstellen und daraus die Diffusionskapazität quantifizieren. Die Erythrozytenphase zeigt hier ebenfalls ein sehr heterogenes Signal. Aktuell besitzt ^{129}Xe MRT noch keine klinische Zulassung in Deutschland.

durch den unmittelbaren Übergang von Luft zu Gewebe in der Lunge Artefakte verursacht, welche zu einer weiteren Reduktion der Bildqualität führen. Eine Lösung dieses Problems besteht in der Verwendung von hyperpolarisierten Gasen wie ^3He oder ^{129}Xe , da diese durch die Hyperpolarisation (ein physikalischer Prozess, welcher zu einer „gleichsinnigen Orientierung der Spins“ führt) ein deutlich höheres Signal erzeugen.

Es wurden zunächst für ^3He und wegen hoher Kosten und Knappheit von ^3He in den letzten Jahren zunehmend auch für ^{129}Xe Sequenzen entwickelt, die eine hohe Bildqualität erreichen und direkt das Gas in der Lunge visualisieren [9] (► **Abb. 2**).

Die regionale Ventilationsinformation dieser Technik wurde in einer Reihe von Studien eingesetzt, u. a. in der regionalen Erfassung der unmittelbaren Veränderungen nach Gabe von Bronchodilatoren bei Asthma [10].

Eine weitere Besonderheit des ^{129}Xe Xenon ist, dass es bei Übertritt in das Lungenparenchym sowie noch einmal bei Übertritt in die roten Blutkörperchen zu einer jeweils geringen Verschiebung der Resonanzfrequenz kommt. Somit kann das Xenon in den drei Kompartimenten Gas – Lungenparenchym – rote Blutkörperchen unabhängig voneinander gemessen werden und auf diese Weise die Diffusionskapazität lokal quantifiziert werden [11] (► **Abb. 2**).

Mittels diffusionsgewichteter Aufnahmen lassen sich darüber hinaus strukturelle Veränderungen detektieren (siehe unter „Struktur“).

Für beide Gase liegen mittlerweile umfangreiche Erfahrungen in der Anwendung am Menschen vor, und erste Anwendungen in der klinischen Routine von ^{129}Xe MRT der Lunge wurden in Großbritannien beschrieben. In Deutschland jedoch sind Xenon, Helium und auch Fluorgase (s. u.) nicht für die klinische Routine als Test für regionale Lungenfunktionsmessungen zugelassen und dürfen nur in Studien angewandt werden [12, 13].

Probleme dieser Technik sind die hohen Kosten für das Gas, wie auch für die benötigte zusätzliche Hardware (Empfangeinheiten im Scanner sowie dem Gerät zur Hyperpolarisation) und ein vergleichsweise hoher personeller Aufwand.

Es wurden auch Versuche unternommen, Xenon als Kontrastmittel in der Computertomografie einzusetzen [14]. Aufgrund der vergleichbar hohen Strahlenexposition, insbesondere bei dynamischen Aufnahmen, wird diese Technik jedoch auf experimentelle Anwendungen beschränkt bleiben.

Hyperpolarisierte Gase ermöglichen eine direkte Visualisierung und Quantifizierung der Ventilation im MRT. ^{129}Xe liefert darüber hinaus Informationen über die Membrandiffusionskapazität. Die Gase sind sicher in der Anwendung am Menschen, erfordern aber einen hohen finanziellen und technischen Aufwand und haben noch keine Zulassung für die klinische Routine in Deutschland.



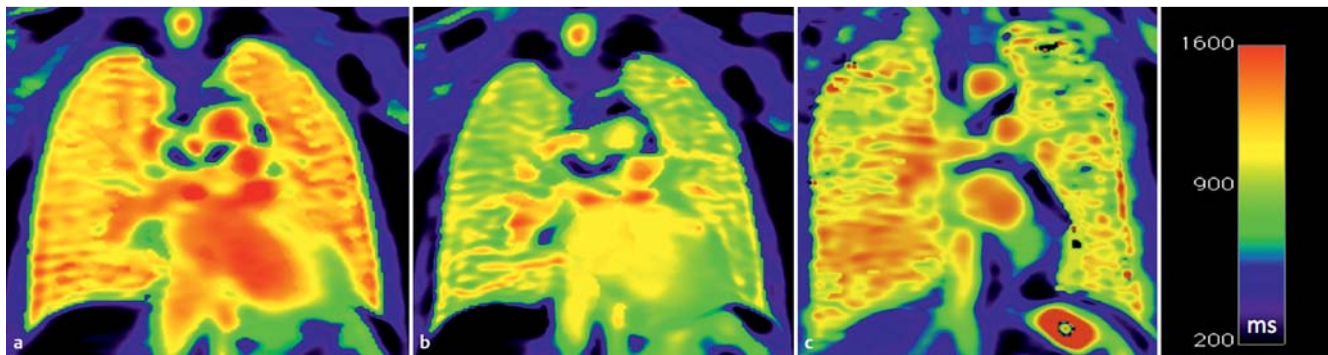


Abb. 3 T1 mapping MRT der Lunge eines gesunden Probanden unter Atmung von **a** Raumluft und unter Atmung von **b** 100% Sauerstoff. Der Sauerstoff wird in dieser Technik als Kontrastmittel verwendet, und es können Informationen hauptsächlich zur Ventilation entnommen werden. In Studien konnte gezeigt werden, dass **c** Patienten mit fortgeschrittener chronischer Abstoßung nach Lungentransplantation eine deutlich erhöhte Heterogenität des Lungenparenchyms im T1 mapping zeigen. Dies könnte eine frühere Erkennung der chronischen Abstoßung ermöglichen.

Sauerstoffverstärkte Magnetresonanztomografie

Die sauerstoffgestützte MRT der Lunge basiert auf der paramagnetischen Eigenschaft des Sauerstoffs, die T1-Relaxationszeit von Lungengewebe bzw. des Blutes zu verringern. Es lassen sich im Gegensatz zur MRT mit hyperpolarisierten Gasen Aufnahmen mit vorhandener Hardware eines klinischen 1,5 Tesla MRTs erfassen. Die Sequenzen werden hierbei unter Raumluftatmung sowie unter 100% Sauerstoff aufgenommen und daraus Differenzkarten berechnet, welche Informationen vorrangig über die Ventilation der Lungenareale enthalten [15]. Gebräuchliche Größen zur Quantifizierung dieser Effekte sind die „oxygen transfer function“ (OTF) [16] sowie Verhältniskarten von Sauerstoff- zu Raumluftakquisitionen [17]. Darüber hinaus lässt sich die Anflutungszeit sowie die Auswaschzeit des Sauerstoffs mittels dynamischer Akquisition erfassen. Es konnte gezeigt werden, dass mittels dieser Technik der Therapieeffekt von Bronchodilatoren bei schwerem Asthma visualisiert und quantifiziert werden kann [17]. Darüber hinaus konnte in einer Pilotstudie ein signifikanter Unterschied der OTF zwischen Patienten mit fortgeschrittener chronischer Lungenabstoßung (Bronchiolitis Obliterans Syndrom) und Patienten mit guter Organfunktion nach der Transplantation gezeigt werden (► **Abb. 3**). Somit könnte die OTF möglicherweise ein Parameter neben der Lungenfunktionsanalyse zur Verlaufsbeurteilung von Lungentransplantaten sein [18]. Die Vorteile dieser Methode liegen in der guten Verfügbarkeit sowie der raschen Aufnahme der gewünschten Sequenzen (je ca. 2 Minuten für Raumluft- und Sauerstoffkarten mit einzeitigem Atemanhalten von je ca. 6 Sekunden). Aufgrund der notwendigen Nachverarbeitung ist diese Technik jedoch noch nicht im klinischen Alltag verfügbar.

Die sauerstoffgestützte MRT liefert Informationen über die lokale Sauerstoffverteilung.

Fluorogasverbindungen und Magnetresonanztomografie

Im Vergleich zu hyperpolarisierten Gasen geben nicht hyperpolarisierte Fluorogasverbindungen ein etwas geringeres MRT-Signal. Sie wurden bereits zu Beginn der 1990er Jahre in tierexperimentellen Ansätzen verwendet. Sie sind danach mit kontinuierlichen MRT-Hardware-Verbesserungen auch in verschiedenen Studien erfolgreich und bisher ohne nennenswerte Nebenwirkungen zur Darstellung der regionalen Ventilation an Gesunden und lungenkranken Patienten etabliert worden [19,20]. Entgegen der Eigenschaft von ^{129}Xe treten die inerten Fluorogasverbindungen nicht in das Gewebe oder das Blut über (► **Abb. 4**). Ein weiterer Vorteil dieser Gase liegt darin, dass auch kontinuierliche Atemmanöver mit einem Gemisch mit Sauerstoff durchgeführt werden können, und somit dynamische Serien sowohl der Anflutung wie auch des Auswaschens in der gesamten Lunge visualisiert und auch quantifiziert werden können. Dies ist möglich zum einen, da das $^{19}\text{F}/\text{O}_2$ Gasgemisch erheblich preiswerter als hyperpolarisiertes ^3He oder ^{129}Xe ist und somit auch größere Mengen für dynamische Messungen gegeben werden können, zum anderen dadurch, dass es nicht depolarisiert und dadurch mit der Zeit kein Signal verliert [8]. Trotzdem sind die initialen Kosten auch für diese Technik durch die benötigten zusätzlichen Empfangsspulen und MRT-Multikernertechnik im Moment noch sehr hoch. Auch fehlt eine Zulassung für ein ^{19}F Gasgemisch für MRT-gestützte Lungenventilation in der klinischen Routine.

Fluorogasverbindungen können für statische und dynamische MRT-Studien der regionalen Lungenventilation eingesetzt werden und benötigen keine Hyperpolarisation, erfordern jedoch ebenfalls spezielle Hardware.



Ventilation und Perfusion mittels MRT-Fourier Dekomposition (FD)

Die Methode der Fourier Dekomposition (also die mathematische Auftrennung eines Signals in seine einzelnen Frequenzbestandteile) zur Lungenfunktionsanalyse wurde 2008 [21] beschrieben und in den nächsten Jahren weiterentwickelt [22, 23]. Es konnte eine gute Übereinstimmung dieser Technik mit der konventionellen SPECT-CT gezeigt werden [24]. Vorteile dieser Technik sind zum einen die Akquisition in freier Atmung, sodass auch pulmonal eingeschränkte Patienten komfortabel untersucht werden können. Zum anderen wird für diese Technik kein Kontrastmittel benötigt. Über ca. 8 Minuten werden hier von der gesamten Lunge kontinuierlich Bilder mit kommerziell verfügbaren MRT-Sequenzen aufgenommen und anschließend mittels einer Fourier-Analyse Karten generiert, welche regionale Ventilation und Perfusion auch quantitativ erfassen (► **Abb. 5**). In der MRT-Datenakquise ist diese Methode technisch sehr einfach und patientenfreundlich, jedoch ist von den MRT-Geräteherstellern der FD-Nachbearbeitungsalgorithmus zur Erstellung der Ventilations- und Perfusionskarten zurzeit noch nicht kommerziell verfügbar.

Fourier Dekompositions-MRT ermöglicht eine Quantifizierung von Ventilation und Perfusion ohne Einsatz von Kontrastmitteln oder spezieller Hardware in freier Atmung.

Inflammation

Die Identifikation entzündlicher Läsionen in der Lunge, vorrangig pneumonischer Infiltrate, war und ist Gegenstand der Diagnostik sowohl mittels konventioneller Röntgenaufnahmen wie auch

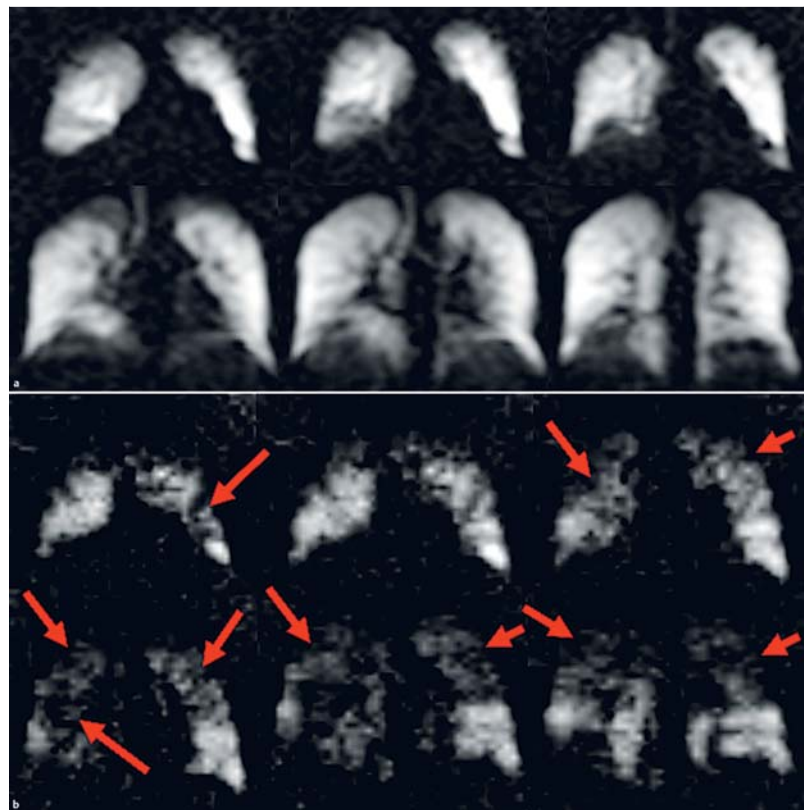


Abb. 4 Ventilationsaufnahmen aus dem Signal von inerten Fluorogasverbindungen. **a** Homogenes Signal bei einem gesunden Probanden über die gesamte Lunge. **b** Ventilationsausfälle (exemplarisch mit Pfeilen markiert) bei einem COPD-Patienten in fortgeschrittenem Erkrankungsstadium.

mittels Computertomografie. Anhand spezifischer Muster lassen sich Einschätzungen zur Art des Erregers vornehmen und insbesondere mit der Computertomografie auch in frühen Stadien Pneumonien gegen Differenzialdiagnosen abgrenzen [25]. Die konventionelle Röntgenaufnahme ist hier aufgrund der hohen Verfügbarkeit die entscheidende bildgebende Modalität in der Ver-

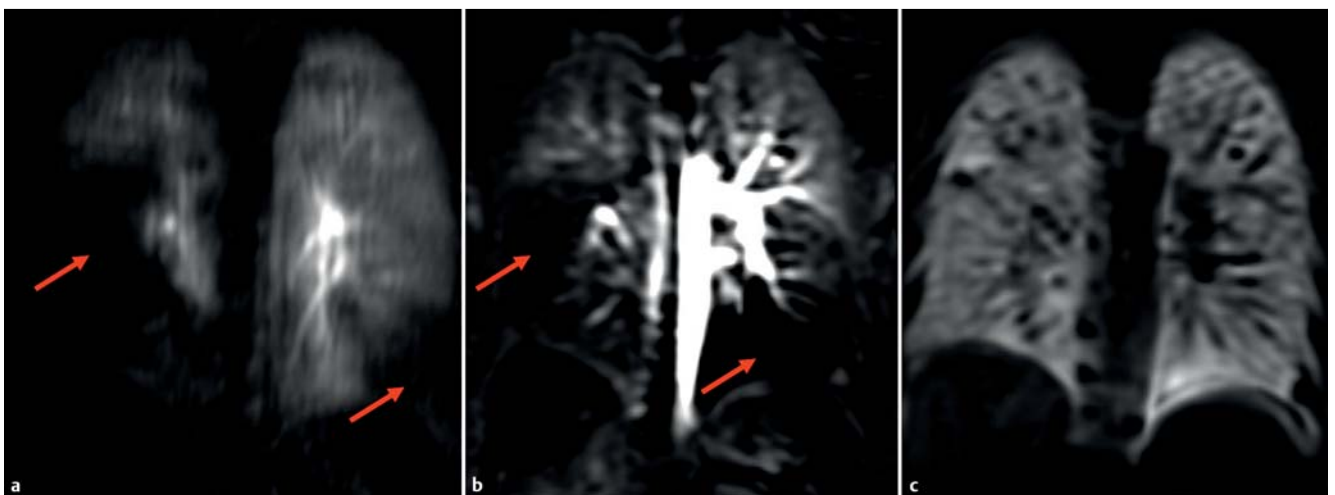


Abb. 5 Die MRT-Fourier Dekompositions-Methode liefert **b** Perfusionskarten und **c** Ventilationskarten ohne den Einsatz von gasförmigen oder intravenösen Kontrastmitteln in freier Atmung und stellt damit zukünftig eine Alternative z. B. für Patienten mit eingeschränkter Nierenfunktion dar. Bei diesem Patienten mit CTEPH lassen sich deutlich die Perfusionsausfälle (Pfeile, **a**) bei gleichzeitig erhaltener Ventilation erkennen. Dynamische kontrastmittelverstärkte MR-Angiografie zum Vergleich ist in **a** dargestellt.

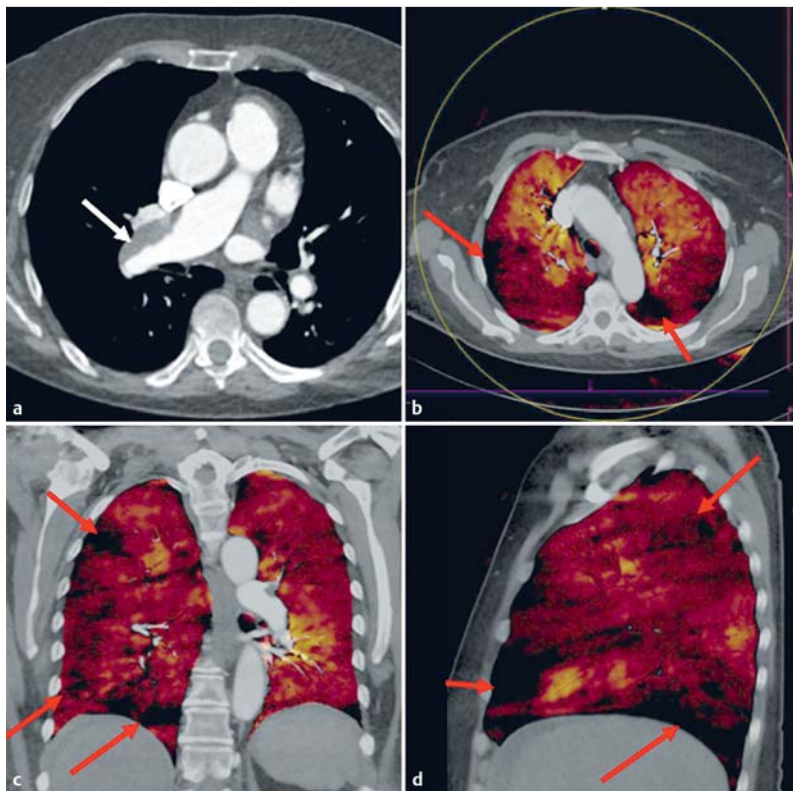


Abb. 6a a In der Diagnostik akuter Lungenembolien ist die CT-Angiografie der aktuelle Goldstandard mit schneller und sicherer Erkennung der Thrombusformationen (weißer Pfeil). **b–d** Mittels Dual-Energy Computertomografie lassen sich nach Gabe von jodhaltigem Kontrastmittel Jodkarten des Lungenparenchyms erstellen und somit die Parenchymperfusion evaluieren. Damit können z. B. bei Patienten mit chronisch thromboembolischer pulmonaler Hypertonie Areale mit Perfusionsausfällen/-minderungen (rote Pfeile) erkannt werden.

laufsbeurteilung [1]. Die Computertomografie liefert aufgrund der sehr umfassenden Erfahrung mit diesem Verfahren gerade in immunkompromittierten Patienten wichtige differenzialdiagnostische Informationen [26].

Mit beiden Modalitäten ist jedoch die weitergehende Charakterisierung und insbesondere auch Quantifizierung nicht infektiöser inflammatorischer Reaktionen nur sehr eingeschränkt möglich.

Neuere Studien zeigen die Möglichkeit, PET-CT-Untersuchungen mit markierter Glukose zur Quantifizierung entzündlicher Reaktionen auf. Eingesetzt wurde dies in kleinen Studien u. a. in der Bestimmung der Aktivität der Sarkoidose. Die relativ hohe Strahlenbelastung dieser Untersuchung verhindert zumindest aktuell jedoch eine Anwendung des PET-CT für diese Fragestellung in der Routine, insbesondere auch in longitudinalen Verlaufsbeobachtungen.

T2-gewichtete MRT sowie sauerstoffgestütztes T1-mapping

Eine mögliche Alternative ist auch hier die Magnetresonanztomografie. In kleineren Pilotstudien wurde gezeigt, dass eine Quantifizierung einer unter Versuchsbedingungen gesetzten bronchialen Entzündungsreaktion mittels eines Scoring-

systems auf gängigen Sequenzen der ^1H -MRT – und somit auf Standardgeräten – möglich ist [27]. Darüber hinaus gelang eine absolute Quantifizierung dieser Entzündungsreaktion, korrelierend mit der Anzahl eosinophiler Zellen, in einer bronchoalveolären Lavage mittels (sauerstoffgestützter) T1-mapping MRT (siehe unter „Ventilation“, [28]). Beide Methoden stellen vielversprechende Ansätze in der Inflammationsquantifizierung dar, müssen aber in größeren Studien weiter evaluiert werden. Wichtige Anwendungsmöglichkeiten in diesem Zusammenhang sind vor allem die frühe Entdeckung respiratorischer akut entzündlicher Exazerbationen chronischer Lungenerkrankungen, z. B. auch bei der zystischen Fibrose. Gerade in diesem Zusammenhang könnte eine lokale Therapiekontrolle eine deutliche Verbesserung in der Therapiegestaltung und individuellen Anpassung bedeuten und somit zu einem besseren Krankheitsverlauf für den Patienten beitragen [29].

Mittels T2-gewichteter Sequenzen sowie sauerstoffgestützter T1-mapping MRT konnte in experimentellen Ansätzen eine Quantifizierung akuter entzündlicher Läsionen in der Lunge erreicht werden.

Perfusion

Auch in der Analyse der Lungenparenchymperfusion war und ist der klinische Standard die Szintigrafie bzw. die SPECT [6]. Insbesondere in der Diagnostik einer chronisch thromboembolischen pulmonalen Hypertonie ist die Ventilations-/Perfusions-Szintigrafie die leitliniengerechte Diagnostik [7].

Kontrastgestützte Computertomografie

In der akuten Diagnostik von Lungenembolien hingegen wurde die Szintigrafie nahezu vollständig durch die Angiografie mittels Computertomografie mit ihrer schnellen Durchführung und hohen flächendeckenden Verfügbarkeit ersetzt. Lediglich in Ausnahmen bei schwangere Patientinnen bzw. bei stark eingeschränkter Nierenfunktion oder anderen Kontraindikationen für jodhaltige Kontrastmittel ist weiterhin die Durchführung einer Szintigrafie oder je nach Verfügbarkeit auch MRT angezeigt.

Eine Quantifizierung der Lungenparenchymperfusion ist mit der Standard-CT-Angiografie nicht möglich. Es können jedoch verschiedene Perfusionsmuster wie z. B. Mosaikperfusion bei chronischer Lungenembolie dargestellt werden. Eine Alternative stellt die Berechnung von Jodkarten mittels Dual-Energy-CT-Geräten dar, welche das Kontrastmittel mittels einer Aufnahme während der Parenchymphase separat visualisieren und somit eine Abschätzung der Lungenparenchymperfusion ermöglichen (● Abb. 6).



In der Akutdiagnostik von Lungenembolien ist die CT-Angiografie der Pulmonalgefäße das diagnostische Verfahren erster Wahl.

Kontrastmittelgestützte MRT

Die kontrastmittelgestützte Angiografie stand bereits vor den ersten CT-Angiografien zur Verfügung und wird heute hauptsächlich in der Diagnostik von Arterienstenosen, aber auch bei Vasculitiden eingesetzt. Grundsätzlich ist hiermit eine Detektion einer akuten Lungenembolie wie mit der CT – wenn auch mit geringerer Auflösung – möglich. Aufgrund der etwas geringeren Test-Performance spielt dies im klinischen Alltag jedoch nur in Ausnahmen eine Rolle [30].

Eine Weiterentwicklung dieser Technik stellen dynamische Angiografie-Sequenzen mit zeitlich sehr hoher Auflösung (ca. 1 Sekunde pro 3D-Datensatz) dar (● **Abb. 7**). Mit diesen wird die serielle Aufnahme eines Kontrastmittelbolus möglich und mittels Nachbearbeitung lässt sich hieraus eine Quantifizierung der Lungenperfusion in ml pro Minute und 100ml Gewebe errechnen [31,32].

Mit dieser Technik lassen sich Perfusionskarten erstellen, welche insbesondere bei chronischen Embolien einen Perfusionsausfall darstellen können, und somit u.a. in der Beurteilung des Therapieerfolgs nach pulmonaler Thrombendarrektomie eingesetzt werden können [33]. In weiteren Studien wird derzeit evaluiert, ob die kontrastmittelgestützte MRT die Szintigrafie im Rahmen der Diagnostik der pulmonalen Hypertonie ersetzen kann. Auch konnte mit dieser Technik gezeigt werden, dass im Vergleich zu Rauchern ohne COPD der pulmonale parenchymale Blutfluss bei Patienten mit leichter COPD deutlich erniedrigt ist [32].

Zeitlich hochaufgelöste kontrastmittelgestützte MRT-Angiografien sind allgemein verfügbar auf aktuellen MRT-Geräten und liefern eine dynamische Darstellung der regionalen Lungenparenchymperfusion.

Fourier Dekomposition

Wie bereits unter Ventilation beschrieben, ist diese Technik auch zur Quantifizierung der Lungenperfusion ohne Gabe eines Kontrastmittels geeignet. Im Rahmen der Diagnose der chronisch thromboembolischen pulmonalen Hypertonie konnte hier eine sehr hohe Übereinstimmung mit der kontrastmittelgestützten MRT nachgewiesen werden [34], sodass diese Technik zukünftig als Alternative z.B. für Patienten mit eingeschränkter Nierenfunktion zur Verfügung steht [35] (● **Abb. 5**).

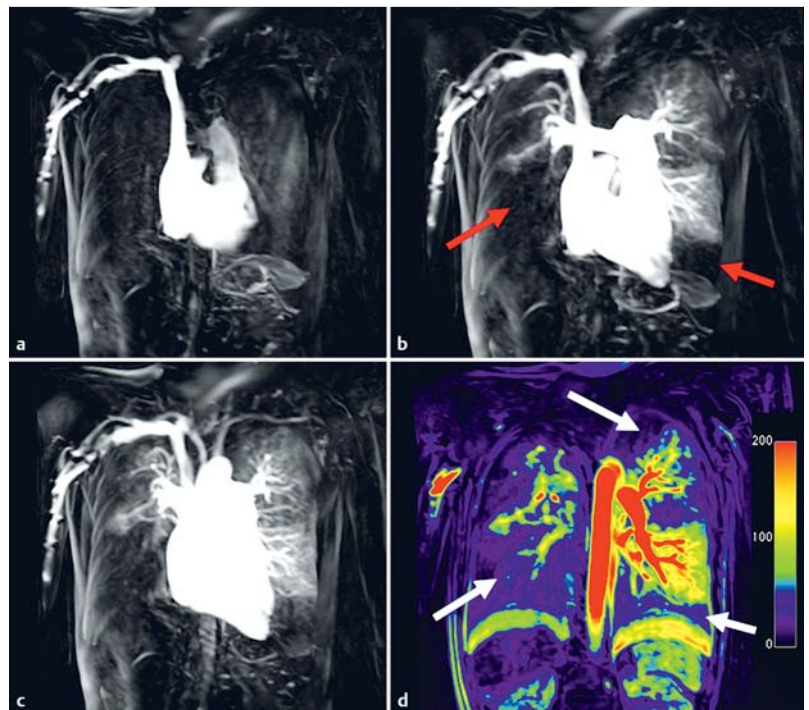


Abb. 7 Zeitlich hochaufgelöste MR-Angiografie (ca. 1 s pro 3D-Volumen): Der Kontrastmittelbolus lässt sich genau erfassen und somit nach der **a** Rechtsherzphase genau die **b** Parenchymphase des Kontrastmittels auf Perfusionsausfälle (exemplarisch: rote Pfeile) bei diesem Patienten mit CTEPH untersuchen. **c** In der aortalen Phase dann zusätzliche Kontrastierung über Bronchialarterien bzw. verzögerte Perfusion durch die Pulmonalarterien. **d** Aus der dynamischen Angiografie berechnete Perfusionskarte zur Quantifizierung des Blutflusses im Lungenparenchym (ml/100 ml/min) mit deutlichen Perfusionsminderungen (exemplarisch: weiße Pfeile).

Struktur

Der aktuelle Standard für die Erfassung der Struktur der Lunge ist im klinischen Alltag die Computertomografie. War es zu Beginn noch eine separate Anforderung, ist das „high resolution CT“ (HRCT) mit der aktuellen Gerätegeneration mit Akquisition einer hoch aufgelösten Spirale über den gesamten Thorax de facto der Standard geworden. Lediglich in der Wahl des Rekonstruktionskerns werden ggf. noch Unterschiede zwischen den verschiedenen Protokollen gemacht, sodass eine gezielte Anforderung eines HRCT noch sinnvoll ist und mit dem Radiologen besprochen werden sollte. Die CT lässt eine morphologische Charakterisierung der pathologischen Veränderungen einer Lungenerkrankung zu [2–4]. Über die rein deskriptive Analyse der Veränderungen und deren Lokalisation in verschiedenen Lungenabschnitten hinaus wurden in den letzten Jahren eine Reihe von Parametern entwickelt, die eine teils automatisierte Quantifizierung pathologischer Veränderungen erlauben.

Diese Techniken sind mittlerweile gut verfügbar, haben aber noch einen relativ geringen Stellenwert in der alltäglichen Diagnostik. Basierend auf mehreren großen Multicenterstudien wird sich dies aber in absehbarer Zukunft ändern.



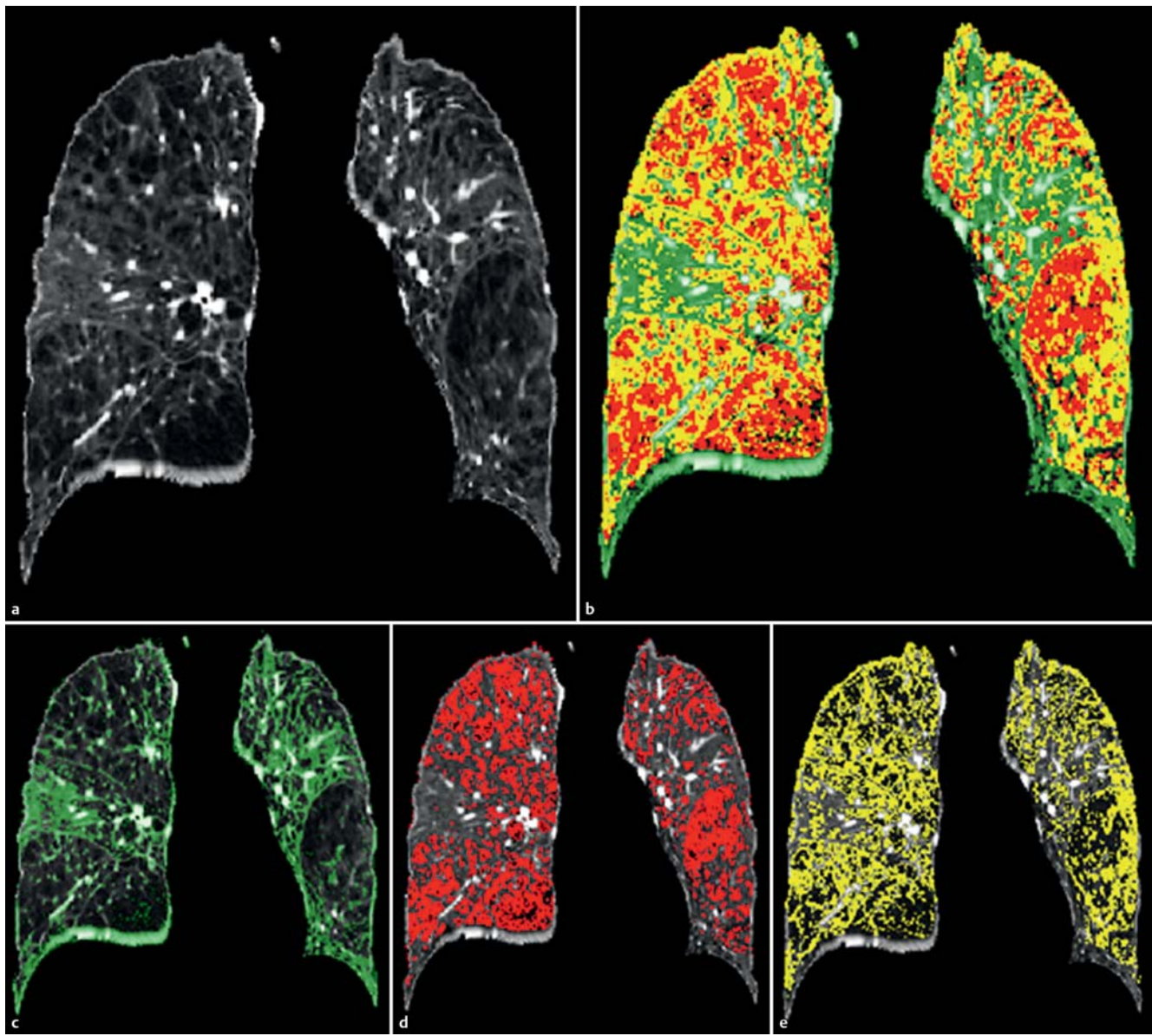


Abb. 8 Parametric response mapping. Mittels automatischer Nachverarbeitung lässt sich aus einem Scan in Inspiration **a** und Expiration eine Parameterkarte **b** berechnen, welche das normale Lungengewebe **c**, den Emphysemanteil **d** sowie den Anteil der Erkrankung der kleinen Luftwege (functional small airway disease) visualisieren und quantifizieren. In diesem COPD-Patienten im Stadium GOLD IV ist das ausgeprägte Emphysem neben dem ebenfalls ausgeprägten Areal mit small airways disease zu erkennen.

Quantitative Computertomografie

Insbesondere bei der COPD wurden mehrere Parameter evaluiert, welche eine Quantifizierung unterschiedlicher Aspekte der Lungenstruktur und damit eine Differenzierung unterschiedlicher COPD-Phänotypen ermöglichen [36,37]. Die meisten Erfahrungen liegen hierbei in der Quantifizierung des Emphysems vor [5]. Die Emphysemausdehnung wird hier mittels eines vorgegebenen Grenzwertes für die Dichte (alle Voxel unterhalb einer Dichte von -950 HU werden als Emphysem klassifiziert) quantifiziert (low attenuation area < -950 , $LAA_{<-950}$). Neben dem Emphysem ist eine weitere wichtige pathophysiologische Komponente der COPD das „airway-remodeling“. Da die Auflösung der Computertomografie nicht ausreicht, eine direkte Visualisierung der

kleinsten Luftwege vorzunehmen, wurden verschiedene Parameter zur Messung der mittleren bis großen Luftwege etabliert, die weiterhin nebeneinander existieren. Die am häufigsten verwandten Parameter sind das Verhältnis der Wanddicke zur Gesamtquerschnittsfläche der Luftwege (percentage wall area, %WA) sowie der Pi_{10} (Wurzel des Anteils der Wanddicke am Gesamtdurchmesser eines aus dem gesamten Bronchialsystem ermittelten theoretischen Bronchus mit einer Dicke von 10mm). Der letztgenannte Parameter wurde entwickelt, um eine höhere Vergleichbarkeit der gemessenen Werte zwischen verschiedenen Patienten zu gewährleisten. In der norwegischen GenKOLS-Studie konnte gezeigt werden, dass ein erhöhter Emphysemanteil bei COPD-Patienten mit einer erhöhten Mortalität



korreliert und der Pi_{10} bei Patienten mit höheren Emphysemanteilen zusätzlich mit einer erhöhten Sterblichkeit einhergeht [38].

Eine weitere Möglichkeit zur Erfassung des „small airway disease“ ist die Quantifizierung von „gas trapping“ auf Expirationsaufnahmen, also der Areale mit herabgesetzter Dichte bei möglichst vollständiger Expiration (Areale mit Dichte <-856 HU auf Expirationsaufnahmen, $LAA_{<-856}$). Ein Fehler, der bei dieser Messung entsteht, sind emphysematöse Areale, welche zu einer falsch hohen Einschätzung des air trapping mittels des $LAA_{<-856}$ führen.

Zur Verbesserung dieser Methode wurde daher das **parametric response mapping** eingeführt, welches eine Aufnahme in Expiration und Inspiration mittels Bildregistrierung ineinander überführt (► **Abb. 8**). Anschließend werden dann das Emphysem sowie air trapping unabhängig vom Emphysem als **fSAD** (functional Small Airway Disease) berechnet [39]. In einer kürzlich veröffentlichten Analyse der COPDgene-Studie konnte gezeigt werden, dass insbesondere das fSAD mit einer progredienten Verschlechterung der FEV_1 in den folgenden fünf Jahren korreliert [40]. Weitere Studien müssen nun zeigen, ob aus diesen Informationen Subgruppen generiert werden können, für die dann individuelle Therapieansätze eingesetzt werden können.

Auch das Ausmaß einer Lungenfibrose lässt sich mittels Nachverarbeitung der Computertomografiedaten quantifizieren. Die hierbei erhobenen Parameter wurden an Patienten mit idiopathischer pulmonaler Fibrose untersucht, und es wurde eine Korrelation mit dem Überleben der Patienten gezeigt [41].

Mittels automatisierter Verfahren zur Auswertung computertomografischer Aufnahmen lassen sich relevante Parameter zur Typisierung von COPD-Patienten generieren. Insbesondere die Quantifizierung des „small airway disease“ und des Emphysems mittels parametric response mapping liefert hierbei prognostische Informationen.

MRT mittels hochauflösender Sequenzen

Die MRT lieferte im Bereich der Lunge bislang nur eine sehr geringe Auflösung und aufgrund der geringen Protonendichte im Lungenparenchym nur ein unzureichendes Signal, sodass eine dem CT vergleichbare Analyse der Lungenstruktur bislang nicht möglich war. Neue Sequenzen mit sehr kurzen Echozeiten (sogenannte UTE-Sequenzen: ultrashort time to echo) von <100 Mikrosekunden füllen jetzt diese Lücke und erlauben Auflösungen von 1 mm isovolumetrisch [42]. Es wurde gezeigt, dass hiermit Scoringverfahren in der Quantifizierung der zystischen Fibrose (CF) gleiche Ergebnisse liefern wie auf CT-Aufnahmen [43]. Darüber hinaus konnten bereits frühe Veränderungen erkannt werden [44], sodass die MRT als Bildgebung ohne ionisierende Strahlung

in Zukunft bei jungen CF-Patienten zur longitudinalen Beobachtung eingesetzt werden könnte.

Über die Berechnung von diffusionsgewichteten Aufnahmen hyperpolarisierter Gase in der Lunge ist eine Bestimmung relativer Alveolargrößen möglich, sodass hiermit Mikrostrukturveränderungen der Lunge erkannt werden können [45]. Aufgrund der o.g. Einschränkungen in der Verfügbarkeit dieser Technik spielt dies aktuell aber in der Klinik noch keine Rolle.

Neue hochauflösende UTE-Sequenzen in der Magnetresonanztomografie liefern mit dem CT nahezu vergleichbare Bildqualität und ermöglichen somit eine kombinierte funktionelle und morphologische Untersuchung mit einer Modalität.

Fazit

Die zunehmende Spezialisierung von Therapien sowie die Identifikation einzelner Pathomechanismen pulmonaler Erkrankungen wie der COPD, dem Asthma oder auch der pulmonalen Hypertonie sowie der zystischen Fibrose werden in der Zukunft die Identifikation relevanter Subgruppen von Erkrankten erforderlich machen. Neben den lange etablierten klinischen Verfahren, wie der Lungenfunktionsanalyse mittels Bodyplethysmografie oder standardisierten Tests wie dem 6-Minuten-Gehtest, stellen die hier vorgestellten bildgestützten Verfahren mit ihrer zusätzlichen örtlichen Information vielversprechende Ansätze dar. Aus der vorangegangenen Darstellung wird deutlich, dass mit der Computertomografie bereits heute klinisch relevante Subgruppen mittels quantitativer Parameter identifiziert werden können. Die Magnetresonanztomografie hat sich in den letzten Jahren sehr stark auf dem Gebiet der funktionellen Lungenbildung weiterentwickelt. Ein erneuter Blick auf ► **Abb. 1** lässt erahnen, dass zukünftig eine umfassende Analyse sämtlicher relevanter Parameter als Ventilations-, Inflammations-, Perfusions- und Strukturanalyse in einer Untersuchung möglich sein kann. Unabhängig hierbei ist die enge Zusammenarbeit zwischen Pneumologie und Radiologie, um gemeinsam eine Diagnostik zu entwickeln, die relevante Informationen möglichst rasch und für den Patienten schonend generiert und dabei eine verbesserte Therapie ermöglicht.

Danksagung

► Für die Unterstützung bei der Erstellung der Abbildungen dieses Artikels danken wir Till Kareit, Andreas Voskrebenez, Marcel Gutberlet, Agilo Kern und Christian Schönfeld.



Interessenkonflikt



Die Autoren geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

- 1 Das M. Conventional imaging for thoracic diagnostics. *Der Pneumologe* 2011; 8: 217–224
- 2 Wormanns D. High-resolution computed tomography (HRCT). *Der Pneumologe* 2011; 8: 225–233
- 3 Hansell DM, Bankier AA, MacMahon H et al. Fleischner Society: glossary of terms for thoracic imaging. *Radiology* 2008; 246: 697–722
- 4 Wormanns D, Hamer OW. [Glossary of Terms for Thoracic Imaging–German Version of the Fleischner Society Recommendations]. *RöFo : Fortschritte auf dem Gebiete der Röntgenstrahlen und der Nuklearmedizin* 2015; 187: 638–661
- 5 Lynch DA, Austin JHM, Hogg JC et al. CT-Definable Subtypes of Chronic Obstructive Pulmonary Disease: A Statement of the Fleischner Society. *Radiology* 2015; 277: 192–205
- 6 Dresel S, Förster GJ. Nuclear medicine procedures in the diagnosis of lung diseases. *Der Pneumologe* 2011; 8: 260–265
- 7 Hoepfer MM, Ghofrani HA, Gorenflo M et al. Diagnostics and treatment of pulmonary hypertension: European guidelines 2009. *Kardiologie* 2010; 4: 189–207
- 8 Kruger SJ, Nagle SK, Couch MJ et al. Functional imaging of the lungs with gas agents. *J Magn Reson Imaging* 2015; 43: 295–315
- 9 Roos JE, McAdams HP, Kaushik SS et al. Hyperpolarized Gas MR Imaging. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2015; 23: 217–229
- 10 Svenningsen S, Kirby M, Starr D et al. Hyperpolarized ³He and ¹²⁹Xe MRI: Differences in asthma before bronchodilation. *J Magn Reson Imaging* 2013; 38: 1521–1530
- 11 Mugler JP, Altes TA, Ruset IC et al. Simultaneous magnetic resonance imaging of ventilation distribution and gas uptake in the human lung using hyperpolarized xenon-129. *Proc Natl Acad Sci U S A* 2010; 107: 21707–21712
- 12 Driehuys B, Martinez-Jimenez S, Cleveland ZI et al. Chronic obstructive pulmonary disease: Safety and tolerability of hyperpolarized ¹²⁹Xe MR imaging in healthy volunteers and patients. *Radiology* 2012; 262: 279–289
- 13 Lutey BA, Lefrak SS, Woods JC et al. Hyperpolarized ³He MR imaging: Physiologic monitoring observations and safety considerations in 100 consecutive subjects. *Radiology* 2008; 248: 655–661
- 14 Eun JC, Joon BS, Hyun WG et al. Xenon ventilation CT with a dual-energy technique of dual-source CT: Initial experience. *Radiology* 2008; 248: 615–624
- 15 Edelman RR, Hatabu H, Tadamura E et al. Noninvasive assessment of regional ventilation in the human lung using oxygen-enhanced magnetic resonance imaging. *Nat Med* 1996; 2: 1236–1239
- 16 Jakob PM, Wang T, Schultz G et al. Assessment of Human Pulmonary Function Using Oxygen-Enhanced T1 Imaging in Patients with Cystic Fibrosis. *Magn Reson Med* 2004; 51: 1009–1016
- 17 Ohno Y, Nishio M, Koyama H et al. Asthma: Comparison of dynamic oxygen-enhanced mr imaging and quantitative thin-section ct for evaluation of clinical treatment. *Radiology* 2014; 273: 907–916
- 18 Renne J, Lauermaun P, Hinrichs JB et al. Chronic Lung Allograft Dysfunction: Oxygen-enhanced T1-Mapping MR Imaging of the Lung. *Radiology* 2015; 276: 266–273
- 19 Couch MJ, Ball IK, Li T et al. Pulmonary ultrashort echo time 19F MR imaging with inhaled fluorinated gas mixtures in healthy volunteers: Feasibility. *Radiology* 2013; 269: 903–909
- 20 Halaweish AF, Moon RE, Foster WM et al. Perfluoropropane gas as a magnetic resonance lung imaging contrast agent in humans. *Chest* 2013; 144: 1300–1310
- 21 Deimling M, Jellus V, Geiger B et al. Time resolved lung ventilation imaging by Fourier decomposition. *Proceedings of the Annual Meeting of the ISMRM 2008*: 2639
- 22 Bauman G, Puderbach M, Deimling M et al. Non-contrast-enhanced perfusion and ventilation assessment of the human lung by means of Fourier decomposition in proton MRI. *Magn Reson Med* 2009; 62: 656–664
- 23 Voskrebenezov A, Gutberlet M, Becker L et al. Reproducibility of fractional ventilation derived by Fourier decomposition after adjusting for tidal volume with and without an MRI compatible spirometer. *Magn Reson Med* 2015; ePub DOI 10.1002/mrm.26047
- 24 Bauman G, Lützen U, Ullrich M et al. Pulmonary functional imaging: Qualitative comparison of fourier decomposition MR imaging with SPECT/CT in porcine lung. *Radiology* 2011; 260: 551–559
- 25 Franquet T. Imaging of pneumonia: trends and algorithms. *Eur Respir J* 2001; 18: 196–208
- 26 Franquet T. Imaging of pulmonary viral pneumonia. *Radiology* 2011; 260: 18–39
- 27 Vogel-Claussen J, Renne J, Hinrichs J et al. Quantification of pulmonary inflammation after segmental allergen challenge using turbo-inversion recovery-magnitude magnetic resonance imaging. *Am J Respir Crit Care Med* 2014; 189: 650–657
- 28 Renne J, Hinrichs J, Schönfeld C et al. Noninvasive quantification of airway inflammation following segmental allergen challenge with functional MR imaging: a proof of concept study. *Radiology* 2015; 274: 267–275
- 29 Tiddens HAWM, Stick SM, Wild JM et al. Respiratory tract exacerbations revisited: Ventilation, inflammation, perfusion, and structure (VIPS) monitoring to redefine treatment. *Pediatr Pulmonol* 2015; 50: S57–S65
- 30 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
- 31 Hueper K, Parikh MA, Prince MR et al. Quantitative and semiquantitative measures of regional pulmonary microvascular perfusion by magnetic resonance imaging and their relationships to global lung perfusion and lung diffusing capacity: the multiethnic study of atherosclerosis chronic obstructive pulmonary disease study. *Invest Radiol* 2013; 48: 223–230
- 32 Hueper K, Vogel-Claussen J, Parikh MA et al. Pulmonary Microvascular Blood Flow in Mild Chronic Obstructive Pulmonary Disease and Emphysema. The MESA COPD Study. *Am J Respir Crit Care Med* 2015; 192: 570–580
- 33 Schoenfeld C, Cebotari S, Hinrichs J et al. MR Imaging-derived Regional Pulmonary Parenchymal Perfusion and Cardiac Function for Monitoring Patients with Chronic Thromboembolic Pulmonary Hypertension before and after Pulmonary Endarterectomy. *Radiology* 2016; 279: 925–934
- 34 Schönfeld C, Cebotari S, Voskrebenezov A et al. Performance of perfusion-weighted Fourier decomposition MRI for detection of chronic pulmonary emboli. *J Magn Reson Imaging* 2015; 42: 72–79
- 35 Bauman G, Puderbach M, Heimann T et al. Validation of Fourier decomposition MRI with dynamiccontrast-enhanced MRI using visual and automated scoring of pulmonary perfusion in young cystic fibrosis patients. *Eur J Radiol* 2013; 82: 2371–2377
- 36 MacNee W. Computed tomography-derived pathological phenotypes in COPD. *Eur Respir J* 2016; 48: 10–13
- 37 Ostridge K, Wilkinson TMA. Present and future utility of computed tomography scanning in the assessment and management of COPD. *Eur Respir J* 2016; 48: 216–228
- 38 Johannessen A, Skorge TD, Bottai M et al. Mortality by level of emphysema and airway wall thickness. *Am J Respir Crit Care Med* 2013; 187: 602–608
- 39 Galbán CJ, Han MK, Boes JL et al. Computed tomography-based biomarker provides unique signature for diagnosis of COPD phenotypes and disease progression. *Nat Med* 2012; 18: 1711–1715



- 40 *Bhatt SP, Soler X, Wang X et al.* Association between functional small airways disease and FEV1 decline in Chronic Obstructive Pulmonary Disease. *Am J Respir Crit Care Med* 2016; 194: 178–184
- 41 *Maldonado F, Moua T, Rajagopalan S et al.* Automated quantification of radiological patterns predicts survival in idiopathic pulmonary fibrosis. *Eur Respir J* 2014; 43: 204–212
- 42 *Rahmer J, Börnert P, Groen J et al.* Three-dimensional radial ultrashort echo-time imaging with T2 adapted sampling. *Magn Reson Med* 2006; 55: 1075–1082
- 43 *Dourmes G, Menut F, Macey J et al.* Lung morphology assessment of cystic fibrosis using MRI with ultra-short echo time at submillimeter spatial resolution. *Eur Radiol* 2016: 1–10
- 44 *Roach DJ, Crémillieux Y, Fleck RJ et al.* Ultrashort Echo-Time Magnetic Resonance Imaging Is a Sensitive Method for the Evaluation of Early Cystic Fibrosis Lung Disease. *Ann Am Thorac Soc* 2016; DOI 10.1513/AnnalsATS.201603–203OC
- 45 *Fain SB, Panth SR, Evans MD et al.* Early emphysematous changes in asymptomatic smokers: Detection with 3He MR imaging. *Radiology* 2006; 239: 875–883
- 46 *Washko GR, Parraga G, Coxson HO.* Quantitative pulmonary imaging using computed tomography and magnetic resonance imaging. *Respirology* 2012; 17: 432–444



CME-Fragen Quantifizierung von Ventilation, Inflammation, Perfusion und Struktur (VIPS)

1 Welche Aussage zur pulmonalen Hypertonie trifft zu?

- A Der klinische Standard zum Ausschluss chronisch thrombembolischer Ereignisse ist die Ventilations-/Perfusionsszintigrafie.
- B Der klinische Standard zum Ausschluss chronisch thrombembolischer Ereignisse ist die MRT.
- C Für die chronische thrombembolische pulmonale Hypertonie existiert keine etablierte Therapie.
- D Mit der Magnetresonanztomografie ist eine Quantifizierung der Lungenperfusion nicht möglich.
- E Fluorgase ermöglichen die Quantifizierung der Lungenperfusion in der MRT.

2 Welche Aussage zur akuten Lungenembolie ist falsch?

- A Die Computertomografie ist aktuell der klinische Standard zum Ausschluss akuter pulmonaler Embolien.
- B Bei schwangeren Patientinnen ist die MRT eine strahlungsfreie Möglichkeit, eine Lungenembolie zu diagnostizieren.
- C Mittels Ventilations-/Perfusionsszintigrafie können akute Embolien erkannt werden.
- D Sauerstoffgestützte MRT ist eine vielversprechende Technik zum Ausschluss einer akuten Lungenembolie.
- E Bei klinischem Verdacht auf eine akute Lungenembolie ist eine kontrastmittelgestützte Computertomografie des Thorax indiziert.

3 Welche Aussage zur Ventilationsbildgebung ist falsch?

- A Hyperpolarisierte Gase verursachen eine hohe Strahlenbelastung des Patienten.
- B Die Fourier Dekompositions-Methode ist auf aktuellen MRT-Scannern ohne weitere Hardware möglich.
- C Die Fourier Dekompositions-Methode ermöglicht die Quantifizierung der regionalen Ventilation.
- D MRT mit inhaliertem hyperpolarisierten Xenon ermöglicht eine Beurteilung des Gasübertritts vom Alveolarraum in das Blut.
- E Das Parametermapping in der Computertomografie erlaubt eine indirekte Quantifizierung der Dysfunktion kleiner Atemwege („functional small airways disease“).

4 Welche Aussage zur Lungenperfusionsanalyse ist falsch?

- A In der kontrastmittelgestützten „dual-energy“ Computertomografie ist die Erstellung von Jodkarten im Lungenparenchym möglich, um Minderperfusion durch Lungenembolien darzustellen.
- B In der Magnetresonanztomografie ist die Quantifizierung der Lungenparenchymperfusion nur durch den Einsatz gadoliniumhaltiger Kontrastmittel möglich.
- C Kardio-pulmonales MRT wurde in Studien zur Beurteilung des Therapieerfolgs bei Patienten mit CTEPH nach pulmonaler Thrombendarterektomie eingesetzt.
- D Fluorgase sind nicht für die Quantifizierung der Lungenperfusion im MRT geeignet.
- E Mittels dynamischer Angiografie-Sequenzen konnte im MRT gezeigt werden, dass der pulmonale parenchymale Blutfluss bei Patienten mit leichter COPD deutlich erniedrigt ist.

5 Welche Aussage zur „Fourier Dekompositions-MRT“ ist falsch?

- A Die Bildakquisition erfolgt in freier Atmung für die gesamte Lunge.
- B Für die Durchführung ist die Gabe eines gadoliniumhaltigen Kontrastmittels notwendig.
- C Es werden Karten mit Ventilations- und Perfusionsinformationen erstellt.
- D Mit dieser Technik kann eine quantitative Auswertung der regionalen Ventilation erstellt werden.
- E Diese Technik erfordert keine zusätzliche Hardware auf aktuellen klinischen MRT-Geräten.

6 Welche Aussage zur Bildgebung der COPD ist nicht richtig?

- A Parametric response mapping CT benötigt weniger Dosis als ein HRCT.
- B Parametric response mapping liefert quantitative Informationen zum Emphyseausmaß sowie der Dysfunktion kleiner Atemwege („functional small airways disease“).
- C Der $LAA_{<-950}$ ist ein Schwellenwert zur Quantifizierung des Emphysems im CT.
- D Mittels dynamischer Angiografie-Sequenzen konnte im MRT gezeigt werden, dass der pulmonale parenchymale Blutfluss bei Patienten mit leichter COPD deutlich erniedrigt ist.
- E In COPD-Patienten korreliert „functional small airways disease“ im CT mit einer progredienten Verschlechterung der FEV1 in den folgenden fünf Jahren.

7 Welche Aussage zur Inflammation der Lunge ist richtig?

- A** Eine Quantifizierung der pulmonalen Inflammation ist mittels HRCT möglich.
- B** T2-gewichtete Aufnahmen ermöglichen in experimentellen Studien eine Quantifizierung der Entzündungsreaktion.
- C** Kontrastmittelgestützte MRT wird für die Unterscheidung zwischen Tumor und Inflammation der Lunge eingesetzt.
- D** Mittels Fourier Dekomposition ist eine Quantifizierung pulmonaler Inflammation möglich.
- E** Parametric response mapping ermöglicht eine Charakterisierung einer akuten pulmonalen Inflammation.

8 Welche Aussage zur MRT-Fluorgasbildung der Lunge trifft zu?

- A** Die MRT-Fluorgasbildung ist ein klinisch etabliertes Verfahren.
- B** Die Fluorverbindungen müssen mittels eines Polarisators hyperpolarisiert werden.
- C** Es lassen sich sowohl statische wie auch dynamische Aufnahmen der Gasverteilung innerhalb der Lunge anfertigen.
- D** Die verwendeten Fluorverbindungen treten in das Blut über und ermöglichen somit eine Quantifizierung der Diffusionskapazität.
- E** Fluorverbindungen lassen sich ohne Multikern-technik an klinischen Scannern messen.

9 Welches Verfahren ist aktuell noch nicht im klinischen Alltag etabliert?

- A** HRCT
- B** MRT-Angiografie
- C** MRT mit inerten Fluorgasen
- D** SPECT-CT
- E** CT-Angiografie

10 Welche Aussage zur Bildgebung bei Lungenfibrose ist richtig?

- A** Das HRCT ist zur Diagnose der IPF nicht geeignet.
- B** Parameter der automatisierten Fibrosequantifizierung im CT korrelierten in Studien mit der Überlebenszeit von Patienten mit idiopathischer pulmonaler Fibrose.
- C** Das SPECT-CT wird in der Diagnose der IPF regelhaft eingesetzt.
- D** Konventionelle Röntgenaufnahmen sind ausreichend für die Diagnose der IPF.
- E** MRT der Lunge ist in den aktuellen Leitlinien ein wichtiger Baustein der Diagnosefindung.