

# Zeitschrift für Gefäßmedizin

Bildgebende Diagnostik • Gefäßbiologie • Gefäßchirurgie •  
Hämostaseologie • Konservative und endovaskuläre Therapie •  
Lymphologie • Neurologie • Phlebologie

**Nichtinvasive periphere  
Gefäßdiagnostik – derzeitiger Stand  
der MR- und CT-Angiographie in der  
Diagnostik der peripheren  
arteriellen Verschlusskrankheit**

Cejna M

*Zeitschrift für Gefäßmedizin 2005;*

*2 (2), 10-16*

Homepage:

[www.kup.at/gefaessmedizin](http://www.kup.at/gefaessmedizin)

Online-Datenbank  
mit Autoren-  
und Stichwortsuche

Offizielles Organ der  
Österreichischen Gesellschaft  
für Phlebologie und  
dermatologische Angiologie



Offizielles Organ des Österreichischen  
Verbandes für Gefäßmedizin



Offizielles Organ der  
Österreichischen Gesellschaft für  
Internistische Angiologie (ÖGIA)



Indexed in EMBASE/COMPENDEX/GEOBASE/SCOPUS

## Datenschutz:

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

## Lieferung:

Die Lieferung umfasst die jeweils aktuelle Ausgabe der Zeitschrift für Gefäßmedizin. 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

### Zeitschrift für Gefäßmedizin

- ✓ 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 ggf. auch eingebettete Videosequenzen.

# Nichtinvasive periphere Gefäßdiagnostik – derzeitiger Stand der MR- und CT-Angiographie in der Diagnostik der peripheren arteriellen Verschlusskrankheit

M. Cejna

**Kurzfassung:** Derzeit stellen die CT-Angiographie (CTA) und die MR-Angiographie (MRA) in der Gefäßstaterhebung zur Therapie der PAVK eine veritable Alternative zur Duplex-Ultraschalluntersuchung dar. CTA und MRA erreichen jeweils Sensitivitäten und Spezifitäten von mehr als 90 % in der Detektion hämodynamisch relevanter Stenosen und von mehr als 50 % in großen Studien und Metaanalysen. Offen ist die

Evaluation aller Verfahren in Hinblick auf Kosteneffektivität und Effizienz in der Erstellung von Behandlungsplänen zur endovaskulären oder chirurgischen Therapie der PAVK.

**Abstract: Non-Invasive Peripheral Vascular Imaging: Current Role of Computed Tomography Angiography (CTA) and Magnetic Resonance**

**Angiography (MRA).** Magnetic resonance angiography (MRA) and computed tomography angiography (CTA) are good non-invasive alternatives to duplex sonography. MRA and CTA reach sensitivities and specificities > 90 % in larger series and meta-analyses. Cost-effectivity and pre-treatment planning efficiency (for endovascular and surgical therapy) of both modalities still have to be evaluated. *Z Gefäßmed* 2005; 2 (2); 10–6.

## ■ Einleitung

Derzeit stellen sowohl MR- als auch CT-Angiographie nicht-invasive Alternativen zur Duplex-Untersuchung der peripheren Gefäße dar. Wegen des großen Bedarfs an Abklärung der peripheren arteriellen Verschlusskrankheit (PAVK) ist es sowohl eine Frage der Performance der einzelnen Techniken als auch der Kosteneffektivität, welche Untersuchungsmodalität vor die anderen gereiht werden sollte.

Derzeit gilt vor allem der Duplex-Ultraschall als die relevante Erstuntersuchungsmodalität. Die Duplex-US-Untersuchung ist zeitaufwendig, immerhin müssen 1,5 m (einseitig) oder 3 m (beidseitig) gesamte Gefäßlänge untersucht werden und dies auch in Regionen, die nicht immer ideal vom Untersucher einsehbar sind (Becken > Adduktorenkanal > Trifurkation). Dies schlägt sich in Untersuchungszeiten bis zu einer Stunde für eine komplette Staterhebung nieder; die Kosten für gutes Equipment (Ultraschallgerät mit guter Duplexeinheit, „harmonic imaging“, gute Schallköpfe) bewegen sich in Bereichen von mehr als 100.000,- Euro. Als klinisch relevanter, großer Nachteil wird die Untersucherabhängigkeit des Verfahrens gesehen, es gibt relativ wenig Daten zur Intra- und Inter-observer-Variabilität [1].

Der große Vorteil ist aber die hohe Sensitivität und Spezifität, keine zusätzliche Gabe von Kontrastmittel, keine Strahlung, keine Kontraindikationen, aber auch die gute Beurteilbarkeit gestenteter Gefäße. Insgesamt soll in den folgenden Abschnitten die Rolle der alternativen nichtinvasiven bildgebenden Verfahren in bezug auf Korrelation zum Goldstandard – die intraarterielle digitale Subtraktionsangiographie (DSA) – und die Rolle im Therapiemanagement der Claudicatio intermittens dargestellt werden.

Aus dem Zentralen Institut für Radiologie, LKH Feldkirch

**Korrespondenzadresse:** Prim. Univ.-Doz. Dr. med. Manfred Cejna, Zentrales Institut für Radiologie, LKH Feldkirch, A-6800 Feldkirch, Carinagasse 47; E-Mail: manfred.cejna@lkhf.at

## ■ Welche Fragen müssen durch die Bildgebung abgeklärt werden?

### Präinterventionelle Abklärung:

1. Inflow Gefäße – distale Aorta und Beckenetape
  - a) Obstruktionen (Länge, Multiplizität, Kollateralisation)
  - b) Vorbehandlung (z. B. Bypass, Stent, Stent-Graft)
2. Morphologische Präsentation iliako-femoro-popliteal
  - a) Länge der Läsionen, Multiplizität, Morphologie (Verkalkung etc.)
  - b) TASC-Grading
3. Outflow Gefäße – Unterschenkel
  - a) Obstruktionen, Verschlüsse
4. Informationen, die die Behandlungsplanung beeinflussen
  - a) Massivität der Verkalkung
  - b) Zugang (Leriche, AV-Fisteln, spitze Bifurkation, Aneurysmen etc.)

Die Darstellung des Inflow (Beckengefäße) und des Outflow (Unterschenkelgefäße) ist für die Therapieplanung bei peripherer arterieller Verschlusskrankheit die wichtigste Indikation für die Verwendung der nichtinvasiven Bildgebung. Unbehandelt schwankt die Amputationsrate selbst bei Claudicatio zwischen 1 % und 2 % in 5 Jahren. Die Bildgebung hilft somit bei der Identifikation der geeigneten Therapie (interventionell oder chirurgisch) und damit in letzter Konsequenz der Verbesserung der Lebensqualität.

## ■ Magnetresonanztomographie (MRA) Prinzipien und Ergebnisse (Abb. 1, 2)

### Vorteile:

- Gadolinium-KM (geringere Probleme bei eingeschränkter Nierenfunktion wegen geringerer Menge an KM, weniger Unverträglichkeiten)
- kurze Nachbearbeitung (MIP: maximum intensity projection, siehe später – auch bei starker Gefäßverkalkung)

- bei „moving table“ ist die Auflösung bis Fuß eher ein Kompromiß, bei Hybridtechnik nicht
- eher robust
- geringe Datenmenge
- keine Strahlung

#### Nachteile:

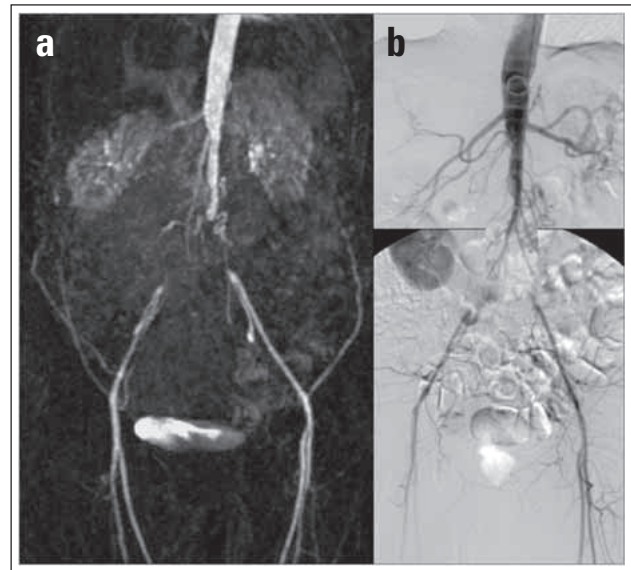
- durch Subtraktion eher anfällig für Bewegungsartefakte
- KI, wie z. B. Schrittmacher, Schmerzpumpen, metallische Implantate, die nicht sicher MR-kompatibel sind (Implantatpaß!)
- tlw. fehlende Interpretation bei manchen Stents (Stainless Steel [Signalauslöschung], weniger bei Nitinol-Stents)
- Metallartefakte (Auslöschung)
- Verfügbarkeit
- längere Dauer (Scan 2 Min., Untersuchung 20–25 Min.)
- eher problematisch für schlecht zu lagernde Patienten (z. B. bei Kontrakturen wegen eingeschränkter Scanplanung)

Die intravenöse Injektion Gadolinium-haltiger Kontrastmittel verkürzt die T1-Relaxationszeit des Blutes unter die von Fett, damit ist bei gutem Bolustiming und sehr kurzer Repetitionszeit (= TR < 1,5 ms) und Echozeit das Blut-Gadolinium-Gemisch (= KM-Bolus) der einzige signalgebende Anteil und erscheint damit weiß auf schwarzem Hintergrund. Das ist auch ein deutlicher Vorteil der MR-Angiographie: Ähnlich wie bei der normalen Angiographie (DSA) stellt man fast ausschließlich das Gefäßlumen dar, Kalk ergibt in der MRA kein Signal, damit gibt es auch keine störenden Überlagerungen, die MRA ist ein „Luminogramm“.

Die zusätzlichen mehr als nur theoretischen Vorteile der MRA sind die Verwendung Gadolinium-haltiger Chelate als Kontrastmittel sowie naturgemäß das Fehlen ionisierender Strahlung. Die für die kontrastmittelverstärkte 3D-Gradientenecho-MR-Angiographie verwendeten Gadolinium-haltigen Chelate haben gegenüber den jodhaltigen Kontrastmitteln große Vorteile hinsichtlich fehlender Nephrotoxizität und geringerer Inzidenz von Unverträglichkeit oder anaphylaktoiden Reaktionen [2–7]. Werden – vor allem bei jüngeren Patienten – Angiographien öfter notwendig (z. B. postoperative oder postinterventionelle Verlaufskontrollen), ist die Untersuchung ohne Strahlenbelastung ein großer Vorteil.

Jedoch können MR-Untersuchungen durch das Vorhandensein von Implantaten (Pacemaker, Defibrillatoren, Medikamentenpumpen, nicht zuordenbare metallische Implantate [Implantatpaß!]) oder einer Klaustrophobie (hier kann oft durch adäquate Sedierung abgeholfen werden) unmöglich gemacht werden. Für eine qualitativ hochwertige Untersuchung ist eine gute Compliance (z. B. beim Verstehen und/oder Befolgen von Atemkommandos bei Breath-hold-Untersuchungen, beim Verwenden von Subtraktionstechniken etc.) von seiten des Patienten notwendig, die vor allem bei sehr jungen und älteren Patienten wie auch bei Schwerkranken naturgemäß stark eingeschränkt sein kann. Bewegungsartefakte können dadurch die Beurteilbarkeit stark einschränken oder unmöglich machen.

Mit Einsatz der automatischen Tischverschiebetechnik, eines automatischen Bolus-Timings und ultraschneller Sequenzen



**Abbildung 1:** 47-jähriger Patient mit Leriche-Syndrom, Vergleich zwischen MRA-Untersuchung (a) (obere Etage bei MobiTrak®, Untersuchungsdauer 25 Min., 30 ml Gadolinium) und transbrachialer i.a.-DSA (b) (Untersuchungsdauer 60 Min., zusammen 60 ml jodhaltiges KM). Die Untersuchungen sind gleichwertig in Bezug auf Beurteilung von Verschlusshöhe, Verschlusslänge und Anschlussgefäße.

war zunächst das Ziel erreicht, mit nur einer Kontrastmittelinjektion alle Gefäße der unteren Extremitäten von der distalen Aorta bis zu den pedalen Arterien nach Kontrastmittelgabe in kranio-kaudaler Abfolge darstellen zu können. Sinnvollerweise werden Feldstärken von 1–3 T verwendet [8–16]. Die Zuverlässigkeit der kontrastverstärkten Magnetresonanztomographie (CEMRA) zum Nachweis von Gefäßveränderungen bei peripherer arterieller Verschlusskrankheit ist in vielen Studien nachgewiesen. Metaanalysen [17–20] ergaben für die kontrastverstärkten 3D-MR-Angiographien, durchgeführt mit unterschiedlichen Techniken, eine Spezifität und Sensitivität von > 90 % im Vergleich zur DSA. Die Rolle der MRA in der Erstellung von Behandlungsplänen (chirurgisch – endovaskulär) ist ebenso gut, die Therapiepläne korrelieren für die Behandlung der Claudicatio sehr gut mit dem Goldstandard der Angiographie [21–25].

Die „Moving bed angiography“ oder „Bolus chase“-Angiographie (z. B. MobiTrak®) stellt eine der ersten erfolgversprechenden Darstellungen des gesamten Gefäßsystems der unteren Extremität dar [26–29]. Während der kontinuierlichen Infusion von Kontrastmittel mit Flowraten von 0,3–0,7 ml/s wird der Untersuchungstisch kontinuierlich verschoben (zumeist in 3 überlappenden Untersuchungsvolumina [= Stacks]), die Infusionsdauer beträgt 40–50 s, der Tischvorschub erfolgt automatisch oder manuell, die Untersuchung erfolgt in Subtraktionstechnik mit nativen und KM-verstärkten Sequenzen.

Spezielle Spulen (dezidierte Oberflächenspulen, Wickelspulen für die untere Extremität, Synergy-Spulen) erhöhen deutlich die Signal-to-Noise-Ratio (SNR) am Unterschenkel, aber verstärken auch ein evtl. unerwünschtes venöses Signal [8–16].

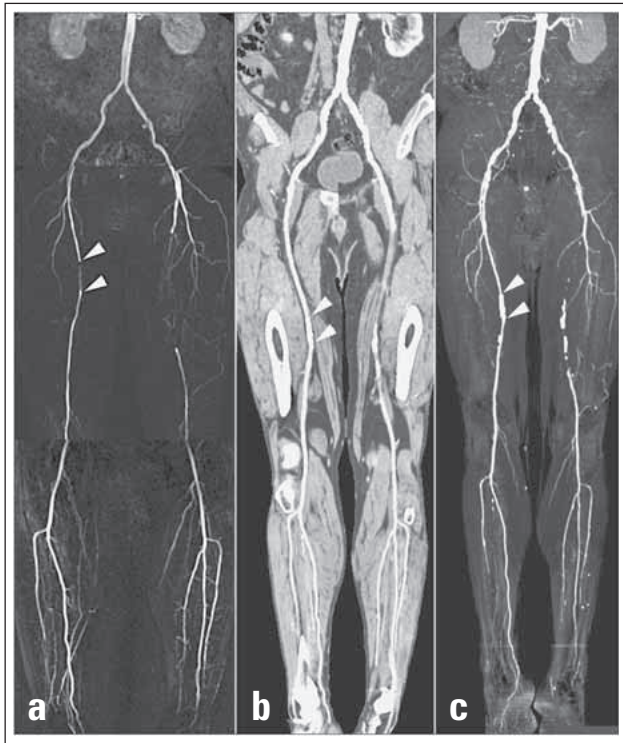
Für MobiTrak® (Philips, Best, Holland) wird eine effektive Schichtdicke von 2–3 mm gewählt, bei einem Untersuchungsfeld (= FOV) = 450/75 %, und einer Akquisitionsmatrix

=  $256 \times 128$  (Rekonstruktionsmatrix = 512) resultiert eine Voxelgröße (die aus den gewählten Parametern, vor allem Schichtdicke entstehende kleinste Volumengröße = kleinste Volumeneinheit) von  $1,6 \times 1,8 \times 3,0$ . Es gibt aber auch Untersuchungsmethoden anderer Hersteller, bei denen auch für die periphere MRA deutlich kleinere Voxel (= bessere Auflösung) möglich sind. Die Gesamtscanzeiten betragen 2–2,5 Min. für die native (beginnend am Unterschenkel bis zum Beckenbereich in 3 Stacks) und den KM-Scan (vom Becken bis zum Unterschenkel in 3 Stacks). Die Scandauer eines Stacks beträgt somit 15–25 s. Die Scanparameter für alle 3 Stacks sind gleich.

Die Ergebnisse in Korrelation zur DSA sind beachtlich mit Sensitivitätsraten von  $> 90\%$  und einer Spezifität  $> 95\%$  in der Detektion signifikanter ( $> 50\%$ ) Läsionen [26–29].

Problematisch ist in der MobiTrak®-Angiographie die Darstellung des „run-offs“ (Unterschenkel) vor allem bei Patienten mit kritischer Ischämie. Venöse Füllungen (Überlagerungen) entstehen bei Claudicatio-Patienten 60–70 s nach Beginn der Kontrastmittelgabe, somit sind sie bildgebungsmäßig ein weniger relevantes Problem.

Bei der Abklärung von Patienten mit aortaler Okklusion (Leriche-Syndrom) hat sich die 3D-MR-Angiographie bereits weitgehend etabliert. Sie erlaubt die akkurate Höhenbestimmung des Aortenverschlusses sowie die Darstellung der Kolateralgefäße [30–35] (Abb. 1).



**Abbildung 2:** Vergleich zwischen MRA (MobiTrak®) (a) und Multislice-CTA (Multipath CPR-Darstellung (b) + MIP-Darstellung (c)) bei einem 58-jährigen Patienten mit PAVK IIb re, St. p. PTA und Stent (Pfeilspitzen a–c) der AFS re. In der MRA (a) ist der Stentbereich nicht ideal beurteilbar, es findet sich im proximalen Stent ein Artefakt, das eine weitere Beurteilung unmöglich macht. In der CTR (CPR) (b) ist der Stentbereich gut beurteilbar, in der MIP (c) nicht. Alle Modalitäten zeigen den kompletten SFA-Verschluss links.

## ■ Computertomographieangiographie (CTA) Prinzipien und Ergebnisse (Abb. 2–4)

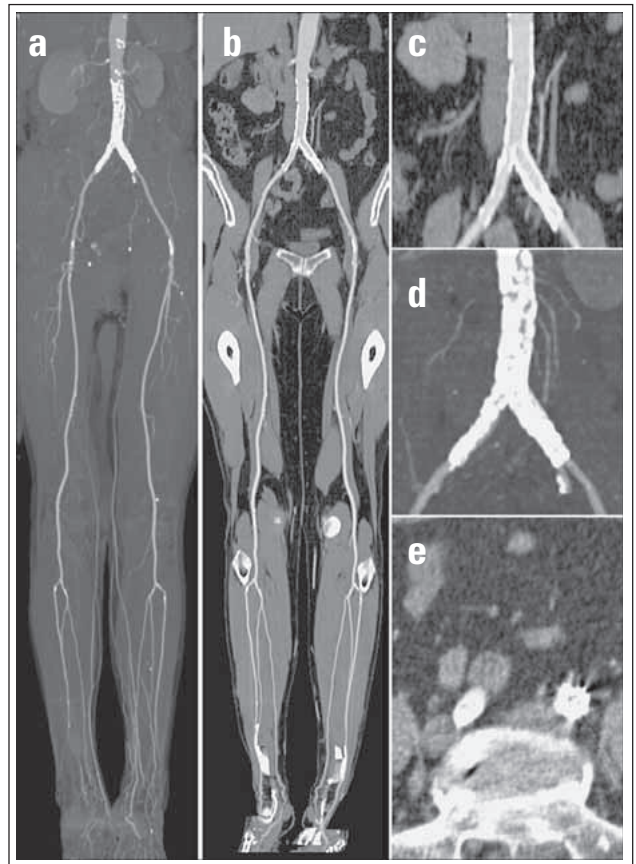
### Vorteile:

- robust
- wenig anfällig gegen Bewegungsartefakte
- gute Auflösung bis Fuß
- schnell (Scan 40 s, Untersuchung  $< 10$  Min.)
- unproblematisch für jegliche Lagerung (auch bei Kontraktionen etc.)

### Nachteile:

- jodhaltige KM (Nierenfunktion, Unverträglichkeit)
- ionisierende Strahlung
- große Datenmengen
- lange Nachbearbeitung (curved planar reconstructions: CPR, bone removal)
- erschwerte Interpretation bei manchen Stents (bei Stainless Steel, eher weniger bei Nitinol vor allem bei schmalen Gefäßen)
- Metallartefakte (Überstrahlung [HTEP, KTEP etc.]
- mindestens 4 Zeilen MS-CT (Verfügbarkeit!)

Die ersten Arbeiten über die CTA erschienen schon Mitte der 1990er Jahre, die Ergebnisse waren mit Sensitivität und Spezifität an die 80 % relativ gut, die Bildqualität aber durch die hohen Schichtdicken nur aortoiliakal erträglich [36–39].



**Abbildung 3:** Vergleich zwischen verschiedenen Präsentationsmöglichkeiten in der peripheren Multi-Slice-CTA. Die MIP (a) zeigt auch bei Vergrößerung (d) den Bifurkationsbereich durch die massiven Verkalkungen kaum beurteilbar. Die CPR (b) mit Vergrößerung (c) zeigt die durch den Schnitt durch das Gefäß gut beurteilbare Gefäßwand und Lumen. (e) zeigt den axialen Schnitt knapp unterhalb der Bifurkation, der gut die Artefakte durch den Stent links darstellt.

Mit der klinischen Einführung von 4-Zeilen- (1998), später 16-Zeilen- (2001), jetzt 40- bis 64-Zeilen-CT-Geräten (2004) wurden die notwendige Scangeschwindigkeit und die geringe Schichtdicke erzielt, die die Untersuchbarkeit der infrapoplitealen Strombahn erst in genügender Qualität ermöglichen. Die erzielte Auflösung in der z-Achse (d. h. entlang der Körperlängsachse, da die Schichtebene [x-y] im CT axial ist) beträgt nunmehr bis  $< 0,5$  mm, damit sind isotrope Voxel – Voxel mit gleicher Länge, Breite und Höhe – möglich, und damit eine erstklassige 3D-Nachverarbeitung. Als Konsequenz erreicht damit auch die CTA den Unterschenkel mit hoher Spezifität und Sensitivität. So veränderten sich die Scanparameter von  $4 \times 2,5$  mm hin zu  $64 \times 0,4$  mm. Die typische mögliche Voxel-Größe für ein 16-Zeilen-Gerät beträgt  $0,7 \times 0,7 \times 0,7$  mm, und ist damit deutlich kleiner als die erzielten Voxel für die MRA (siehe oben).

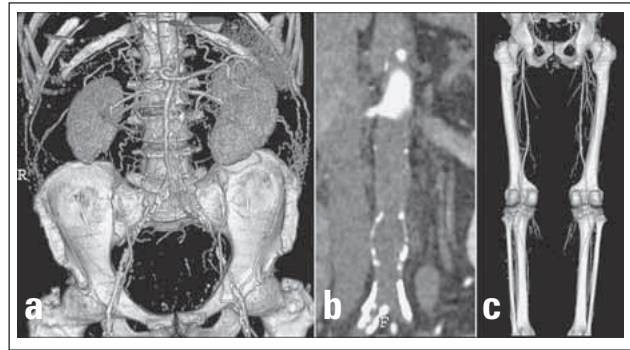
Bei bolusgetriggelter Untersuchungstechnik injiziert man den gesamten Bolus (80–100 ml KM bei Flowraten von 3–5 ml/s) auf einmal, die Detektion des ankommenden Bolus erfolgt in der Aorta abdominalis durch dynamische Schichtung an derselben Tischposition, nach Erreichen eines Enhancements von 100 HU startet der Scan mit einem wählbaren Delay (zumeist 6–12 s, abhängig von Scannertyp und Scangeschwindigkeit). Ob jetzt der Testbolus (Bestimmung der KM-Transitzeit mit Testbolus (typisch 20 ml) oder die Bolustriggerung die praktikabelste Lösung ist, muß derzeit noch offen bleiben.

Mit neuesten Geräten (16 bis 64 Zeilen) muß man beachten, die Scanzeit nicht zu kurz zu gestalten, um eine adäquate KM-Füllung bis distal (Unterschenkel und Fuß) zu erzielen und nicht den KM-Bolus zu überholen. So sind z. B. mit einem 16-Zeilen-CT Scangeschwindigkeiten bis knapp 10 cm/s – bei allerdings nicht optimaler Auflösung – möglich, d. h. die gesamte untere Extremität kann in 10–12 s gescannt werden. Bei zu frühem Scanstart nach KM-Gabe ist es damit möglich, vor den KM am Fuß anzukommen. Für viele Benutzer wird aus diesem Grund die Scanzeit relativ fix zwischen 30 s und 40 s gewählt, um aus den zuvor erwähnten Gründen eine optimale Kontrastierung der unteren Extremität zu ermöglichen.

Die Strahlenbelastung für die Untersuchung ist stark abhängig vom Gerätetyp (4-Zeiler  $>$  16-Zeiler) und den Untersuchungsparametern (140 kV  $>$  120 kV  $>$  80 kV bei gleichen mA, wobei jedoch das Kontrast/Rauschen-Verhältnis bei 80 kV am besten ist) [40–43]. Die Strahlendosis einer CTA entspricht der einer DSA [44].

Für die periphere CTA liegen derzeit noch keine gesicherten Daten für die Rolle in der Erstellung von Behandlungsplänen (chirurgisch – endovaskulär) vor. Die Datenlage für den Vergleich mit dem Goldstandard der i.a.-Angiographie ist relativ gut. Allerdings sind die meisten publizierten Daten mit 4-Zeilen-CT-Geräten durchgeführt, hier findet sich in vielen Studien eine Spezifität und Sensitivität von  $> 90$  % im Vergleich zur DSA [45–51]. Mit einem 16-Zeilen-CT können die Ergebnisse eigentlich nur besser werden (höhere Ortsauflösung ohne sonstige Einbußen).

Bei der Abklärung von Patienten mit aortaler Okklusion (Leriche-Syndrom) hat sich auch die CTA bereits für die



**Abbildung 4:** Multislice-CTA eines 58-jährigen Patienten mit Leriche-Syndrom, die VRT gibt einen guten Überblick über Gefäßverschlüsse, Kollateralisation und Anschlußgefäße für die Becken- (a) und in der Peripherie (c; Blick von dorsal), die CPR (b) zeigt den Schnitt durch die verschlossene infrarenale Aorta abdominalis.

akkurate Höhenbestimmung des Aortenverschlusses sowie die Darstellung der Kollateralgefäße weitgehend etabliert (Abb. 4).

### ■ Gefäßprothesen – Stents in MRA und CTA (Abb. 2) [52–64]

Stents sind für beide Modalitäten ein Problem, wobei die CTA im allgemeinen eher geringere Probleme mit Stents hat. Bei der CTA entstehen die Probleme mit abnehmendem Gefäßdurchmesser (iliakal  $<$  femoral  $<$  crural) und mit zunehmender Metallmenge (Stainless Steel  $>$  Wolframlegierung [Wallstent]  $>$  Nitinol), da die entstehenden Metallartefakte (lassen den Stent dicker erscheinen, als er in Wirklichkeit ist) die Beurteilung des Lumens (Intimahyperplasie etc.) massiv erschweren. Mit CPRs ist eine Beurteilung bis femoral aber weitgehend unproblematisch möglich.

Bei der MRA ist das Problem die Signalauslöschung, geringer das von Artefakten. Dies ist teilweise vom Metall (Stainless Steel  $>$  Nitinol), aber auch vom Stentdesign (woven  $<$  slotted tube) abhängig, deshalb kann man nicht generalisieren, welcher Stenttyp die geringsten Artefakte macht. Charakteristisch sind für die Stents im MR, daß sie am Beginn/Ende Artefakte produzieren; prinzipiell stellt jedoch eher ein Problem dar, daß der Stent im MR nicht ideal gesehen werden kann (Anamnese, Betrachten der Rohschichten, nicht nur die Rekonstruktionen) und die Signalauslöschung als Verschluß/ Stenose interpretiert wird.

Sowohl für CTA als auch MRA wird für die in Zukunft verfügbaren selbst-resorbierenden Magnesiumstents gelten, daß diese kaum Artefakte/Auslöschungen erzeugen werden und eher kaum abgegrenzt werden können (gegen Kalk in der CTA oder eher generell in der MRA).

### ■ Indikationen und Differentialindikationen von MRA und CTA

Die Indikation und Differentialindikation von MRA und CTA ist immer eine Frage der lokalen Verfügbarkeit, d. h. daß das WO und WIE der lokalen Zusammenarbeit (Gefäßchirurgie – Interventionelle Radiologie – Angiologie) sowie vorhandene

Ressourcen (Zeit, Untersuchungsmöglichkeiten) entscheidend sind.

Grundsätzlich ist nach klinischer Untersuchung eine wirklich genaue Eingrenzung der Pathologie bzw. der Höhe und Länge der Pathologie mittels Duplex sicher ausreichend, wenn die Abstimmung mit der weiteren Behandlung (endovaskulär – Gefäßchirurgie) auf Basis des vorliegenden Befundes gemacht werden kann. Je weniger gut die Höhe der Pathologie der Gefäßobstruktion zugeordnet werden kann, je mehr Fragen sich teilweise auch von der abdominellen Aorta (Nierenarterienstenosen, Aortenaneurysmen, genaue Vermeßbarkeit, distale Staturerhebung bei Aortenaneurysma) ergeben, desto mehr gewinnen die Schnittbildverfahren an Bedeutung, da sie in der Lage sind, große Gefäßbereiche (vom thorako-abdominalen Übergang bis hin zum Vorfuß in einer Untersuchung) übersichtlich abzubilden. Die Verfahren (MRA oder CTA) sind in ihrer Aussagekraft und in ihrer Fähigkeit, die Gefäßbehandlung zu planen, sicher als annähernd gleichwertig zu betrachten, wobei jedes seinen spezifischen Vorteil hat:

- Je jünger der Patient, desto mehr sollte ionisierende Strahlung vermieden werden → deshalb MRA.
- Je eingeschränkter die Nierenfunktion, desto eher die Verwendung von Gadolinium-hältigem Kontrastmittel, vor allem wegen der geringeren applizierten Menge → deshalb MRA.
- Metallimplantate (Schrittmacher, Defibrillatoren, Schmerzpumpen etc.) erlauben keine MRA-Untersuchung → deshalb CTA.
- Patienten, die nicht über längere Zeit (knapp 20 Min.) ruhig liegen können sowie Patienten mit anatomischen Fehlstellungen (Kontrakturen etc.) ist nur in geringem Maß für die MRA geeignet, da hier sowohl die Scan-Planung als auch die Anfälligkeit für Bewegungsartefakte in der MRA sehr hoch ist → deshalb CTA.
- Vorhandene Gefäßendoprothesen (Stents jeder Bauart) lassen den Patienten immer ungeeigneter für eine MRA werden, vor allem, wenn die gestentete Region beurteilt werden soll. In der MRA sind fast alle gestenteten Gefäßabschnitte mit einem deutlichen Signalverlust behaftet, auch wenn dieser nur lokal (z. B. am Stenteingang bzw. am Stentausgang) abzugrenzen ist, dies macht häufig eine zusätzliche Duplex-Untersuchung notwendig. In der CTA gibt es vor allem Probleme bei mehrfach gestenteten Gefäßabschnitten, vor allem nach der Verwendung von z. B. Wallstents oder Palmazstents, die in der Regel doch deutlich mehr Metall (Edelstahl bzw. Wolframlegierung) enthalten und damit auch mehr Artefakte zeigen. Die Artefakte sind keine Signalauslöschung, sie bewirken aber, daß ein Bereich von knapp 1–2 mm um den Stent oder in den Stent hinein nicht dargestellt werden kann, und damit ist das dargestellte Lumen doch massiv rarefiziert. Insgesamt ist auch bei gestenteten Patienten, wenn die Möglichkeit besteht, eine Kombination von Duplex- und Schnittbildverfahren (Duplexuntersuchung des gestenteten Abschnittes und eine Staturerhebung bzw. Übersicht mit der CTA/MRA) zu machen, sicher die idealste Untersuchungsmethode.
- Die MRA ist dzt. sicher verbreiteter als die Multislice-CTA mit adäquaten Auswertungs- und Präsentationsmöglichkeiten (siehe nächster Abschnitt), welche momentan von Herstellerseite schlechter verfügbar und sicher auch sehr zeitaufwendig ist.
- Die bessere Tolerierbarkeit der Untersuchung ist sicher im CT gegeben (kurze Röhre, kein Problem mit Klaustrophobie, kurze Untersuchungszeit), jedoch müssen gerade bei älteren oder Gefäßpatienten aktuelle Nierenwerte (Kreatinin, BUN) vorliegen, um die potentiell nephrotoxischen Kontrastmittel (gleich nephrotoxisch wie Gadolinium, aber immer größere applizierte Menge) geben zu können. Bei erhöhten Nierenwerten (ab einem Kreatinin von 1,5 eignet sich die Berechnung der glomerulären Filtrationsrate besser) wäre auch eine zusätzliche Vorbereitung des Patienten (Acetylcystein am vorangegangenen bzw. am selben Tag, gute Hydrierung, Absetzen von zusätzlich nephrotoxischen Medikamenten wie nichtsteroidale Antirheumatika, Antibiotika) erforderlich.
- Die Erstellung des Untersuchungsergebnisses in einem Bild zur Präsentation (Übersichts-MIP für die MRA, Multipath-CPR für CTA bzw. MIP nach Knochensubtraktion für die CTA) und die Befundinterpretation durch Dritte (Angiologe, Gefäßchirurg) spricht dzt. eher für MRA.
- Für die Beurteilung und Therapieplanung bei Claudicatio sind die Ergebnisse von CTA und MRA dzt. sicher gleichwertig.
- Je eingengter die Fragestellung ist (z. B. Restenose nach Stent), desto mehr tritt die Bedeutung beider Verfahren gegenüber der Duplex-Untersuchung in den Hintergrund. Je globaler die Fragestellung ist, desto eher sind beide Untersuchungsmethoden gegenüber der Duplex-Untersuchung zu bevorzugen. Ist eine Ganzkörper-CT-Angiographie gewünscht (thorako-abdominale Aneurysmen mit Darstellung der Peripherie), ist sicher die CTA die Methode der Wahl, da hier der komplette Gefäßstatus in 30–40 s Untersuchungszeit erhoben werden kann. Es gibt dzt. einige MR-Untersuchungsoptionen (AngioSuri<sup>®</sup>), jedoch sind diese nur in wenigen Zentren verfügbar, während fast jeder Multislice-CT (sicher dzt. 40–50 % aller vorhandenen CT-Geräte) eine Ganzkörper-CTA möglich macht.

## ■ Kosteneffektivität [65–71]

Die Kosteneffektivität der CTA ist ähnlich jener der MRA zu sehen, interessanterweise gibt es, wenn man die Revaskularisation (endovaskulär oder chirurgisch) als Endpunkt sieht, kaum Kostenvorteile für jedwede nichtinvasive Bildgebung im Vergleich zur DSA. Dies erklärt sich aus den hohen Kosten der Behandlung selbst sowie aus der notwendigen stationären Aufnahme (theoretisch ist ja auch die ambulante PTA möglich, diese ist in Österreich kaum etabliert, aber mit massiver Besserung der Kostensituation). Zur Staturerhebung (ohne Therapiekonsequenz) haben die nichtinvasiven Verfahren deutliche Vorteile gegenüber der i.a.-DSA, vor allem durch die ambulante Untersuchungsmöglichkeit. Die MRA ist der CTA in den Entstehungskosten (Untersuchungszeit) sicher überlegen, jedoch potentiell mit weniger Nachbearbeitungskosten und Folgekosten (Niereninsuffizienz und Strahlungsfolgen). Die Nachbearbeitungszeit (bis zum Vorliegen präsentierbarer Übersichten) ist für die MRA ungefähr 5–10 Min., teilweise

schon automatisch generiert. Die CTA benötigt bis zum Vorliegen präsentabler Übersichten sicher eine Nachbearbeitungszeit von bis zu 60 Minuten, vor allem bei starken Verkalkungen bei gleichzeitiger Gefäßrarefizierung (Unterschenkel). Hier ist von seiten der meisten Hersteller noch viel zu tun, vollautomatisierte Ansätze gibt es im akademisch-universitären Bereich, wie z. B. mit dem ANGIOVIS-Projekt (ao. Univ.-Prof. Dr. med. Dominik Fleischmann, AKH Wien/Interv. Radiologie/Stanford, gemeinsam mit der TU Wien). Ansätze, wonach im optimalen Fall eine komplette Knochen-Subtraktion für MIP und simultane Generierung aller Gefäßpfade bis hin zum Vorfuß und Kombination in einer Übersicht (analog zur i.a.-DSA) mindestens 30–40 Min. benötigt, gibt es von Geräteherstellerseite (Philips, Siemens, Toshiba, GE) derzeit nur rudimentär. Zusammengefaßt bedeutet dies: Kurze Untersuchungszeit für CTA bei langer Nachbearbeitungszeit vs. längere Untersuchungszeit und kürzere Nachbearbeitung bei MRA.

## ■ Datennachverarbeitung – Dokumentation – Bildinterpretation

### Magnetresonanztomographie

Die MRA erstellt einen dreidimensionalen Datensatz, wobei die Auflösung in der z-Achse (je nach Wahl der Schichtrichtung, z. B. meist koronal, jedoch auch parakoronal) unmittelbar mit der gewählten Schichtdicke korreliert. Zusätzlich ist die (subtrahierte) MR-Angiographie ein reines Luminogramm ohne störenden Background und ohne störende Verkalkungen. Die Orientierung erfolgt an den für Demonstration und Archivierung erstellten MIPs (Maximum Intensity Projections), unerlässlich ist jedoch die Verifizierung der erfaßten Pathologie an den Rohdaten (source images) und an multiplanaren Reformationen (MPR), da die Subtraktion anfällig für „Pseudo-Stenosen“ sein kann. Metallartefakte (z. B. Stents oder Clips) erscheinen ebenfalls als Stenosen oder Verschlüsse. Im Falle zeitlich nicht ideal abgestimmter Untersuchungen kann die Befundung der „source images“ an der Workstation evtl. auch helfen, venöse Überlagerungen zu identifizieren.

Im Fall der Verwendung von Subtraktionstechnik muß immer der Vergleich mit den nativen Images erfolgen, um im Falle von Artefakten oder Implantaten keine falsch positiven Befunde zu erstellen. Möglich sind Bildverarbeitung mit „surface shaded display“ (SSD) oder auch die virtuelle Endoskopie, dies aber ohne relevanten diagnostischen Zugewinn. Ob, wie in der CT-Angiographie, „curved planar reconstructions“ (CPR) eine diagnostische Bedeutung bekommen, bleibt abzuwarten, insofern, als die MRA eine doch schlechtere Auflösung in der z-Achse aufweist und die MIP-Darstellung ohne störende Überlagerung ohnehin eine gute und schnelle Orientierung und Präsentation möglich macht.

### Computertomographieangiographie

Die Computertomographie erreichte erst als Multidetektor-CT eine ideale Auflösung in der z-Achse und damit gut 3D-rekonstruierbare Datensätze. Die Befundung erfolgt wegen der großen Anzahl der Daten und Bilder ausschließlich an

einer Workstation. Rekonstruiert werden überlappende axiale Schichten von 1 mm mit 0,5 mm Überlappung; insgesamt liegen damit bei 130 cm Scanlänge bis zu 2600 Schichten, > 1 GB an Daten. Damit ist die Rekonstruktion der Daten notwendig, um eine nachvollziehbare Übersicht geben zu können.

Dies ist als einfachste Beurteilungsmöglichkeit mit „volume rendering“ gut möglich, allerdings nur bei Gefäßen ohne relevante Verkalkungen. Hier ist damit eine Befundung mit hoher Sensitivität und Spezifität möglich [34, 72–74]. Bei starken Verkalkungen ist aber keine ausreichende Beurteilbarkeit von Stenosen/Verschlüssen möglich. MIP sind genauso anfällig für die schlechte Beurteilbarkeit von Obstruktionen bei massiven Gefäßverkalkungen, zusätzlich sind die Knochenüberlagerungen stark störend, sodaß das vorherige „bone removal“ unabdingbar ist.

So hat sich für die Präsentation von Gefäßen in der CTA die gecurvte planare Rekonstruktion als beste und sensitivste Präsentationsmöglichkeit durchgesetzt, manuell für die periphere Gefäßsituation zu mühsam und zeitaufwendig, automatisiert allerdings um den Aufwand einer hohen Rechenleistung und ausgeklügelter Programme (derzeit) nur eingeschränkt möglich [25, 75, 76]. Zusätzlich möglich ist auch die „Multipath“-CPR, bei der alle Gefäßschnitte (Schnitte durch alle Gefäße rechts wie links inklusive aller Unterschenkelgefäße [Abb. 3b]) in ein Projektionsbild zurückgerechnet werden, dies ergibt dann einen hervorragenden Überblick über den Gefäßstatus und die Möglichkeit der 3D-Betrachtung (Rotation etc.).

### Literatur:

- Rose SC. Noninvasive vascular laboratory for evaluation of peripheral arterial occlusive disease. Part II – clinical applications: chronic, usually atherosclerotic, lower extremity ischemia. *J Vasc Interv Radiol* 2000; 11: 1257–75.
- Haustein J, Niendorf HP, Krestin G et al. Renal tolerance of gadolinium-DTPA/dimeglumine in patients with chronic renal failure. *Invest Radiol* 1992; 27: 153–6.
- Niendorf HP, Haustein J, Cornelius I et al. Safety of gadolinium-DTPA: extended clinical experience. *Magn Reson Med* 1991; 22: 222–8.
- Niendorf HP, Haustein J, Louton T et al. Safety and tolerance after intravenous administration of 0.3 mmol/kg Gd-DTPA. Results of a randomized, controlled clinical trial. *Invest Radiol* 1991; 26 (Suppl 1): S221–S223.
- Niendorf HP, Dinger JC, Haustein J et al. Tolerance data of Gd-DTPA: a review. *Eur J Radiol* 1991; 13: 15–20.
- Murphy KJ, Brunberg JA, Cohan RH. Adverse reactions to gadolinium contrast media: a review of 36 cases. *Am J Roentgenol* 1996; 167: 847–9.
- Nelson KL, Gifford LM, Lauber-Huber C et al. Clinical safety of gadopentetate dimeglumine. *Radiology* 1995; 196: 439–43.
- Leiner T, Nijenhuis RJ, Maki JH et al. Use of a three-station phased array coil to improve peripheral contrast-enhanced magnetic resonance angiography. *J Magn Reson Imaging* 2004; 20: 417–25.
- Von Kalle T, Gerlach A, Hatopp A et al. Contrast-enhanced MR angiography (CEMRA) in peripheral arterial occlusive disease

(PAOD): conventional moving table technique versus hybrid technique. *Rofo* 2004; 176: 62–9.

- Fellner FA, Requardt M, Lang W et al. Peripheral vessels: MR angiography with dedicated phased-array coil with large-field-of-view adapter feasibility study. *Radiology* 2003; 228: 284–9.
- Goyen M, Ruehm SG, Barkhausen J et al. Improved multi-station peripheral MR angiography with a dedicated vascular coil. *J Magn Reson Imaging* 2001; 13: 475–80.
- Lenhart M, Herold T, Volk M et al. Contrast media-enhanced MR angiography of the lower extremity arteries using a dedicated peripheral vascular coil system. First clinical results. *Rofo* 2000; 172: 992–9.
- Janka R, Fellner F, Fellner C et al. Dedicated phased-array coil for peripheral MRA. *Eur Radiol* 2000; 10: 1745–9.
- Janka R, Fellner FA, Fellner C et al. A hybrid technique for the automatic floating table MRA of peripheral arteries using a dedicated phased-array coil combination. *Rofo* 2000; 172: 477–81.
- Ruehm SG, Wiesner W, Debatin JF. Pelvic and lower extremity veins: contrast-enhanced three-dimensional MR venography with a dedicated vascular coil-initial experience. *Radiology* 2000; 215: 421–7.
- Ruehm SG, Hany TF, Pfammatter T et al. Pelvic and lower extremity arterial imaging: diagnostic performance of three-dimensional contrast-enhanced MR angiography. *Am J Roentgenol* 2000; 174: 1127–35.
- Nelemans PJ, Leiner T, De Vet HC et al. Peripheral arterial disease: meta-analysis of



- the diagnostic performance of MR angiography. *Radiology* 2000; 217: 105–14.
18. Danias PG, Roussakis A, Ioannidis JP. Diagnostic performance of coronary magnetic resonance angiography as compared against conventional X-ray angiography: a meta-analysis. *J Am Coll Cardiol* 2004; 44: 1867–76.
19. Koelemay MJ, Lijmer JG, Stoker J et al. Magnetic resonance angiography for the evaluation of lower extremity arterial disease: a meta-analysis. *J Am Med Assoc* 2001; 285: 1338–45.
20. Visser K, Hunink MG. Peripheral arterial disease: gadolinium-enhanced MR angiography versus color-guided duplex US – a meta-analysis. *Radiology* 2000; 216: 67–77.
21. Khilnani NM, Winchester PA, Prince MR et al. Peripheral vascular disease: combined 3D bolus chase and dynamic 2D MR angiography compared with x-ray angiography for treatment planning. *Radiology* 2002; 224: 63–74.
22. Carpenter JP, Baum RA, Holland GA et al. Peripheral vascular surgery with magnetic resonance angiography as the sole preoperative imaging modality. *J Vasc Surg* 1994; 20: 861–9; discussion 869–71.
23. Soule B, Hingorani A, Ascher E et al. Comparison of Magnetic Resonance Angiography (MRA) and Duplex Ultrasound Arterial Mapping (DUAM) prior to infrainguinal arterial reconstruction. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2003; 25: 139–46.
24. Cambria RP, Kaufman JL, Brewster DC et al. Surgical renal artery reconstruction without contrast arteriography: the role of clinical profiling and magnetic resonance angiography. *J Vasc Surg* 1999; 29: 1012–21.
25. Leiner T, Tordoir JH, Kessels AG et al. Comparison of treatment plans for peripheral arterial disease made with multi-station contrast medium-enhanced magnetic resonance angiography and duplex ultrasound scanning. *J Vasc Surg* 2003; 7: 1255–62.
26. Loewe C, Schoder M, Rand T et al. Peripheral vascular occlusive disease: evaluation with contrast-enhanced moving-bed MR angiography versus digital subtraction angiography in 106 patients. *Am J Roentgenol* 2002; 179: 1013–21.
27. Meaney JF, Ridgway JP, Chakraverty S et al. Stepping-table gadolinium-enhanced digital subtraction MR angiography of the aorta and lower extremity arteries: preliminary experience. *Radiology* 1999; 11: 59–67.
28. Ho KY, De Haan MW, Kessels AG et al. Peripheral vascular tree stenoses: detection with subtracted and nonsubtracted MR angiography. *Radiology* 1998; 206: 673–81.
29. Ho KY, Leiner T, De Haan MW et al. Peripheral vascular tree stenoses: evaluation with moving-bed infusion-tracking MR angiography. *Radiology* 1998; 206: 683–92.
30. Iannaccone R, Catalano C, Danti M et al. Images in cardiovascular medicine. Leriche syndrome visualized by 3-dimensional multislice computed tomography angiography. *Circulation* 2004; 110: 77–8.
31. Sievers B, Kickuth R, Mohiaddin RH et al. Cardiac magnetic resonance simultaneously evaluates Leriche syndrome and prior inferior myocardial infarction. *Int J Cardiovasc Imaging* 2003; 19: 345–7.
32. Vogt FM, Goyen M, Debatin JF. Modern diagnostic concepts in dissection and aortic occlusion. *Radiology* 2001; 41: 640–52.
33. Ruehm SG, Weishaupt D, Debatin JF. Contrast-enhanced MR angiography in patients with aortic occlusion (Leriche syndrome). *J Magn Reson Imaging* 2000; 11: 401–10.
34. Rieker O, Mildenerberger P, Neufang A et al. CT angiography in arterial occlusive disease: comparison of 3 rendering techniques. *Rofo* 1997; 167: 361–70.
35. Link J, Steffens JC, Brossmann J et al. Contrast-enhanced MR angiography in Leriche's syndrome. *Rofo* 1998; 169: 22–6.
36. Richter CS, Biamino G, Ragg C et al. CT angiography of the pelvic arteries. *Eur J Radiol* 1994; 19: 25–31.
37. Raptopoulos V, Rosen MP, Kent KC et al. Sequential helical CT angiography of aortoiliac disease. *Am J Roentgenol* 1996; 166: 1347–54.
38. Koelemay MJ, Legemate DA, Van Gorp J et al. Colour duplex scanning and pulse-generated run-off for assessment of popliteal and crural arteries before peripheral bypass surgery. *Br J Surg* 1997; 84: 1115–9.
39. Rieker O, Duber C, Neufang A et al. CT angiography versus intraarterial digital subtraction angiography for assessment of aortoiliac occlusive disease. *Am J Roentgenol* 1997; 169: 1133–8.
40. Wintersperger B, Jakobs T, Herzog P et al. Aorto-iliac multidetector-row CT angiography with low kV settings: improved vessel enhancement and simultaneous reduction of radiation dose. *Eur Radiol* 2005; 15: 334–41.
41. Sigal-Cinqualbre AB, Hennequin R, Abada HT et al. Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: feasibility and effect on image quality and iodine dose. *Radiology* 2004; 231: 169–74.
42. Verdun FR, Lepori D, Monnin P et al. Management of patient dose and image noise in routine pediatric CT abdominal examinations. *Eur Radiol* 2004; 14: 835–41.
43. Ertl-Wagner BB, Hoffmann RT, Bruening R et al. Multi-detector row CT angiography of the brain at various kilovoltage settings. *Radiology* 2004; 231: 528–35.
44. Rubin GD, Schmidt AJ, Logan LJ et al. Multi-detector row CT angiography of lower extremity arterial inflow and runoff: initial experience. *Radiology* 2001; 221: 146–58.
45. Ofer A, Nitecki SS, Linn S et al. Multi-detector CT angiography of peripheral vascular disease: a prospective comparison with intraarterial digital subtraction angiography. *Am J Roentgenol* 2003; 180: 719–24.
46. Edwards AJ, Wells IP, Roobottom CA. Multidetector row CT angiography of the lower limb arteries: a prospective comparison of volume-rendered techniques and intraarterial digital subtraction angiography. *Clin Radiol* 2005; 60: 85–95.
47. Ota H, Takase K, Igarashi K et al. MDCT compared with digital subtraction angiography for assessment of lower extremity arterial occlusive disease: importance of reviewing cross-sectional images. *Am J Roentgenol* 2004; 182: 201–9.
48. Romano M, Mainenti PP, Imbriaco M et al. Multidetector row CT angiography of the abdominal aorta and lower extremities in patients with peripheral arterial occlusive disease: diagnostic accuracy and interobserver agreement. *Eur J Radiol* 2004; 50: 303–8.
49. Romano M, Amato B, Markabaoui K et al. Follow-up of patients with previous vascular interventions: role of multidetector row computed tomographic angiography of the abdominal aorta and lower extremities. *J Cardiovasc Surg (Torino)* 2004; 45: 89–91.
50. Romano M, Amato B, Markabaoui K et al. Multidetector row computed tomographic angiography of the abdominal aorta and lower limbs arteries. A new diagnostic tool in patients with peripheral arterial occlusive disease. *Minerva Cardioangiol* 2004; 52: 9–17.
51. Martin ML, Tay KH, Flak B et al. Multi-detector CT angiography of the aortoiliac system and lower extremities: a prospective comparison with digital subtraction angiography. *Am J Roentgenol* 2003; 180: 1085–91.
52. Bartels LW, Smits HF, Bakker CJ et al. MR imaging of vascular stents: effects of susceptibility, flow, and radiofrequency eddy currents. *J Vasc Interv Radiol* 2001; 12: 365–71.
53. Bartels LW, Bakker CJ, Viergever MA. Improved lumen visualization in metallic vascular implants by reducing RF artifacts. *Magn Reson Med* 2002; 47: 171–80.
54. Buecker A, Spuentrup E, Ruebben A et al. Artifact-free in-stent lumen visualization by standard magnetic resonance angiography using a new metallic magnetic resonance imaging stent. *Circulation* 2002; 105: 1772–75.
55. Buecker A, Spuentrup E, Ruebben A et al. New metallic MR stents for artifact-free coronary MR angiography: feasibility study in a swine model. *Invest Radiol* 2004; 39: 250–3.
56. Hagspiel KD, Leung DA, Nandalur KR et al. Contrast-enhanced MR angiography at 1.5 T after implantation of platinum stents: in vitro and in vivo comparison with conventional stent designs. *Am J Roentgenol* 2005; 184: 288–94.
57. Hilfiker PR, Quick HH, Debatin JF. Plain and covered stent-grafts: in vitro evaluation of characteristics at three-dimensional MR angiography. *Radiology* 1999; 211: 693–7.
58. Kivelitz D, Wagner S, Schnorr J et al. A vascular stent as an active component for locally enhanced magnetic resonance imaging: initial in vivo imaging results after catheter-guided placement in rabbits. *Invest Radiol* 2003; 38: 147–52.
59. Lenhart M, Volk M, Manke C et al. Stent appearance at contrast-enhanced MR angiography: in vitro examination with 14 stents. *Radiology* 2000; 217: 173–8.
60. Letourneau-Guillon L, Soulez G, Beaudoin G et al. CT and MR imaging of nitinol stents with radiopaque distal markers. *J Vasc Interv Radiol* 2004; 15: 615–24.
61. Mahnken AH, Buecker A, Wildberger JE et al. Coronary artery stents in multislice computed tomography: in vitro artifact evaluation. *Invest Radiol* 2004; 39: 27–33.
62. Maintz D, Fischbach R, Juergens KU et al. Multislice CT angiography of the iliac arteries in the presence of various stents: in vitro evaluation of artifacts and lumen visibility. *Invest Radiol* 2001; 36: 699–704.
63. Strotzer M, Lenhart M, Butz B et al. Appearance of vascular stents in computed tomographic angiography: in vitro examination of 14 different stent types. *Invest Radiol* 2001; 36: 652–8.
64. Wang Y, Truong TN, Yen C et al. Quantitative evaluation of susceptibility and shielding effects of nitinol, platinum, cobalt-alloy, and stainless steel stents. *Magn Reson Med* 2003; 49: 972–6.
65. Visser K, Kock MC, Kuntz KM et al. Cost-effectiveness targets for multi-detector row CT angiography in the work-up of patients with intermittent claudication. *Radiology* 2003; 227: 647–56.
66. Yin D, Baum RA, Carpenter JP et al. Cost-effectiveness of MR angiography in cases of limb-threatening peripheral vascular disease. *Radiology* 1995; 194: 757–64.
67. Hoch JR, Tullis MJ, Kennell TW et al. Use of magnetic resonance angiography for the preoperative evaluation of patients with infrainguinal arterial occlusive disease. *J Vasc Surg* 1996; 23: 792–800; discussion 801.
68. Swan JS, Langlotz CP. Patient preference for magnetic resonance versus conventional angiography. Assessment methods and implications for cost-effectiveness analysis: an overview. *Invest Radiol* 1998; 33: 553–9.
69. Visser K, Kuntz KM, Donaldson MC et al. Pretreatment imaging workup for patients with intermittent claudication: a cost-effectiveness analysis. *J Vasc Interv Radiol* 2003; 14: 53–62.
70. Visser K, De Vries SO, Kitslaar PJ et al. Cost-effectiveness of diagnostic imaging work-up and treatment for patients with intermittent claudication in The Netherlands. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 2003; 25: 213–23.
71. Berry E, Kelly S, Westwood ME et al. The cost-effectiveness of magnetic resonance angiography for carotid artery stenosis and peripheral vascular disease: a systematic review. *Health Technol Assess* 2002; 6: 1–155.
72. Salgado R, Mulkens T, Ozsarlak O et al. CT angiography: basic principles and post-processing applications. *JBR-BTR* 2003; 86: 336–40.
73. Portugaller HR, Schoellnast H, Tauss J et al. Semitransparent volume-rendering CT angiography for lesion display in aortoiliac arteriosclerotic disease. *J Vasc Interv Radiol* 2003; 14: 1023–30.
74. Johnson PT, Halpern EJ, Kuszyk BS et al. Renal artery stenosis: CT angiography – comparison of real-time volume-rendering and maximum intensity projection algorithms. *Radiology* 1999; 211: 337–43.
75. Raman R, Napel S, Beaulieu CF et al. Automated generation of curved planar reformations from volume data: method and evaluation. *Radiology* 2002; 223: 275–80.
76. Raman R, Napel S, Rubin GD. Curved-slab maximum intensity projection: method and evaluation. *Radiology* 2003; 229: 255–60.

# 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](#)