

Datenschutz:

Ihre Daten unterliegen dem Datenschutzgesetz und werden nicht an Dritte weitergegeben. Die Daten werden vom Verlag ausschließlich für den Versand der PDF-Files des Journals für Pneumologie und eventueller weiterer Informationen das Journal betreffend genutzt.

Lieferung:

Die Lieferung umfasst die jeweils aktuelle Ausgabe des Journals für Pneumologie. Sie werden per E-Mail informiert, durch Klick auf den gesendeten Link erhalten Sie die komplette Ausgabe als PDF (Umfang ca. 5–10 MB). Außerhalb dieses Angebots ist keine Lieferung möglich.

Abbestellen:

Das Gratis-Online-Abonnement kann jederzeit per Mausklick wieder abbestellt werden. In jeder Benachrichtigung finden Sie die Information, wie das Abo abbestellt werden kann.

Das e-Journal **Journal für Pneumologie**

- ✓ steht als PDF-Datei (ca. 5–10 MB) stets internetunabhängig zur Verfügung
- ✓ kann bei geringem Platzaufwand gespeichert werden
- ✓ ist jederzeit abrufbar
- ✓ bietet einen direkten, ortsunabhängigen Zugriff
- ✓ ist funktionsfähig auf Tablets, iPads und den meisten marktüblichen e-Book-Readern
- ✓ ist leicht im Volltext durchsuchbar
- ✓ umfasst neben Texten und Bildern auch eingebettete Videosequenzen.

MR-Angiographie der thorakalen Gefäße

W. Judmaier¹, I. Gaßner², Ch. Kremser³

Kurzfassung: Mit zunehmender Verbreitung technisch verbesserter MR-Geräte, der Entwicklung von Kontrast-MR-Angiographie (MRA)-Techniken und schnellen Bildnachbearbeitungsmethoden ist die MRT zum wichtigen Hilfsmittel in der Entdeckung und Abklärung von komplexen Gefäßmißbildungen des Thorax geworden. Die wichtigsten Mißbildungen des Aortenbogens und der Arteria pulmonalis, die zu einer Atemwegsbehinderung bei Säuglingen und Kleinkindern führen können, werden dargestellt. Auf weitere Indikationen für eine MRA, wie pulmonale arteriovenöse Shunts, Aneurysmabildungen, tumorbedingte Kompression oder Infiltration von Gefäßen, und die Wertigkeit der MRT in der postoperativen Nachsorge von Patienten wird eingegangen. Die kontroverse Diskussion, ob bei der akuten Pulmonalembolie eine CT- oder

MR-Untersuchung sinnvoller ist, wird erläutert und neue Untersuchungsprotokolle werden erwähnt, die im MR eine ultraschnelle Darstellung des A. pulmonalis-Gefäßbaumes erlauben. Besonders wird auf die unterschiedlichen Meßtechniken eingegangen, die in der MRT zur Verfügung stehen, ihre Unterschiede und Besonderheiten, deren Kenntnis für eine korrekte Beurteilung der MRA-Bilder unabdingbar ist, werden hervorgehoben.

Abstract: MR Angiography of Thoracic Vessels. With the advent of new contrast enhanced angiographic sequences and rapid post-processing tools Magnetic Resonance Angiography (MRA) of thoracic vasculature has become a valuable tool in diagnosing vascular malformations. The most important variations in the course

of the thoracic aorta and the pulmonary artery that can lead to a significant airway obstruction in newborn and infants are described. Further indications for MR like pulmonary arterio-venous shunts, aneurysms, tumorous vessel invasion or compression and control examinations of patients after surgical interventions are briefly discussed. Controversies as whether to use MR or CT in detecting acute pulmonary embolism and new rapid angiography techniques for time resolved MR angiograms of the pulmonary artery are mentioned. Special emphasis was laid to the description of the various MR techniques and the understanding of modality specific differences in image acquisition that are crucial in understanding and correctly interpreting MR angiograms. **J Kardiol 2003; 10: 36–42.**

■ Einleitung

Die MR-Tomographie hat bislang in der Diagnostik der großen herznahen Gefäße nur eine untergeordnete Rolle gespielt. Ursache war zum einen eine Unsicherheit über die diagnostische Wertigkeit der MRT, zum anderen auch ein Mangel an verfügbaren Geräten und damit Untersuchungszeiten. Die enorme technische Fortentwicklung der MRT ermöglicht heute jedoch eine wesentlich umfassendere und dabei raschere und somit auch kostengünstigere Untersuchung des Patienten. Zusammen mit der zunehmenden Verbreitung immer leistungsfähigerer MR-Geräte und der wachsenden Erfahrung der Untersucher ist die MRT-Diagnostik vieler Erkrankungen der thorakalen Gefäße heute nicht nur ökonomisch, sondern auch medizinisch sinnvoll.

Die MRT gilt allgemein als nicht- bzw., bei der Notwendigkeit einer Kontrastmittelgabe, als nur wenig invasive Methode. Durch das Fehlen ionisierender Strahlen sind wiederholte Kontrolluntersuchungen problemlos möglich, auch eine Gravidität stellt keine absolute Kontraindikation zur Untersuchung dar. Besonders bei der Diagnostik angeborener Gefäßmißbildungen und deren Kontrolle nach operativer Korrektur kann durch die MRT die Röntgenstrahlenexposition der meist jungen Patienten reduziert werden. Das MR-Kontrastmittel wird in eine periphere Vene injiziert und zeichnet sich durch eine problemlose Verträglichkeit aus.

Die Methode bietet aber auch durch ihre Multimodalität spezielle Vorteile. Nicht nur eine Projektion des Gefäßverlaufes ähnlich einer Angiographieaufnahme ist möglich, sondern darüber hinaus auch eine dreidimensionale Gefäßdarstellung mit der Möglichkeit einer späteren Computernachberechnung. Schnittbildanatomische Bilder erleichtern zudem die Beurteilung der Beziehung zwischen dem Gefäßverlauf und den umliegenden Organen. Spezielle Meßsequenzen erlauben auch eine quantitative Erfassung von Fluß-

geschwindigkeiten in den Gefäßlumina. Die zeitliche Information über den Blutfluß, wie sie die digitale Subtraktionsangiographie (DSA) mit ihrer schnellen Bildabfolge zu liefern imstande ist, kann die Magnetresonanztomographie (MRA) heute noch nicht in dem Maße liefern, schnellere Bildsequenzen werden in Zukunft hier Verbesserungen bringen. Druckmessungen und transluminale Interventionen bleiben der Katheterangiographie vorbehalten, diese wird allerdings experimentell bereits auch MR-gesteuert durchgeführt.

■ Patienten und Methoden

Die Untersuchung erwachsener, kooperativer Patienten in der MRT stellt zumeist kein besonderes Problem dar. Beachtet werden müssen lediglich die bekannten, durch die Magnet- und Hochfrequenzfelder bedingten Kontraindikationen, wie z. B. Herzschrittmacher. Keine Kontraindikation stellen Patienten mit Drahtcerclagen nach Sternotomie dar, auch nicht nach Herzklappenersatz (die einzige kontraindizierte Herzklappe, eine Starr-Edwards-Kugelklappe mit Stahlkugel, wird seit über 30 Jahren nicht mehr implantiert). Wegen der Enge der Geräte bedürfen Patienten mit ausgeprägter Klaustrophobie einer besonderen Führung oder medikamentösen Vorbereitung. Die Untersuchung von Kindern gelingt bei entsprechender Planung oft auch ohne Allgemeinanästhesie, wenn ein Elternteil sich mit auf den Untersuchungstisch legt oder bei Kleinkindern und Säuglingen die postprandiale Müdigkeitsphase ausgenutzt wird.

Das für die kontrastmittelunterstützte MRA verwendete Kontrastmittel zeichnet sich durch fehlende Nephrotoxizität und beste Verträglichkeit aus, sodaß weder eine eingeschränkte Nierenfunktion noch eine Röntgenkontrastmittelallergie bzw. eine Jodallergie eine Kontraindikation darstellen.

■ Technik

Die Wahl der richtigen Untersuchungstechnik ist Voraussetzung für eine verlässliche Diagnosefindung, hängt aber in erster Linie von einer genauen Kenntnis der Klinik des Patienten

Aus der ¹Klinischen Abteilung 2/MRI, der ²Röntgenabteilung, Universitätsklinik für Kinderheilkunde, und der ³Klinischen Abteilung 1/MRI, Universitätsklinik für Radiodiagnostik, Innsbruck

Korrespondenzadresse: Ass.-Prof. Dr. med. Werner Judmaier, Universitätsklinik für Radiodiagnostik, Klinische Abteilung 2/MRI, Anichstraße 35, A-6020 Innsbruck; E-Mail: werner.judmaier@uibk.ac.at

und seiner Voruntersuchungen und damit von einer exakten klinischen Fragestellung ab. Das Untersuchungsprotokoll muß der zu erwarteten Pathologie angepaßt sein, um eine möglichst kurze Untersuchungsdauer zu gewährleisten. Während bei komplexen Mißbildungen neben den eigentlichen MR-angiographischen Darstellungen der Gefäße auch die Anfertigung von konventionellen Schnittbildern, mitunter in mehreren Raumebenen, Sinn macht und zum Verständnis der pathologisch-anatomischen Verhältnisse viel beiträgt, kann z. B. bei der Frage nach Pulmonalembolie mit einer kurzen MR-Angiosequenz alleine das Auslangen gefunden werden.

Schnittbildtechnik

Im Thoraxraum werden durch die Herz- und Gefäßpulsationen, die Atembewegungen des Patienten und die Strömung des Blutes selbst eine Reihe von Störfaktoren gebildet, die die MR-Bildgebung negativ beeinflussen. Die Aufnahmen werden daher analog der Herzbildgebung EKG-getriggert und nach Möglichkeit im Atemstillstand angefertigt. Die Technik umfaßt sowohl Dark Blood-Sequenzen (das fließende Blut wird durch spezielle Pulse vorgesättigt und kommt im MR-Bild signallos zur Darstellung) als auch Bright Blood-Sequenzen (die Bewegung des fließenden Blutes wird in ein starkes Signal umgewandelt – Gefäßlumina erscheinen hell). Eine Besonderheit stellt die Cine-Sequenz dar: EKG-getriggert wird hier eine einzelne Schicht mit einer Bright Blood-Sequenz mehrfach während des Herzzyklus gemessen. Die erhaltenen Aufnahmen werden in einer Schleife abgespielt und zeigen wie ein Film die Herz- oder Gefäßbewegung mit einer Zeitauflösung von etwa 25–50 msec während der Herzaktion. Der Blutfluß wird durch Dephasierungseffekte bei nicht-laminarer Strömung sichtbar, wobei Klappenfehler oder Gefäßstenosen durch stärkere Signalauslöschungen in Abhängigkeit des Befundes und der Blutstromgeschwindigkeit auffallen. Grundsätzlich werden bei der Schnittbildtechnik Meßmethoden analog der morphologischen Beurteilung des Herzens in der MRT angewandt.

Angiographietechniken

Die Gefäßdarstellung kann in der MRT alleine durch Ausnutzung physikalischer Eigenschaften des fließenden Blutes erfolgen (native MRA) oder analog der DSA durch „Anfärben“ des Blutes (kontrastmittelunterstützte MRA) [1]. Bei der **nativen MRA** wird die Bewegung der Wasserstoffatome des fließenden Blutes im Magnetfeld herangezogen, um einen Bildkontrast zu erzielen. Das resultierende MR-Bild ist daher nicht eine direkte Abbildung der Gefäßstruktur selbst, sondern eine Darstellung des Blutflusses. Hier stehen wiederum zwei unterschiedliche Verfahren zu Verfügung:

1. **Phasenkontrast MRA (PC-MRA)**: Diese Methode ähnelt den Techniken der Flußmessung im MR. Es werden dabei – vereinfacht dargestellt – in einem Untersuchungsgang jeweils zwei unterschiedliche Bilder des Gefäßes erzeugt, einmal mit Schaltung eines speziellen Magnetfeldgradienten zur Verstärkung des Signales des fließenden Blutes und einmal ohne, dann wird eine Bildsubtraktion durchgeführt. Im resultierenden Bild bleibt das Flußsignal übrig, die Hintergrundstrukturen werden ausgelöscht. Will man

den Fluß in allen drei Raumebenen zur Darstellung bringen, ist die Schaltung von drei Flußcodiergradienten und damit auch die Akquisition von drei Bildern notwendig, die durch Subtraktion vom vierten, flußinsensitiven Bild und anschließender Bildaddition das Angiogramm liefert. Nachteile dieser Methode sind die Notwendigkeit, die Meßsequenz den zu erwartenden Flußgeschwindigkeiten anpassen zu müssen (Wahl des passenden Flußcodiergradienten, dem velocity encoding gradient – VENC), und die lange Meßzeit. Die PC-MRA findet überwiegend Anwendung bei der Darstellung von Gefäßgebieten mit langsamen Flußgeschwindigkeiten, wie z. B. der Beurteilung der venösen intrakraniellen Blutleiter. Im Bereich des Thorax spielt sie eine untergeordnete Rolle.

2. **Time of Flight-MRA (TOF-MRA)**: Diese Meßtechnik nutzt das helle Signal von „frischem“, in die Untersuchungsregion einströmendem Blut zur Kontrastgebung. Sie ist daher für Gefäßgebiete mit schnellem Fluß geeignet. Innerhalb der Untersuchungsregion nimmt dieses Signal kontinuierlich ab (Sättigungseffekt), sodaß längerstreckige Gefäßabschnitte nicht in einer Messung erfaßt werden können. Zudem kommt es wegen dieser Signalabsättigung auch zu einer deutlich schlechteren Darstellung von Gefäßen, deren anatomischer Verlauf sich der Ebene der gewählten Darstellungsorientierung nähert. Je länger das fließende Blut sich in der gemessenen Schicht (2-D-Akquisition) oder dem gemessenen Volumen befindet (3-D-Techniken), desto stärker kommen die Sättigungseffekte zu tragen – das Signal nimmt bis zur völligen Auslöschung des Gefäßes ab. Die Schichtorientierung der TOF-MRA muß in jedem Falle primär rechtwinkelig zum Gefäßverlauf liegen. Bei der 2-D-Technik wird jeweils nur eine Schicht gemessen, die Signalausbeute ungesättigten Blutes ist maximal. Allerdings sind diese Einzelschichten wegen der relativ hohen Schichtdicke, der langen Dauer der wiederholten Einzelmessungen und damit unvermeidlicher Ortsfehler durch Patientenbewegung für eine angiographische Rekonstruktion des Gefäßbaumes ungeeignet. Die 3-D-Datenakquisition mit simultaner Messung eines Gefäßvolumens erlaubt wegen der Sättigungseffekte nur einen relativen kurzstreckigen Gefäßbereich darzustellen und ist in hohem Maße von schnellen Flußgeschwindigkeiten abhängig. In der Praxis verwendet man daher eine Mischform dieser Techniken: Die sequentielle Messung mehrerer sich leicht überlappender Volumina in einer sogenannten „multi slab“ 3-D-Technik (Abb. 1). Die Sättigungseffekte werden zudem durch Verwendung variabler Anregungspulse reduziert: Am Beginn des Meßvolumens werden schwache Anregungspulse verwendet, die in Flußrichtung des Gefäßes kontinuierlich zunehmen. Eine komplette Absättigung des Blutes am Eintritt in das Untersuchungsvolumen wird vermieden, sodaß auch noch nach längerem Verlauf des Gefäßes durch die stärkeren Pulse ein Restsignal abgegriffen werden kann. Diese sogenannte TONE-Sequenz (tilted optimized non-saturating excitation) verlangt eine Voreinstellung der Flußrichtung (kaudo-kranial vs. kranio-kaudal) und wird heute routinemäßig zur Beurteilung der hirnversorgenden Arterien angewendet.

Die **kontrastmittelunterstützte MRA (KM-MRA)** ähnelt eher der Gefäßdarstellung, wie sie von Röntgenangiographie-

techniken bekannt ist. Das Blut wird durch das peripher injizierte Kontrastmittel markiert und durch geeignete Sequenzwahl hell dargestellt. Es handelt sich daher um eine Luminographie der Gefäße. Diese Technik kann erst seit wenigen Jahren befriedigend angewandt werden, verlangt sie doch ultraschnelle Gradientenschaltungen, um bei ausreichender Auflösung die Meßzeit im Rahmen eines Atemanhaltezyklus bzw. der arteriellen Perfusion zu halten. Andererseits ist die Anwendung nur bei relativen hohen Grundmagnetfeldstärken sinnvoll, da ansonsten das Verhältnis des Nutzsignals zum Hintergrundrauschen unbefriedigend ist. Sie verlangt also eine technisch hochwertige Geräteausstattung. Anders als bei einer selektiven Katheterangiographie werden durch diese Technik sämtliche Gefäße innerhalb der Untersuchungsregion dargestellt. Eine störende Überlagerung durch venöse Strukturen kann durch entsprechend kurze Meßzeit und eine genaue zeitliche Koordination von Kontrastinjektion und Meßbeginn nach Bestimmung der Kreislaufzeit vermieden werden (Testbolus). Dazu sind genauere Kenntnisse über die MR-Meßmethodik notwendig: Anders als beim CT werden die Daten im MR nicht scheinbarweise, sondern simultan über das gesamte Untersuchungsvolumen aufgenommen. Für jedes Bild sind so viele Anregungen nötig wie die Auflösung des Bildes (die Bildmatrix) es erfordert – die Messung des Rohdatensatzes wird zeilenweise durchgeführt. Nun sind die mittleren Zeilen dieser Messung verantwortlich für den Bildkontrast, die Randzeilen ergeben die Detailauflösung. Für eine optimale Gefäßdarstellung hat die Zeitplanung der Kontrast-MRA nun so zu erfolgen, daß der Kontrastmittelbolus im first-pass während der Messung dieser zentralen Zeilen das Untersuchungsvolumen passiert. Dabei muß die Art der gewählten Meßsequenz beachtet werden: Im Normalfall werden die Zeilen sequentiell gemessen, die kontrastdefinierenden Anteile liegen daher in der Mitte der Sequenz (Abb. 2). Um ein exakteres Timing zu erlauben, sind für die MRA jedoch spezielle Sequenzen im Einsatz, deren Datenakquisition entweder mit den mittleren Zeilen beginnt (centric reordered) oder die eine asymmetrische Organisation haben, sodaß die maximale Kontrastempfindlichkeit bei etwa 25 % der Laufzeit der Messung liegt. Alternativ zur Kreislaufzeitbestimmung mittels Testbolus werden in letzter Zeit Verfahren entwickelt, die einen sofortigen Sequenzstart (centric reordered)

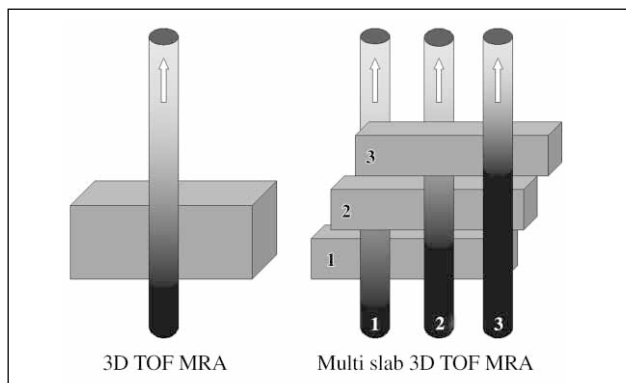


Abbildung 1: Die 3D-TOF-MRA (links) erlaubt wegen der Sättigungseffekte nur ein begrenztes Gefäßvolumen darzustellen. Eine längerstreckige Gefäßdarstellung wird durch die Kombination mehrerer sequentieller Einzelmessungen zu einem Volumendatensatz ermöglicht: Multi Slab 3D-TOF-MRA (rechts). Allerdings wird dadurch die Meßzeit verlängert, und an den Nahtstellen der gemessenen Einzelvolumina (Slab-Grenzen) können patientenbewegungsbedingte Bildartefakte auftreten.

nach Beobachtung des Eintreffens des Kontrastmittels im Zielgebiet erlauben (Bolustriggerung). Eine weitere Möglichkeit ist die kontinuierliche Wiederholung einer kurzen Meßsequenz während der Kontrastmittelgabe, ungeachtet der individuellen Kreislaufzeit, sodaß Leerbilder, arterielle und venöse Phasen kontinuierlich gemessen werden (Multiphasensequenz) [2]. Diese Methode erlaubt auch eine zeitliche Auflösung der Strömungsinformation, wie sie von der Katheterangiographie bekannt ist. Bei allen KM-MRA-Techniken werden auch sogenannte Leermessungen vor Kontrastmittelinjektion durchgeführt, sodaß Bildsubtraktionen zur besseren Unterdrückung des Hintergrundsignals möglich sind.

Nachbearbeitung

Sowohl die TOF-MRA als auch die KM-MRA werden heute in einer speziellen Technik gemessen, die als Resultat eine Vielzahl dünner Einzelschichten innerhalb des aufgenommenen Körpervolumens liefert (3-D-Technik) (Abb. 3). Diese Rohdaten werden durch ein Rechenverfahren zum Gefäßbaum rekonstruiert, wobei pro Schicht jeweils nur die hellsten Bildpunkte und somit die Gefäße zum Gesamtbild zusammengefügt werden (maximum intensity projection – MIP) (Abb. 4). Dabei läßt sich der Betrachtungswinkel, auch interaktiv, beliebig wählen, sodaß einzelne Gefäßgebiete überlagerungsfrei und von verschiedenen Seiten dargestellt werden können. Eine Weiterentwicklung dieser Technik ist das „Volume rendering“-Verfahren, wobei durch Oberflächenrekonstruktion der Gefäße mit künstlicher Schattenberechnung der optische Eindruck einer dreidimensionalen Abbildung verstärkt wird (Abb. 5). Mehr als bei der MIP ist bei dieser Art der Nachbearbeitung das Ergebnis von den eingestellten Schwellenwerten der Rekonstruktionssoftware abhängig. Eine natur-

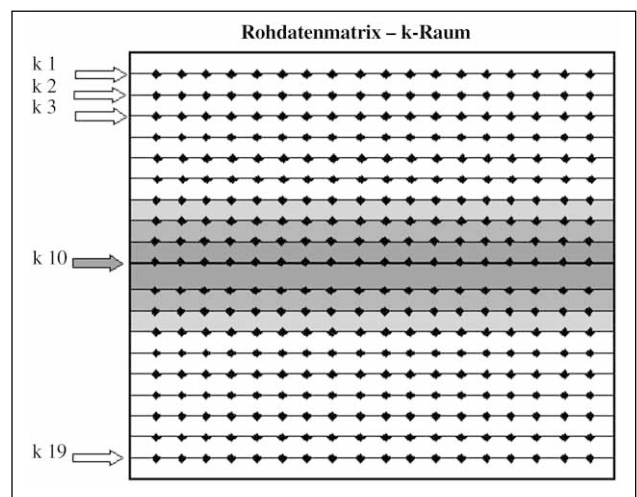


Abbildung 2: Der MR-Rohdatensatz besteht aus einem Gitter von einzelnen Meßpunkten, die in der Regel zeilenweise generiert werden. Jeder dieser Punkte enthält zwar prinzipiell die Information über das gesamte Bild (vergleichbar der Holographie), dennoch besteht eine Beziehung zwischen Punktposition und Beitrag zum Gesamtbildeindruck. Die Punkte in der Mitte der Matrix sind verantwortlich für den Kontrast, die äußeren Punkte für die Ortsauflösung des daraus generierten MR-Bildes. Zur Erzielung des optimalen Kontrastes in der MRA ist es wichtig zu wissen, wann eine gegebene Sequenz die mittleren Punkte mißt: bei sequentieller Messung nach halber Laufzeit der Sequenz, bei centric reordered und bei spiralförmiger Messung am Beginn der Datenakquisition. In Kenntnis der Kreislaufzeit muß man den Sequenzstart so wählen, daß arterielle Kontrastmittelboluspassage und maximale Kontrastempfindlichkeit der Sequenz zusammenfallen.

getreue Rekonstruktion verlangt daher eine genaue Analyse der unverarbeiteten Einzelbilder der Sequenz und äußerste Vorsicht bei der Parameterwahl. Die Abschätzung des Stenosegrades eines Gefäßes ist dann allerdings verlässlicher als bei einer MIP-Rekonstruktion [3]. Schließlich erlaubt jeder 3-D-Datensatz eine zweidimensionale Rekonstruktion eines Gefäßes (multiplanare Rekonstruktion – MPR) rechtwinklig zum Gefäßverlauf und damit eine genaue Querschnittsbeurteilung und Flächenberechnung des Lumens (Abb. 6). Bei komplexen Gefäßverläufen ist eine Rekonstruktion entlang gekrümmter Linien möglich, um so das gesamte Gefäß in eine Ebene zu bringen. Diese Darstellung eines „gestreckten“ Gefäßes ist hilfreich bei der genauen Abschätzung von Distanzen, beispielsweise zur Ausmessung von Gefäßstents oder eines Gefäßersatzes.

■ Beurteilung

Bei der Beurteilung der resultierenden Angiographiebilder muß zwischen den einzelnen Techniken unterschieden werden. Da die TOF-MRA ein Flußbild liefert, sind Rückschlüsse auf das Gefäßlumen nur mit entsprechender Vorsicht zulässig. Plaques, Kinking, Stenosen oder mitunter auch einfache Bifurkationen führen zu turbulentem Fluß mit Dephasierung der signalgebenden Wasserstoffprotonen und damit methodisch bedingt zu einer partiellen Signalauslöschung. Das tatsächliche Gefäßlumen ist dabei weiter, als es die Darstellung im MR zeigt. Die TOF-MRA überzeichnet daher Stenosen, was zwar die Sensitivität der Methode steigert, aber bei der Beurteilung beachtet werden muß. Bei filiformen Stenosen kann durch



Abbildung 3: Einzelschicht aus einem 3-D-Datensatz einer KM-MRA. Diese Einzelschicht hat idealerweise eine Dicke, die der Pixelgröße entspricht (isotrope Auflösung), um verlustfreie Rekonstruktionen zu erlauben.



Abbildung 5: Volume Rendering; diese weiterführende Technik erlaubt auch eine Berechnung der Oberflächen mit künstlicher Licht- und Schattenwirkung und generiert so einen dreidimensionalen Eindruck.

Abbildung 4: Maximum Intensity Projection – MIP; der gesamte Stapel von Einzelschichten wird von einem beliebigen Winkel aus betrachtet, wobei ein Rechenprogramm jeweils nur die hellsten Bildpunkte (Maximum Intensity) berücksichtigt, die den kontrastgefüllten Gefäßlumina entsprechen. Der gesamte gemessene Gefäßbaum wird in freiwählbarer Betrachtungsebene dargestellt.

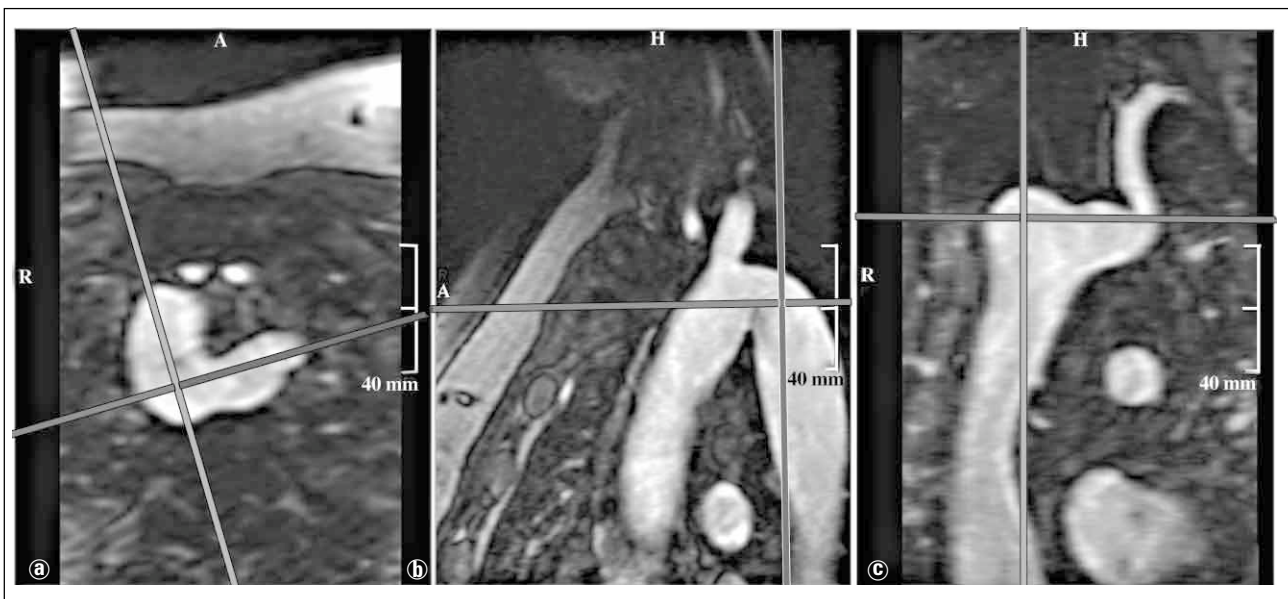


Abbildung 6a–c: MPR – multiplanare Rekonstruktion; diese Technik erlaubt, den 3-D-Datensatz in beliebiger Orientierung zu schneiden und damit achsenparallele Gefäßlängs- und -querschnitte zu generieren.

komplette Signalauslöschung sogar der Eindruck eines kompletten Gefäßverschlusses entstehen, allerdings läßt sich das meist durch ein „Wiedererscheinen“ des Gefäßes im lamina-rea Flußgebiet jenseits der Stenose widerlegen. Die KM-MRA ist weitgehend insensitive auf diese Dephasierungseffekte und zeigt das wahre Gefäßlumen. Die Möglichkeiten des Postprocessings sollten zusammen mit der Verifizierung auf den Einzelschichten des Rohdatensatzes genutzt werden, um durch „Rundumbetrachtung“ des Gefäßes auch einseitige Gefäßwandveränderungen oder ovale Stenosen zu erfassen. Hier liegt ein großer Vorteil der Methode im Vergleich zu den konventionellen Röntgenangiographien, wo sich die Gefäßbeurteilung auf die Analyse einiger weniger Projektionsebenen beschränken muß. Eine Gefäßwandbeurteilung ist mit den Angiographietechniken nicht möglich. Hier bieten sich die Schnittbildtechnik und insbesondere die Dark Blood-Sequenzen an, die die Wandstrukturen gut gegen das Lumen abzugrenzen erlauben. Allerdings lassen sich Verkalkungen im MR nicht direkt nachweisen, sodaß die Unterscheidung zwischen harten und weichen Plaques nur schwer möglich ist.

■ Indikationen

Im Kindesalter wird die MRT und MRA der thorakalen Gefäße vor allem bei einem durch Übersichtsröntgen und Ultraschalluntersuchung bestätigten klinischen Verdacht auf Gefäßmißbildung durchgeführt. Die Kombination aus Schnittbildanatomie und 3-D-Ansicht des Gefäßbaumes erlaubt eine umfassende Darstellung der Anomalie und hilft bei der präoperativen Planung. Dem Kind kann so zumeist eine invasive Katheteruntersuchung erspart bleiben. Schließlich ist die MRT wegen der fehlenden Strahlenbelastung auch die Methode der Wahl, um postoperative Ergebnisse in ihrem Verlauf zu beobachten [4]. Restenosen können sichtbar gemacht werden, und obwohl Druckgradientenmessungen nicht möglich sind, erlaubt die Cine-Darstellung eine Abschätzung der hämodynamischen Wirksamkeit der Stenose durch die direkte Darstellung von Jet-Phänomenen und Turbulenzen im nachgeschalteten Gefäßlumen. Kollateralf Gefäße können in ihrem Kaliber beurteilt werden, und nicht zuletzt ist auch eine eventuelle kardiale Auswirkung durch Bestimmung der hämodynamischen Parameter und Messung der Myokardmasse möglich. Routinemäßig findet die MRT Anwendung zur laufenden Kontrolle von Patienten mit korrigierter Coarctatio aortae.

Wichtige, wenngleich seltene Gefäßanomalien können beim Säugling und Kleinkind zu mitunter lebensbedrohenden Atembeschwerden führen. Die Abklärung mittels Ultraschall ist wegen der Lungenüberlagerung auf einige wenige Schallfenster beschränkt, wiewohl beim Kleinkind der Thymus einen zusätzlichen Zugang bietet. Die MR-Tomographie kann hier nichtinvasiv die anatomischen Verhältnisse aufklären und entscheidend zur Operationsplanung beitragen [5, 6]. Die Kompression der Trachea kann entweder durch eine Fehlbildung des Aortenbogens oder durch einen Fehlabgang der linken Pulmonalarterie (pulmonary artery sling) [7, 8] bedingt sein.

Anomalie des Aortenbogens

Alle Fehlbildungen bis hin zur relativ häufigen Arteria lusoria können durch den (hypothetischen) doppelten Aortenbogen nach Dr. Jesse Edwards (1947) oder dessen Modifikation nach Amplatz (1993) [9] erklärt werden. Dieser schematische Bogen ist in Segmente eingeteilt, die teils obliterieren, teils bestehen bleiben und so im Normalfall einen linksläufigen Aortenbogen mit bekannter Anatomie entwickeln lassen. Durch Bestehenbleiben „falscher“ Segmente und Obliteration anderer läßt sich daraus jede Form der Aortenbogenmißbildung ableiten, von der A. lusoria bis hin zum doppelten Aortenbogen, der als Gefäßring Trachea und Ösophagus umscheidet (Abb. 7). Eine Trachealkompression und damit Stridor kann entstehen bei: 1. doppeltem Aortenbogen, 2. rechtläufigem Aortenbogen mit aberranter linker A. subclavia (Abb. 8) und linksläufigem Ductus arteriosus und 3. bei der Pulmonalisschlinge (Abb. 9), die ihrerseits meist vergesellschaftet ist mit tracheobronchalen Mißbildungen, die ebenso in der MRT dargestellt werden können.

Fehlbildungen der Lungenstrombahn, wie Lungenvenenfehlmündungen, am häufigsten das Scimitar-Syndrom mit Einmündung der rechten Lungenvenen in die V. cava inferior [10], partielle oder komplette Agenesien der Lungenvenen

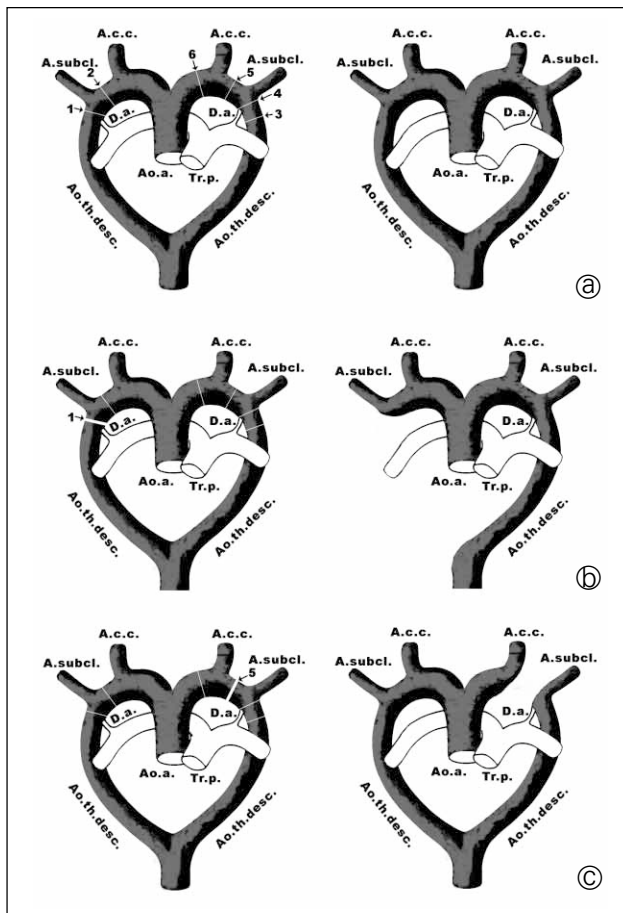


Abbildung 7a-c: Schematische Darstellung der Aortenbogenmißbildungen nach Dr. Jesse Edwards (1947). Paarige Anlage: A.c.c. = A. carotis communis, A. subcl. = A. subclavia, D.a. = Ductus arteriosus, Ao.th.desc. = Aorta thoracalis descendens; unpaare Anlage: Ao.a. = Aorta ascendens, Tr.p. = Truncus pulmonalis. Persistenz oder Obliteration einzelner Gefäßabschnitte (Pfeile 1-6) des doppelten Bogens erklären die einzelnen Fehlbildungen, wie z. B. a) fehlende Regression: doppelter Aortenbogen; b) Obliteration des rechten deszendierenden Aortenbogens (Position 1) erklärt den regulären Situs; c) Obliteration des Segments zwischen A. carotis links und linker A. subclavia (Position 4) erklärt die Entstehung eines rechtsläufigen Aortenbogens mit aberranter linker A. subclavia (modifiziert nach Freedom, *Angiocardiography of Congenital Heart Disease*, Little, Brown and Company, 1984)

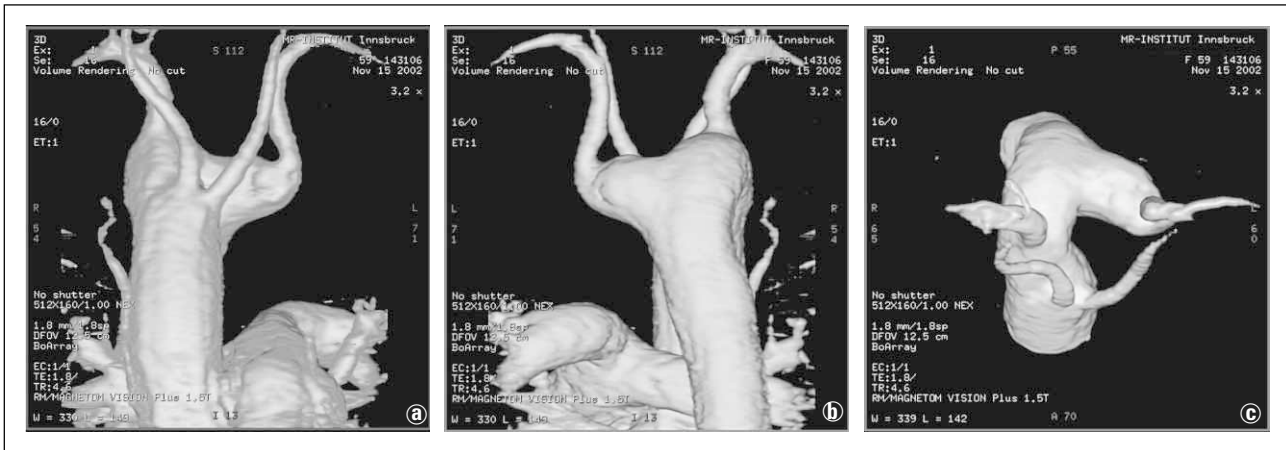


Abbildung 8a–c: Rechtsseitiger Aortenbogen mit aberranter linker A. subclavia; Volume rendering-Rekonstruktion einer Kontrast-MRA (gleicher Patient wie in Abb. 6); a, b: Ansicht von schräg vorne bzw. hinten: Abgang der linken A. subclavia aus dem Rest des linken Aortenbogens (Kommerell-Divertikel); c: Ansicht von kranial: die „Ringbildung“ wird deutlich, Trachea und Ösophagus werden von den Gefäßen umschneidet

oder pulmonale arteriovenöse Malformationen bis zu einer Größe von 3 mm, sind in der MR-Angiographie des Thorax leicht erkennbar. Zudem bietet die MRT die Möglichkeit, weitere häufig assoziierte Mißbildungen des kardiovaskulären Systems, wie Septumdefekte, auszuschließen, ein etwaiges intrapulmonales Shuntvolumen durch Flußmessung zu bestimmen [11], bietet die notwendigen Informationen zur Planung der Embolisation einer AVM und erlaubt deren Nachkontrolle [12].

Aneurysmen der A. pulmonalis und tumorbedingte Gefäßveränderungen und Stenosen lassen sich ebenso MR-tomographisch abklären [13] wie degenerative, entzündliche und posttraumatische Veränderungen der Aorta thoracalis, auf die im nächsten Kapitel näher eingegangen wird.

Pulmonalembolie

Obwohl mit der KM-MRA der pulmonalerterielle Gefäßbaum mit überzeugender Qualität abgebildet werden kann, hat sich die MRT als diagnostisches Verfahren zum Ausschluß einer Pulmonalembolie nicht etabliert. Dafür sind überwiegend praktische Gründe, wie Verfügbarkeit der Geräte im Notdienst, Patiententransport und erschwertes Monitoring der oft instabilen Patienten, sowie die längere Untersuchungsdauer im MR ausschlaggebend. Mit Ausnahme von Patienten mit bekannter Kontrastmittelallergie oder renaler Insuffizienz wird daher der CT-Untersuchung der Vorzug gegeben, zumal in prospektiven Studien der MR-Angiographie keine wesentlich besse-

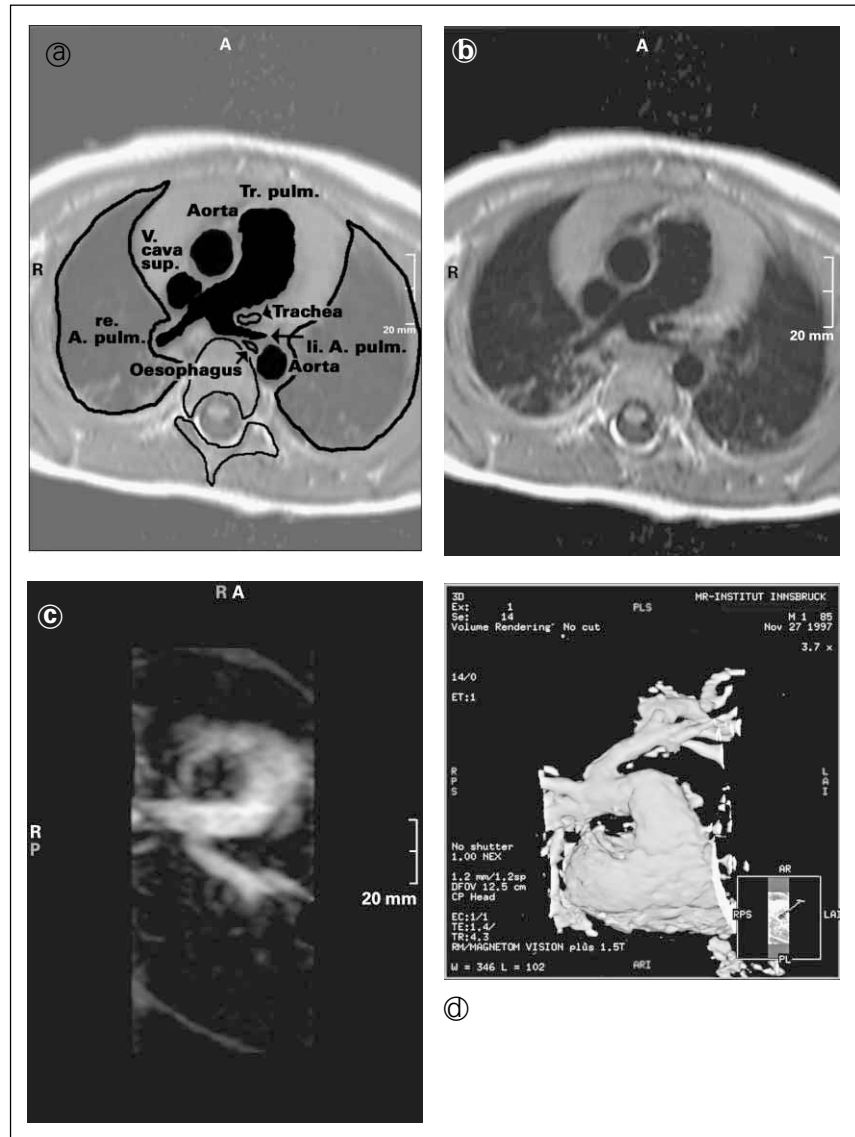


Abbildung 9a–d: Schematische Darstellung der Pulmonalisschlinge; die linke A. pulmonalis entspringt rechts der Trachea und zieht im Bogen dorsal um die Trachea nach links; a) axiales Schnittbild in Höhe der Pulmonalisschlinge: Spin-Echo-T1, dark blood; b) axiale MPR-Rekonstruktion der Pulmonalisstrombahn aus einem Kontrast-MRA-Datensatz; c) Volume rendering-Rekonstruktion des gleichen Datensatzes: Blick auf den Truncus pulmonalis von schräg vorne

ren Ergebnisse als der CT-Angiographie in der Detektion isolierter subsegmentaler Emboli bescheinigt werden [14]. Abhängig von der Geräteverfügbarkeit werden wegen des besseren Sicherheitsprofils des MR-Kontrastmittels und aus Gründen der Strahlenhygiene jedoch zunehmend Abklärungen bei chronischer Pulmonalembolie mit der MRA durchgeführt [15]. Die Angiosequenz wird bei Atemstillstand durchgeführt, was bei besonders dyspnoischen Patienten mitunter nur eine partielle Darstellung des pulmonalen Gefäßbaumes erlaubt. In solchen Fällen kann ohne weiteres die KM-MRA in einer Sitzung wiederholt werden, wobei zwei aneinandergrenzende koronare Volumina gemessen und damit das gesamte Gefäßgebiet abgedeckt wird. Neuere Sequenzentwicklungen erlauben ultrakurze Meßzeiten von 4 sec bei allerdings gegenwärtig noch deutlich schlechterer Ortsauflösung, sodaß ohne Notwendigkeit eines genauen Sequenztimings und unbeeinflusst von einer etwaigen Dyspnoe des Patienten der pulmonalarterielle Gefäßbaum verlässlich zur Darstellung gebracht werden kann [2, 16]. Andererseits führt die technische Weiterentwicklung der CT-Geräte mit Multidetektorenringen zu einer immer besseren Bildauflösung in immer kürzeren Untersuchungszeiten, sodaß hier ein Kopf-an-Kopf-Rennen der beiden konkurrierenden Modalitäten bestehen bleibt.

Literatur

1. Bongartz GM. Flußphänomene und MR-Angiographietechniken. Thorax und Gefäße. In: Reiser M, Semmler W (Hrsg). Magnetresonanztomographie. 3. Aufl. Springer Verlag, 2002; 510 ff.
2. Goyen M, Laub G, Ladd ME, et al. Dynamic 3D MR angiography of the pulmonary arteries in under four seconds. J Magn Reson Imaging 2001; 13: 372–7.
3. Mallouhi A, Schocke M, Judmaier W, Wolf Ch, Dessl A, Czermak BV, Waldenberger P, Jaschke WR. 3D MR angiography of renal arteries: Comparison of volume rendering and maximum intensity projection algorithms. Radiology 2002; 223: 509–16.
4. Masui T, Katayama M, Kobayashi S, et al. Gadolinium-enhanced MR angiography in the evaluation of congenital cardiovascular disease pre- and postoperative states in infants and children. J Magn Reson Imaging 2000; 12: 1034–42.
5. Bedom WE. Rings, slings, and other things: Vascular compression of the infant trachea updated from the midcentury to the millennium – The legacy of Robert E. Gross, MD, and Edward B.D. Neuhauser, MD. Radiology 2000; 216: 624–32.
6. Hodina M, Wicky S, Payot M, Sekarski N et al. Non-invasive imaging of the ring-sling complex in children. Pediatr Cardiol 2001; 22: 333–7.
7. Newman B, Meza MP, Towbin RB, Del Nido P. Left pulmonary artery sling: diagnosis and delineation of associated tracheobronchial anomalies with MR. Pediatr Radiol 1996; 26: 661–8.
8. Lee KH, Yoon CS, Choe KO, Kim MJ, Lee HM, Yoon HK, Kim B. Use of imaging for assessing anatomical relationships of tracheobronchial anomalies associated with left pulmonary artery sling. Pediatr Radiol 2001; 31: 269–78.
9. Amplatz K, Moller JH (ed). Radiology of congenital heart disease. Mosby-Year Book, St. Louis, MO, 1993.
10. Tan RS, Behr ER, McKenna WJ, et al. Images in cardiovascular medicine. Occult anomalous pulmonary venous drainage: the clinical value of cardiac magnetic resonance imaging. Circulation 2002; 105: E27–E28.
11. Mohrs OK, Voigtlander T, Heussel CP, et al. Morphologische und funktionelle Evaluation pulmonaler Gefäßanomalien mittels schneller MR-Techniken. Röfo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 2002; 174: 467–73.
12. Ohno Y, Hatabu H, Takenaka D, et al. Contrast-enhanced MR perfusion imaging and MR angiography: utility for management of pulmonary arteriovenous malformations for embolotherapy. Eur J Radiol 2002; 41: 136–46.
13. Ohno Y, Adachi S, Motoyama A, et al. Multiphase ECG-triggered 3D contrast-enhanced MR angiography: utility for evaluation of hilar and mediastinal invasion of bronchogenic carcinoma. J Magn Reson Imaging 2001; 13: 215–24.
14. Oudkerk M, van Beek EJ, Wielopolski P, et al. Comparison of contrast-enhanced magnetic resonance angiography and conventional pulmonary angiography for the diagnosis of pulmonary embolism: a prospective study. Lancet 2002; 359: 1643–7.
15. Kreitner KF, Ley S, Kauczor HU, et al. Kontrastmittelverstärkte dreidimensionale MR-Angiographie der Lungenarterien bei Patienten mit chronisch-rezidivierender Lungenembolie – Vergleich mit der selektiven intraarteriellen DSA. Röfo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 2000; 172: 122–8.
16. Sonnet S, Buitrago-Tellez CH, Scheffler K, et al. Dynamic time-resolved contrast-enhanced two-dimensional MR projection angiography of the pulmonary circulation: Standard technique and clinical applications. Am J Roentgenol 2002; 179: 59–65.

Mitteilungen aus der Redaktion

Besuchen Sie unsere Rubrik

[Medizintechnik-Produkte](#)



Neues CRTD Implantat
Intica 7 HF-T QP von Biotronik



Artis pheno
Siemens Healthcare Diagnostics GmbH



Philips Azurion:
Innovative Bildgebungslösung

Aspirator 3
Labotect GmbH



InControl 1050
Labotect GmbH

e-Journal-Abo

Beziehen Sie die elektronischen Ausgaben dieser Zeitschrift hier.

Die Lieferung umfasst 4–5 Ausgaben pro Jahr zzgl. allfälliger Sonderhefte.

Unsere e-Journale stehen als PDF-Datei zur Verfügung und sind auf den meisten der marktüblichen e-Book-Readern, Tablets sowie auf iPad funktionsfähig.

[Bestellung e-Journal-Abo](#)

Haftungsausschluss

Die in unseren Webseiten publizierten Informationen richten sich **ausschließlich an geprüfte und autorisierte medizinische Berufsgruppen** und entbinden nicht von der ärztlichen Sorgfaltspflicht sowie von einer ausführlichen Patientenaufklärung über therapeutische Optionen und deren Wirkungen bzw. Nebenwirkungen. Die entsprechenden Angaben werden von den Autoren mit der größten Sorgfalt recherchiert und zusammengestellt. Die angegebenen Dosierungen sind im Einzelfall anhand der Fachinformationen zu überprüfen. Weder die Autoren, noch die tragenden Gesellschaften noch der Verlag übernehmen irgendwelche Haftungsansprüche.

Bitte beachten Sie auch diese Seiten:

[Impressum](#)

[Disclaimers & Copyright](#)

[Datenschutzerklärung](#)