

MR-Angiographie bei portaler Hypertension

Eine aktuelle Bestandsaufnahme

Zusammenfassung

Zur orientierenden Darstellung des portalvenösen Gefäßsystems bei portaler Hypertension bieten sich heute die farbkodierte Dopplersonographie (FKDS) oder die KM-gestützte CT-Angiographie in Spiraltechnik (MSCTA) an. Goldstandard war bisher die indirekte Splenoportographie in Form der intraarteriellen digitalen Subtraktionsangiographie (i. a. DSA). Nunmehr ist die schnelle KM-gestützte 3D-MR-Angiographie (CE-MRA) die Methode der Wahl. Sie ermöglicht eine übersichtliche Darstellung des portalen Gefäßsystems und der portosystemischen Kollateralen. Aussagen über Geschwindigkeit und Richtung des Blutflusses sind durch den additiven Einsatz der TOF oder PC-Techniken möglich. In der Nachsorge nach interventionellen oder chirurgischen Eingriffen sind exakte Aussagen über hämodynamisch relevante Befunde einschließlich Gefäßthrombosen, -stenosen oder -verschlüssen möglich. Darüber hinaus werden durch die CE-MRA die Aufklärung des Patienten vereinfacht, die Untersuchungs- und Liegezeit verkürzt und das Ausmaß von Komplikationen drastisch reduziert.

Schlüsselwörter

Portale Hypertension · MR-Angiographie · MR-Kontrastmittel · Time-of-flight-Technik · Phasenkontrastmethode

Die Fortschritte auf dem Gebiet der interventionellen und chirurgischen Therapie bei Patienten mit portaler Hypertension erfordern eine exakte Beurteilung des portalvenösen Gefäßsystems. Nicht- oder semiinvasive Verfahren wie die farbkodierte Dopplersonographie (FKDS) und die CT-Angiographie (MSCTA) werden heute vielfach alternativ zur intraarteriellen DSA eingesetzt [35, 47, 78]. Eine weitere wenig invasive Technik ist die KM-gestützte MR-Angiographie (CE-MRA), die in den letzten Jahren zunehmend Eingang in die klinische Routine gefunden hat [32, 52, 57]. Ziel dieser Arbeit ist die Darstellung der aktuellen MRA-Verfahren in der Diagnostik von Patienten mit portaler Hypertension. Ferner wird der Stellenwert dieser Methode bei verschiedenen klinischen Anwendungen präsentiert.

Ätiologie und Pathogenese

Eine portale Hypertension liegt bekanntlich vor, wenn der portosystemische Druckgradient langanhaltend höher als 5 mm Hg ist [28, 54]. Ursächlich hierfür ist in den westlichen Industrieländern in ca. 90% der Fälle eine Leberzirrhose. Selten entwickelt sich eine portale Hypertension als Folge eines prähepatischen Blockes (z. B. Pfortaderthrombose) oder eines posthepatischen Blockes (z. B. Budd-Chiari-Syndrom). Neben einer Widerstandserhöhung im portalen Gefäßbett („Backward-Hypothese“) ist auch ein vermehrter portal-

venöser Blutfluss („Forward-Hypothese“) an der Entstehung beteiligt. Es entsteht eine hyperdynamische systemische und viszerale Zirkulation, die durch arterielle Hypertension, Hypervolämie, erniedrigten peripheren Gefäßwiderstand und erhöhtes Herzminutenvolumen gekennzeichnet ist. Hieraus resultiert ein vermehrter portalvenöser Blutfluss, der trotz portosystemischer Kollateralisation zu einer persistierenden portalen Hypertension führt [55, 68].

Je nach Lage der Abflussstörung bilden sich unterschiedliche Kollateralwege aus. Beim prähepatischen Block liegt das Strömungshindernis in der V. lienalis oder der V. porta. Die Kollateralzirkulation ist überwiegend hepatopetal; es kommt zur Ausbildung von sog. kavernösen Transformationen. Bei intrahepatischen Gefäßobstruktionen werden ein präsinusoidaler und ein sinusoidaler Block unterschieden. Hierbei erfolgt der Blutfluss hepatofugal über die Vv. gastricae breves und/oder die V. coronaria ventriculi und Ösophagusvenen zur V. cava superior, über die V. mesenterica inferior, Hämorrhoidal- und Beckenvenen zur V. cava inferior oder über retroperitoneale Venen zur linken Nierenvene (sog. spontaner Warren-Shunt). Bei einer Re-

PD Dr. Rolf Vosshenrich
Abt. Röntgendiagnostik I,
Klinikum der Georg-August-Universität,
Robert-Koch-Strasse 40, 37075 Göttingen,
E-mail: roe1@med.uni-goettingen.de

R. Vosshenrich · U. Fischer · E. Grabbe

MR angiography in portal hypertension: state of the art

Abstract

When imaging the portal vascular system colour-coded sonography and CT angiography are used as an alternative to intraarterial DSA. Today fast CE 3D-MRA is the imaging modality of choice in the diagnostic of patients with portal hypertension. It enables a clear picture of the portalvenous vascular system and portalsystemic shunts. Statements regarding velocity and direction of blood flow can be made with additional use of TOF and PC techniques. CE-3D MRA can be used preoperatively before liver transplantation or shunt surgery. In the follow-up of interventional or surgical procedures exact statements concerning haemodynamically significant pathologies e. g. vascular thromboses, stenoses and occlusions can be made. Patient consent is simplify and the numbers of complications can be reduced as well as duration of surgery minimized applying this technique

Keywords

Portal hypertension · MR angiography · MR contrast material · Time-of-flight technique · Phase contrast method

kanalisation der V. umbilicalis kommt es zur Kollateralzirkulation über den linken Pfortaderast zu den Nabelvenen und weiter über die V. epigastrica superior oder inferior zu den systemischen Venen. Der posthepatische Block ist durch ein Abflusshindernis in den Lebervenen oder einen Verschluss im posthepatischen Segment der V. cava inferior charakterisiert. Entlastungswege können sich über die zahlreichen Verbindungen zwischen den Vv. cava inferior und superior sowie der V. portae ausbilden [56].

MR-Angiographie-Techniken

Seit Ende der 80er Jahre ist eine orientierende Darstellung der portalvenösen Gefäße mit nativen MRA-Verfahren möglich. Hierfür kamen anfänglich die Time-of-flight- (TOF-)Technik und die Phasenkontrast- (PC-)Methode zur Anwendung [15, 17]. Weitere Fortschritte ermöglichten den Einsatz schneller KM-gestützter 3D-Sequenzen für Untersuchungen in einer Atemanhaltephase. Erste vielversprechende Ergebnisse hierzu wurden bereits 1993 von Prince et al. vorgestellt [58]. Technische Verbesserungen auf dem Gebiet der Gradientenfelder sowie drastische Verkürzungen der Repetitions- und Echozeiten haben aktuell zu einer weiteren Reduktion der Untersuchungszeiten geführt.

TOF-MR-Angiographie

Als TOF- oder Flugzeit- (Inflow-)Techniken werden Methoden bezeichnet, die auf der Bewegung von Spins mit einer longitudinalen Magnetisierungskomponente beruhen. Typischerweise wird die Magnetisierung eines Blutbolus an einer Stelle modifiziert und an einer anderen registriert. Spins, die stationär in der Schicht bleiben, erfahren viele Hochfrequenzpulse. Bei Repetitionszeiten, die im Vergleich zur T₁-Relaxationszeit des Blutes klein sind, werden diese Spins stark gesättigt. Sie sind daher kaum noch anzuregen und liefern dementsprechend wenig Signal. In einem Gefäß, in dem Blut senkrecht zur angeregten Schicht fließt, werden die angeregten Spins immer wieder durch frisch einströmende, völlig relaxierte Spins ersetzt. Diese liefern somit ein hohes Signal. Hieraus resultiert ein starker Kontrast zwischen stationären und fließenden Protonen, der eine Darstellung von

Blutfluss ermöglicht [50]. In der Praxis treten Inflow- und Phaseneffekte gleichzeitig auf. Für die erfolgreiche klinische Anwendung der Inflow-Technik müssen die Phaseneffekte auf ein Minimum reduziert werden. Dies geschieht zum einen durch zusätzlich geschaltete rephasierende Flusskompensationsgradienten (gradient moment rephasing, GMR), zum anderen durch die Anwendung kurzer Echozeiten [41]. Je kürzer die Echozeit, um so geringer ist die Zeit, in der die Spins zusätzliche Phasenverschiebungen aufbauen können, die zu Signalauslöschungen führen können. Ein TOF-Angiogramm kann mittels 2D-Einzelschichten oder als 3D-Volumenblock erstellt werden.

Für die Abbildung des portalvenösen Gefäßsystems mit Hilfe von 2D-FLASH-Sequenzen existieren verschiedene Protokolle. Typische Messprotokolle werden mit 5–6 mm dünnen Einzelschichten in koronarer oder transversaler Schichtführung durchgeführt. Hierbei können 2 Schichten mit einer Repetitionszeit von 60 ms und einer Echozeit von 8 ms innerhalb von 16 s während einer Atemanhaltephase akquiriert werden. Für einen guten Gefäßkontrast sind Anrewinkel von 30–60° erforderlich. Mit einem Vorsättigungspuls durch die supradiaphragmale Aorta lässt sich das arterielle Flussignal absättigen, so dass reine Phlebogramme resultieren [2, 3]. Zur Bestimmung der Flussrichtung oder zur Flussquantifizierung eignet sich die sog. Bolus-tracking-Technik [18, 80].

PC-MR-Angiographie

Die 2. Methode der nativen MR-Angiographie beruht auf den sog. Phaseneffekten. Diese Phaseneffekte entstehen, wenn sich angeregte Spins, d. h. Spins mit transversaler Magnetisierung, entlang von Gradienten bewegen. Veranschaulichen lassen sich diese Effekte am Beispiel eines bipolaren Gradientenpulses. Jeder Gradientenpuls bewirkt typischerweise eine Änderung der Larmorfrequenz, mit der die Spins präzedieren. Nach diesem Gradientenpuls zeigt die Magnetisierung der Spins in eine andere Richtung, d. h. die Spins haben eine andere Phase. Dabei hängt die Änderung von der Gradientenstärke und der Position der Spins ab. Wird nach einer gewissen Zeit ein 2. Gradientenpuls mit umgekehrtem Vorzeichen geschaltet, kann diese Phasenver-

schiebung wieder rückgängig gemacht werden, sofern die einzelnen Spins ihre Position nicht verändert haben. Demzufolge haben stationäre Spins exakt die gleiche Magnetisierung wie vorher.

Bei bewegten Spins kann die Phasenverschiebung des 1. HF-Pulses nicht kompensiert werden, da sich der Spin zum Zeitpunkt des 2. HF-Pulses an einer anderen Position befindet und dort eine Phasenverschiebung erfahren hat. Nach einem bipolaren Gradientenpuls verbleibt somit eine Phasenverschiebung, die von der Geschwindigkeit der Spins abhängt. Diese Phasenverschiebung ist die Grundlage der Phasenkontrastangiographie und der semiquantitativen Flussmessung [14].

Die meisten klinischen Erfahrungen in der Darstellung des Pfortadersystems bestehen mit 2D-PC-Sequenzen unter Anwendung dünner Einzelschichten in koronarer Schichtselektion [15]. Darüber hinaus können 3D-Techniken verwendet werden, wobei Geschwindigkeitsbilder zur Darstellung der Gefäßanatomie und Phasenbilder zur semiquantitativen Messung der Flussrichtung und -geschwindigkeit genutzt werden [1, 5]. Artefakte der PC-MRA durch Herzaktionen oder pulsatilen Fluss lassen sich mit Vorsättigungspulsen durch das Herz oder Selektion der Phasenkodierrichtung minimieren. Eine Separierung zwischen Arterien und Venen ist anhand unterschiedlicher Flussmuster mit entsprechender Vorwahl der Flussgeschwindigkeitskodierung möglich.

KM-gestützte MR-Angiographie

Für die schnelle KM-gestützte 3D-MRA waren 2 technische Entwicklungen von entscheidender Bedeutung: zum einen der Einsatz starker Gradientenfelder, zum anderen die Entwicklung dedizierter Oberflächenspulen. Die starken Gradientenfelder mit kurzen Anstiegszeiten ermöglichen die Akquisition komplexer 3D-Datensätze mit ultrakurzen Repetitions- und Echozeiten innerhalb einer Atemanhaltephase. Darüber hinaus führen diese extrem kurzen Repetitionszeiten in Kombination mit relativ hohen Anregewinkeln zu einer Unterdrückung des Hintergrundsignals. Mit paramagnetischen Substanzen, die die T_1 -Relaxationszeit verkürzen, lassen sich die Gefäßstrukturen gegenüber dem Hintergrund exzellent abgrenzen. Die ultra-

kurzen Echozeiten vermindern ferner Signaldephasierungen und ermöglichen damit eine exakte Beurteilung von Stenosen. Hinzu kommt die Bereitstellung spezieller Oberflächenspulen in Array-Technik, die ein hohes Signal-/Rauschverhältnis garantieren.

Für die KM-gestützte 3D-MRA werden niedermolekulare Gadolinium-Chelate verwendet. Diese Gadolinium-Chelate stellen die größte Gruppe der MR-Kontrastmittel dar und sind allgemein arm an Komplikationen [62]. Generell wird zunächst ein Testbolus von 1–2 ml Gd-DTPA intravenös appliziert, um die individuelle KM-Transitzeit zu bestimmen. Alternativ kommen automatische Triggerungstechniken zur Anwendung [16, 61]. Mit der Anwendung MR-kompatibler Injektoren ist eine exakte KM-Applikation mit definierten Flussraten und Volumina möglich. Hierdurch gelingt eine homogene intravaskuläre Kontrastierung [37]. Die empfohlenen Flussraten variieren zwischen 1–5 ml/s [23]. Eine Dosis von 0,1 mmol Gd-DTPA/kg Körpergewicht mit einer maximalen Gesamtdosis von bis zu 0,3 mmol Gd-DTPA/kg Körpergewicht ist State-of-the-art in den meisten europäischen Zentren [9, 26, 43].

Für die MRA-Bildgebung kommen schnelle 3D-Gradientenecho- (GE-)Sequenzen mit kurzen Repetitions- (<5 ms) und kurzen Echo- (<2 ms) Zeiten in Kombination mit relativ hohen Anregewinkeln von 30–60° zur Anwendung. Das Blickfeld variiert zwischen 360 und 450 mm mit einer 512er Matrix in Frequenzkodierrichtung und 126–256 Phasenkodierschritten. Die Volumendicke beträgt in Abhängigkeit von den anatomischen Gegebenheiten zwischen 60 und 100 mm. Die effektive Schichtdicke sollte kleiner als 2 mm sein. Um die Datenakquisition in einer Atemanhaltephase zu ermöglichen, ist eine kurze Messzeit von weniger als 25 s erforderlich. Die Applikation selektiver Fettsättigungspulse ist hilfreich zur Unterdrückung störender Hintergrundsignale [29, 64]. Typischerweise wird nach einer KM-Gabe ein Datensatz akquiriert. Für die Abbildung des hepatischen Gefäßsystems, das die Arterien und die Pfortader einschließt, kommt ein zweiphasiges Protokoll zur Anwendung [24, 38]. Für die Nachverarbeitung der Datensätze werden Subtraktionstechniken verwendet. Die subtrahierten Datensätze

können dann mit verschiedenen Methoden weiter verarbeitet werden.

Nachverarbeitungsverfahren

Für die Selektion und die Darstellung der Bildinformationen stehen verschiedene Projektionstechniken zur Verfügung. Zu den gebräuchlichsten Verfahren zählen multiplanare Rekonstruktionen (MPR), Maximum-Intensitäts-Projektionen (MIP) und unterschiedliche Oberflächenrekonstruktionen (z. B. Shaded surface display/SSD).

Multiplanare Rekonstruktionen werden regelhaft verwendet. Hierbei kann eine beliebige Schnittebene mit variabler Schichtdicke durch das Datenvolumen gelegt werden, die nicht notwendigerweise einer der 3 Achsen des Datenvolumens folgt. Die Methode ist einfach und schnell, die Software allgemein verfügbar, und besondere Nachverarbeitungskonsolen sind nicht erforderlich. Allerdings sind die angefertigten Projektionen von der Auswertung abhängig, so dass in Einzelfällen pathologische Befunde vorgetäuscht werden. Für eine abschließende Beurteilung sollten daher auch die Originaldaten herangezogen werden [30, 63].

Die MIP ist der häufigste angewandte Nachverarbeitungsalgorithmus für die MRA. Hierbei wird nur das Volumenelement mit der höchsten Signalintensität zur Projektion verwendet. Über einen definierten Schwellenwert erfolgt eine Diskriminierung von Voxeln geringerer Intensität. Algorithmisch werden die hohen Signalintensitäten in einen Datensatz übertragen und dann in eine zweidimensionale Ebene projiziert. Das Verfahren beinhaltet jedoch methodenbedingte Limitationen. Regionen mit niedrigem Kontrast (z. B. am Rand eines Gefäßes oder schmalkalibrige Gefäße mit langsamen Blutfluss) können bei Überlagerung mit kontrastreichen Strukturen unterdrückt werden. Hieraus resultieren möglicherweise Unterschätzungen von Gefäßdurchmessern oder Überschätzungen von Stenosen. Die Bestimmung des wahren Gefäßdurchmessers sollte demzufolge immer auf den Einzelschichten basieren [69].

Neben den Volumenprojektionen kann auch die Oberfläche einer Gefäßstruktur dargestellt werden. Hierzu muss die äußere oder innere Oberfläche für das Visualisierungssystem erkennbar, d. h. binär im Datensatz markiert sein.

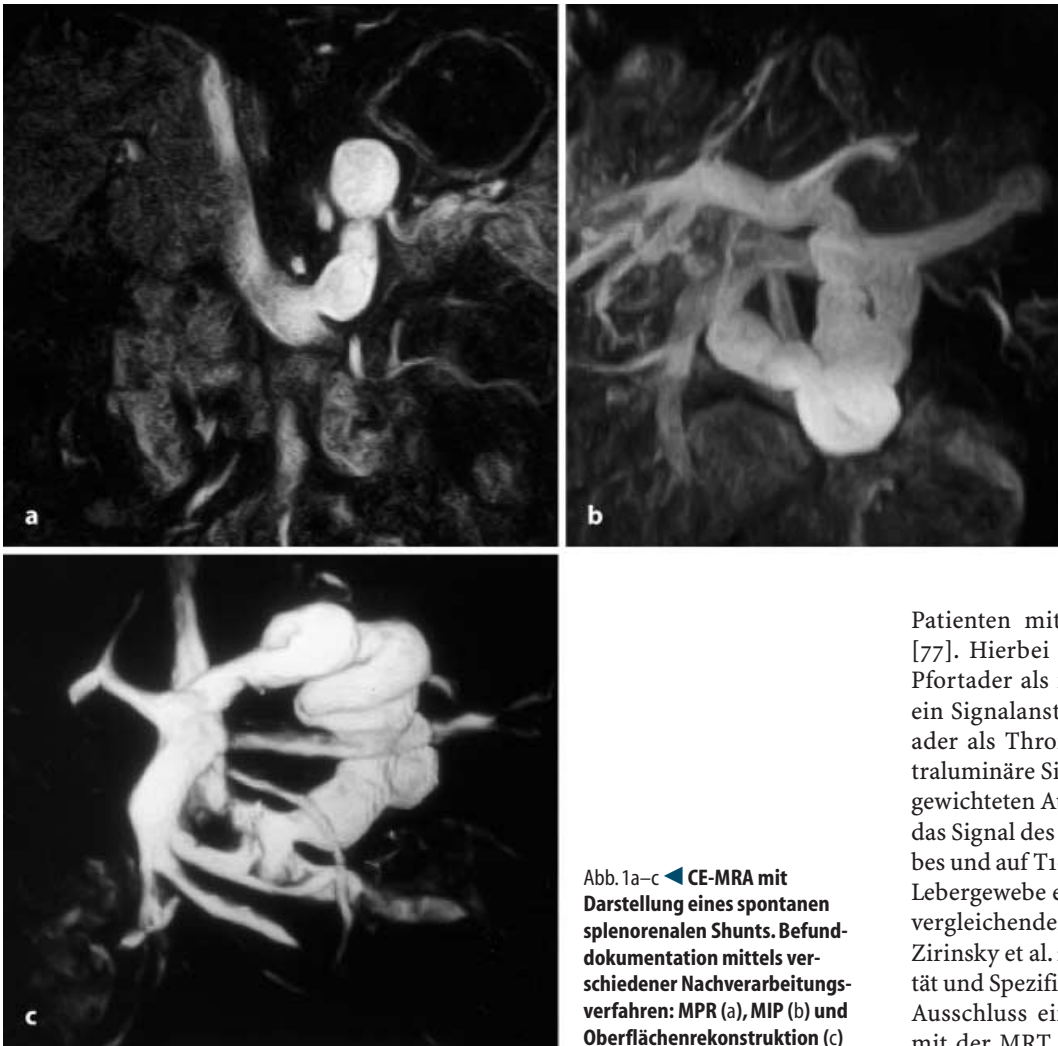


Abb. 1a–c ◀ **CE-MRA mit Darstellung eines spontanen splenorenalen Shunts. Befunddokumentation mittels verschiedener Nachverarbeitungsvorgängen: MIP (a), MIP (b) und Oberflächenrekonstruktion (c)**

Einfache Formen zur Segmentierung von Gefäßen gegenüber dem Hintergrund sind Schwellenwertverfahren. Ein dreidimensionaler Bildeindruck entsteht dadurch, dass das Objekt von virtuellen Lichtquellen beleuchtet wird. Allerdings können in Abhängigkeit von den gewählten Schwellenwerten ebenfalls Pathologien vorgetäuscht oder verdeckt werden [12]. Von Vorteil ist das Verfahren für die Darstellung komplexer anatomischer Verhältnisse und für die Differenzierung sich überlagernder Strukturen [27]. Dennoch haben Oberflächenrekonstruktionen im Vergleich zu den anderen Nachverarbeitungstechniken die geringste diagnostische Aussagekraft (Abb. 1).

Klinische Anwendungen

Bei Patienten mit portaler Hypertension sind zur Diagnostik der aktuellen Gefäßsituation und zur Planung des the-

rapeutischen Vorgehens eine exakte Darstellung und Beurteilung der portalvenösen Strombahn erforderlich. Hierbei müssen sowohl die anatomischen Details als auch pathologische Befunde wie Gefäßstenosen oder -thrombosen erfasst werden. Darüber hinaus ist die Abbildung relevanter portosystemischer Kollateralkreisläufe erforderlich. Ferner werden nach interventionellen oder chirurgischen Eingriffen Kontrolluntersuchungen durchgeführt, um Informationen über die Gefäßmorphologie sowie die Anastomosen- und Shuntverhältnisse zu erlangen.

Portalvenen und portosystemische Shunts

Für die Abbildung der Pfortader kamen zunächst Spin-Echo-Sequenzen zur Anwendung. Die ersten Untersuchungen erfolgten bereits 1985 zur Evaluation von

Patienten mit portaler Hypertension [77]. Hierbei wurden eine signalfreie Pfortader als regelrechter Befund und ein Signalanstieg im Lumen der Pfortader als Thrombose gewertet. Der intraluminäre Signalanstieg sollte auf T2-gewichteten Aufnahmen größer sein als das Signal des umgebenden Lebergewebes und auf T1-gewichteten Bildern dem Lebergewebe entsprechen [44]. In einer vergleichenden Untersuchung konnten Zirinsky et al. zeigen, dass die Sensitivität und Spezifität für den Nachweis oder Ausschluss einer Pfortaderthrombose mit der MRT höher waren als mit der Computertomographie oder der Sonographie [81]. Die Darstellung kaverneröser Transformationen gelang ebenfalls mit diesen konventionellen Spin-Echo-Techniken [72].

Die optimistischen Einschätzungen dieser ersten Studien wurden dadurch relativiert, als man feststellte, dass in geschlängelt verlaufenden Gefäßen intraluminäre Dephasierungsphänomene mit inhomogenem Signalverhalten auftreten und zu Fehlinterpretationen führten. Mit den neu entwickelten Gradienten-Echo-Sequenzen konnten einige dieser flussbedingten Artefakte der Spin-Echo-Technik kompensiert werden [65]. Das normale Gefäßinnenlumen wird nunmehr signalreich, ein Thrombus signalarm abgebildet. Durch den additiven Einsatz von Bolus-Tracking-Verfahren oder der PC-MRA sind semi-quantitative Aussagen zum portalvenösen Blutfluss möglich [6,70]. In der Darstellung der Portalvenen waren diese MRA Techniken sogar in der Lage, mehr

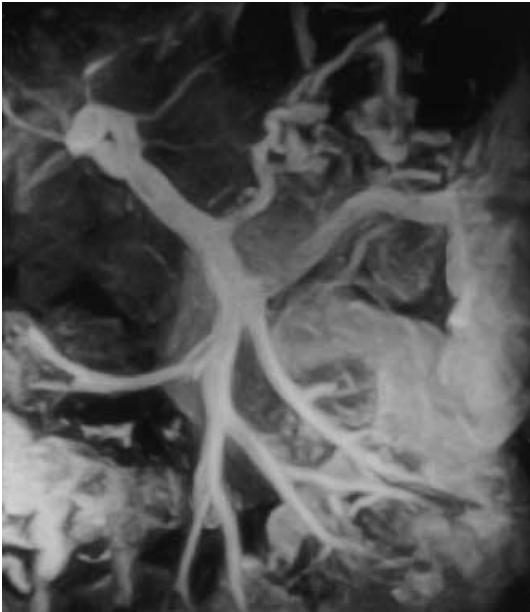


Abb. 2 ◀ **CE-MRA bei bekannter Leberzirrhose. Nachweis einer erweiterten V. gastrica sinistra als indirekter Hinweis auf eine portale Hypertension**

Informationen über das Gefäßsystem zu liefern als die invasive indirekte Splenoportographie [22, 32].

Aktuell ist die schnelle CE-MRA die Methode der Wahl zur Abbildung und Beurteilung der Portalvenen. Aufgrund des höheren Kontrast-/Rauschverhältnisses, der besseren Ortsauflösung und des größeren Blickfeldes ist sie den nativen Techniken überlegen. Die neueren Studien zeigen, dass mit dieser Methode eine übersichtliche Darstellung des portalvenösen Gefäßsystems mit hoher Ortsauflösung regelhaft gelingt. Darüber hinaus können Pfortaderthrombosen, deren Ausdehnung und die entsprechenden Kollateralgefäße sicher nachgewiesen werden [40, 45]. Ferner ermöglicht die Anwendung eines biphasischen Untersuchungsprotokolls die Abbildung der arteriellen und der portalvenösen Gefäßversorgung der Leber nach einmaliger KM-Gabe. Der Einsatz neuer Time-resolved- oder MP-RAGE- (magnetization-prepared-rapid-acquisition-gradient-echo-)Techniken soll eine weitere Erhöhung des intravasalen Kontrastes gegenüber den üblicherweise verwendeten 3D-FLASH-Sequenzen bewirken. Dies wäre insbesondere für die Beurteilung der intrahepatischen Pfortaderäste und der Lebervenen von Vorteil [74].

Die V. gastrica sinistra ist die am häufigsten nachweisbare portosystemische Kollaterale [13]. Eine Erweiterung auf mehr als 5–6 mm wird als indirekter Hinweis auf eine portale Hypertension gewertet (Abb. 2). Gleiches gilt für die

Vv. gastricae breves, die den Magenfundus drainieren [8]. Die ösophagealen und paraösophagealen Varizen werden aus der V. gastrica sinistra gespeist und drainieren in die Vv. azygos und hemiazygos.

Die Verbindungen zwischen der splenoportalen Venenachse und der linken Nierenvene bestehen über die V. gastrica sinistra, die Vv. gastricae breves oder andere Venen, die regelhaft in die V. lienalis drainieren. In einer Studie mit 460 Patienten konnten Kimura et al. nachweisen, dass gastrorenale Verbin-

dungen mit 18–23% deutlich häufiger vorkommen als splenorenale Shunts mit lediglich 7% [36].

Zahl und Verlauf der paraumbilikal Venen sind variabel. Verbindungen bestehen über die oberen oder die unteren epigastrischen Venen zur V. cava superior oder inferior. Bekanntermaßen können diese portosystemischen Kollateralen bereits mit den nativen MRA-Techniken detektiert werden [34]. Aufgrund des großen Blickfeldes in kranio-kaudaler Richtung gelingt mit der CE-MRA eine übersichtlichere Darstellung im Vergleich zu den TOF- oder PC-Methoden (Abb. 3). Limitierend kann lediglich eine zu geringe Volumenblockdicke sein, so dass die paraumbilikal Venen nicht immer vollständig erfasst werden.

Im Rahmen einer portalen Hypertension können sich auch retroperitoneale Umgehungskreisläufe ausbilden. Hierbei sind Verbindungen zwischen den duodenalen Venen einerseits und der V. renalis und/oder der V. cava inferior andererseits von Relevanz [33]. Diese Kollateralen imponieren nicht selten durch beträchtliche Shuntvolumina. Die erweiterten retroperitonealen Venen sind regelhaft mit der CE-MRA nachweisbar (Abb. 4).

Lebervenen und Kollateralgefäße

Die Darstellung der Lebervenen und der V. cava inferior ist seit Anfang der 90er Jahre mit der nativen TOF-MRA

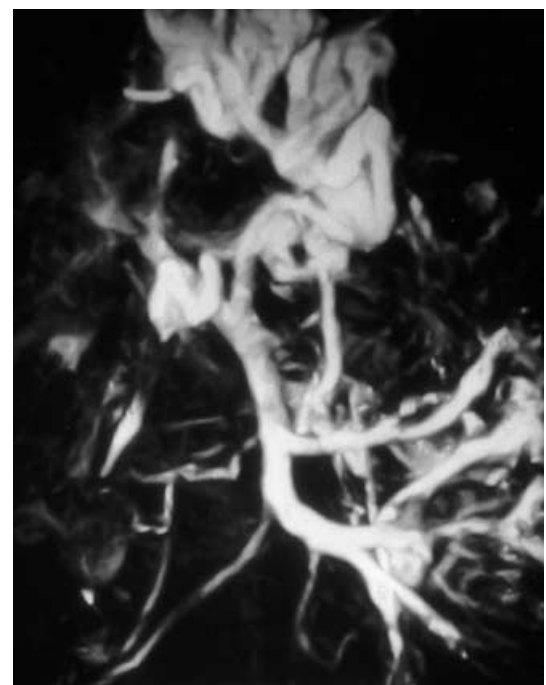


Abb. 3 ▶ **CE-MRA vor geplanter Lebertransplantation. Abbildung einer mangelhaften Kontrastierung der intrahepatischen Pfortaderäste. Statt dessen Darstellung von Kollateralen über die V. gastrica sinistra, die Vv. gastricae breves und die V. umbilicalis**

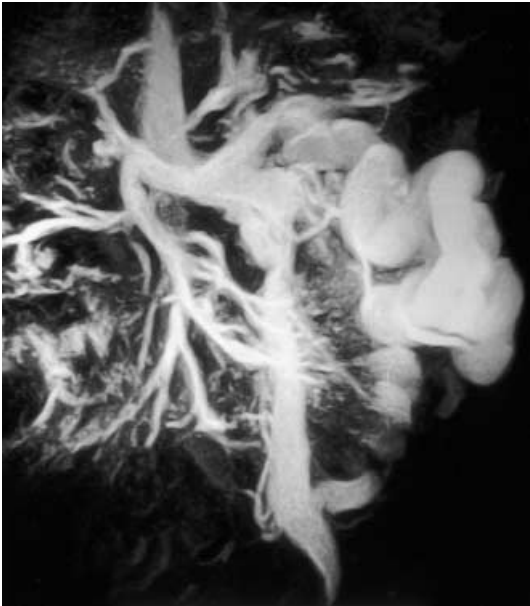


Abb. 4 ◀ **CE-MRA bei bekannter portaler Hypertension. Dokumentation eines spontanen splenorenalen Shunts und Ausbildung bizarr konfigurierter retroperitonealer Kollateralen**

möglich [2, 21]. Im Rahmen eines posthepatischen Blocks müssen allerdings auch intrahepatische venöse Kollateralen nachgewiesen werden. Hierbei handelt es sich um die typischerweise schräg nach kranial verlaufenden originären Lebervenen, die im Rahmen eines Budd-Chiari-Syndroms oder einer Lebervenenverschlusskrankheit bizarre Konfigurationen und Erweiterungen aufweisen. Die zwischen diesen Gefäßen auftretenden Kurzschlussverbindungen (venovenöse Shunts) imponieren durch eine typische Hockeyschlägerform [35]. Die weitere Drainage erfolgt über subkapsuläre Venen nach kranial in die Vv. azygos und hemiazygos. Die großen intrahepatischen venovenösen Kollateralgefäße und die extrahepatischen Shunts können in der MRA sicher dargestellt werden [49, 66].

Lebertransplantation

In der Evaluation vor Lebertransplantation erfolgt routinemäßig eine Darstellung des arteriellen und portalvenösen Gefäßsystems der Leber. Hierbei ist der Nachweis von Thrombosen und Kollateralkreisläufen relevant, da hierdurch die operative Vorgehensweise beeinflusst wird [20, 56]. Des Weiteren werden durch die präoperative Abklärung in ca. 5% der Fälle okkulte Tumoren nachgewiesen, die das Behandlungskonzept verändern (Abb. 5). Die Vorteile der CE-MRA vor Lebertrans-

plantation sind hinreichend dokumentiert [25]. Ferner ist durch den additiven Einsatz einer MRCP eine übersichtliche Abbildung der intra- und extrahepatischen Gallenwege möglich [60].

Vaskuläre Komplikationen nach einer Lebertransplantation bedrohen die Überlebensrate des Transplantats und des Patienten [73]. Gefürchtet sind v. a. Thrombosen der A. hepatica (3–14% bei Erwachsenen, bis zu 26% bei Kin-

dern), da sie unbehandelt mit einer Mortalitätsrate von ca. 75% einhergehen [31, 75]. Die klinische Symptomatik ist vielfältig. Demzufolge ist eine schnelle und aussagefähige Diagnostik indiziert [10, 80]. Stenosen der A. hepatica oder der Pfortader sind seltener und von geringerer therapeutischer Relevanz [4, 79]. In der postoperativen Kontrolle besitzt die Sonographie als „Bedside-Technik“ aufgrund ihrer allgemeinen Verfügbarkeit einen hohen Stellenwert. Allerdings sind die Befunde untersucherabhängig und die Dokumentation häufig unzureichend. Die aktuellen Ergebnisse von Stafford-Johnson et al. bestätigen das Potenzial der CE-MRA auch in der Kontrolle nach Lebertransplantation [67]. Die vaskulären Komplikationen wurden alle korrekt erkannt. Hierzu zählten 3 Stenosen und 3 Thrombosen der A. hepatica, ein Verschluss und 2 Stenosen der V. portae sowie 2 suprahepatische Stenosen der V. cava inferior (Abb. 6). Des Weiteren sind eine Beurteilung des Leberparenchyms und der Nachweis extrahepatischer Flüssigkeiten möglich. Darüber hinaus liefert das Verfahren relevante Informationen vor etwaigen interventionellen Eingriffen, so dass unnötige Kathetermanipulationen vermieden und das Volumen jodhaltiger Kontrastmittel reduziert werden.

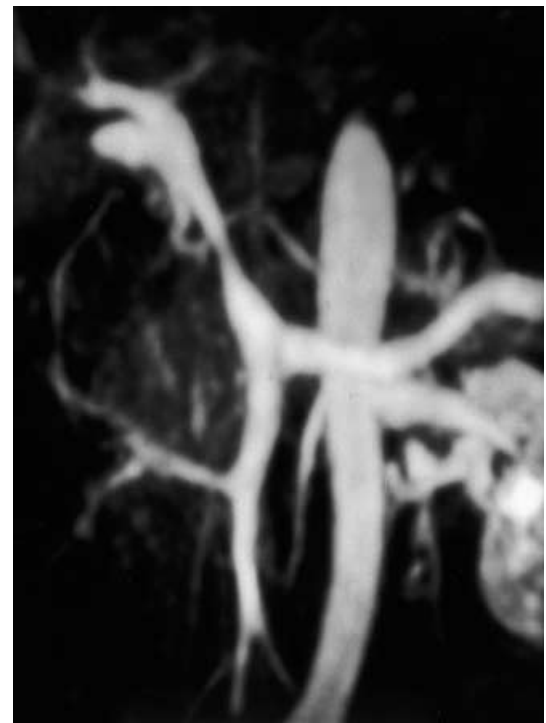


Abb. 5 ▶ **CE-MRA vor geplanter Lebertransplantation. Hochgradige Kompression der Pfortader durch einen Gallenblasentumor**

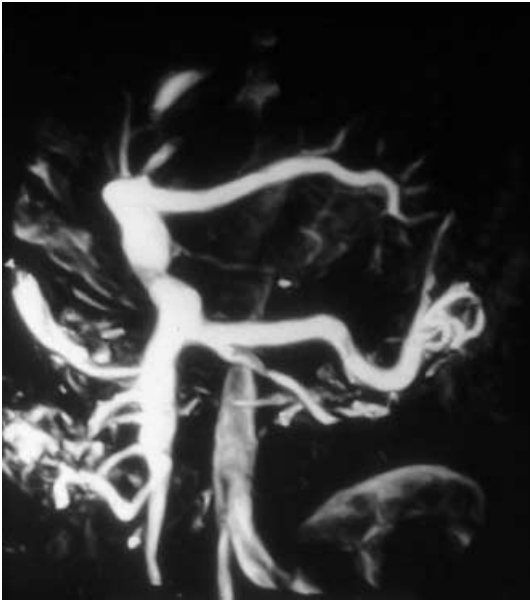


Abb. 6 ◀ **CE-MRA nach Lebertransplantation. In der postoperativen Kontrolle Nachweis einer milden Stenose in der Anastomose der Pfortader. Nebenbefundlich Abbildung eines kaliberstarken intrahepatischen Pfortaderastes links**

Transjugulärer intrahepatischer portosystemischer Shunt (TIPS)

Für die Planung vor TIPS ist die Abbildung des portalen und hepatischen venösen Gefäßsystems hilfreich [59]. Verschiedene Studien belegen, dass durch eine MRA vor TIPS die Anzahl der Komplikationen reduziert und die Dauer des Eingriffs signifikant verkürzt werden [19, 42, 51]. Additive Messungen mit der PC-Methode liefern hierbei Daten über Blutflussrichtung und -geschwindigkeit. Die Genauigkeit dieser portalvenösen Flussmessungen ist hinreichend dokumentiert [7]. Hierfür ist allerdings immer eine Datenakquisition in Atemstillstand erforderlich. Mit dieser Technik kann später auch der therapeutische Effekt überprüft werden [71]. In einer aktuellen Studie an 20 Patienten bei portaler Hypertension konnte nach TIPS ein Anstieg des portalvenösen Blutflusses um 96% ermittelt werden [11].

Auch in der V. azygos sind exakte Flussmessungen möglich. Hierbei wird in Höhe des 6.–7. BWK eine Cine-PC-MRA in transversaler Schichtselektion akquiriert. Eine EKG-Triggerung ist erforderlich, da der Blutfluss in der V. azygos die variierenden Druckverhältnisse im rechten Vorhof wiederspiegelt. Diese Messungen sind insofern von klinischer Relevanz, da die gastroösophagealen Venen in die V. azygos drainieren und damit das Ausmaß des Blutflusses in diesem Kollateralfäß dokumentieren [48]. Während der mittlere Blutfluss bei

gesunden Probanden ca. 90 ml/min beträgt, ist er erwartungsgemäß bei Patienten mit portaler Hypertension signifikant erhöht und beträgt im Mittel 424 ml/min. In einer Untersuchung vor und nach TIPS konnten Debatin et al. belegen, dass bei offenem TIPS der Blutfluss in der V. azygos um ca. 45% reduziert wird, während ein Shuntverschluss zu einem neuerlichen Anstieg führt [11].

Für die direkte Beurteilung des Stentinnenlumens sind die derzeitigen MRA-Verfahren nicht geeignet, da aufgrund der verwendeten Metalllegierungen Artefakte auftreten. Diese limitieren nicht nur morphologische Aussagen, sondern führen bei Flussquantifizierungen auch zu Fehlbestimmungen [45].

Chirurgische portosystemische Shunts

Mit der MRA ist ebenfalls eine Überprüfung chirurgischer portosystemischer Shunts möglich. Das Potenzial des Verfahrens wurde bereits Anfang der 90er Jahre durch diverse Untersuchungen belegt [22, 46, 53, 76]. Allerdings können die Anastomosen mit den nativen Techniken allein nicht immer vollständig abgebildet werden, so dass für eine abschließende Beurteilung auch die sekundären Zeichen eines portosystemischen Shunts herangezogen werden müssen. Hierzu zählen ein abrupte Kalibersprung der V. cava in Höhe der Anastomose oder ein atypischer Verlauf z. B. der V. lienalis. Bei Verdacht auf Shuntthrombose oder -verschluss kann heute eine CE-MRA zur Klärung beitragen [45].

Schlussfolgerungen

Zusammenfassend lässt sich feststellen:

1. Die CE-MRA ist heute das bildgebende Verfahren der Wahl in der Diagnostik von Patienten mit portaler Hypertension.
2. Die CE-MRA ermöglicht eine übersichtliche Darstellung des portalvenösen Gefäßsystems, der Lebervenen und der portosystemischen Kollateralkreisläufe. Durch den additiven Einsatz von TOF oder PC-Techniken sind Aussagen zur Geschwindigkeit und Richtung des Blutflusses möglich.
3. Die CE-MRA kann routinemäßig in der Evaluierung vor und in der Kontrolle nach Lebertransplantation angewendet werden. Hiermit sind exakte Aussagen über hämodynamisch relevante Pathologien wie Gefäßthrombosen, -stenosen und -verschlüsse möglich. Ferner werden okkulte Tumoren mit hoher Treffsicherheit nachgewiesen.
4. Die CE-MRA ist für die Planung vor TIPS hilfreich. Hierdurch werden die Dauer des Eingriffs verkürzt und die Anzahl der Komplikationen reduziert. Der therapeutische Effekt kann mit Flussmessungen in den Kollateralen überprüft werden. Eine direkte Beurteilung des Stentinnenlumens gelingt mit den derzeit verfügbaren MRA-Techniken nicht.

Literatur

1. Applegate GR, Thaete FL, Meyers SP, Davis PL, Talagala SL, Recht M, Wozney P, Kanal E (1993) Blood flow in the portal vein: velocity quantification with phase-contrast MR angiography. *Radiology* 187:253–256
2. Arlart IP, Guhl L, Fauser L, Edelmann RR, Kim D, Laub G (1991) MR-Angiographie (MRA) der abdominalen Venen. *Radiologe* 31:192–201
3. Arlart IP (1997) MR-Angiographie: Venen des Abdomens. *Radiologe* 37:554–565
4. Bechstein WO, Blumhardt G, Ringe B (1987) Surgical complications in 200 consecutive liver transplants. *Transplant Proc* 19:3830–3831
5. Burkart DJ, Johnson CD, Morton MJ, Wolf RL, Ehman RL (1992) Volumetric flow rates in the portal venous system: measurement with cine phase-contrast MR imaging. *Am J Roentgenol* 16:1113–1118
6. Burkart DJ, Johnson CD, Morton MJ, Ehman RL (1993) Phase-contrast cine MR angiography in chronic liver disease. *Radiology* 187:407–412

7. Burkart DJ, Johnson CD, Ehman RL, Weaver AL, Ilstrup DM (1993) Evaluation of portal venous hypertension with cine phase-contrast MR flow measurements: high association of hyperdynamic portal flow with variceal hemorrhage. *Radiology* 188:643–648
8. Cho KC, Patel YD, Wachsberg RH (1995) Varices in portal hypertension: evaluation with CT. *RadioGraphics* 15:609–622
9. Czum JM, Ho VB, Hood MN, Foo TFK, Choyke PL (2000) Bolus-chase peripheral 3D MRA using dual-rate contrast media injection. *J Magn Reson Imaging* 12:769–775
10. Dalen K, Day DL, Ascher NL (1988) Imaging of vascular complications after hepatic transplants. *Am J Roentgenol* 150:1285–1290
11. Debatin JF, Zahner B, Meyenberger C (1996) Cine-PC MR quantification of azygos blood flow in volunteers and patients with portal hypertension before and after TIPS. *Hepatology* 24:1109–1115
12. Dillon EH, van Leeuwen MS, Fernandez MA (1993) Spiral CT angiography. *Am J Roentgenol* 160:1273–1278
13. Doehner GA, Ruzicka FF, Rousselot LM (1956) The portal venous system: on its pathological roentgen anatomy. *Radiology* 66:206–217
14. Dumoulin CL, Hart HR (1986) Magnetic resonance angiography. *Radiology* 161:717–720
15. Dumoulin CL, Yucel EK, Vock P, Souza SP, Terrier F, Steinberg FL, Wegmuller H (1990) Two- and three-dimensional phase contrast MR angiography of the abdomen. *J Comput Assist Tomogr* 14:779–784
16. Earls JP, Rofsky NM, DeCorato DR, Krinsky GA, Weinreb JC (1996) Breath-hold single-dose gadolinium-enhanced three dimensional MR aortography: usefulness of a timing examination and MR power injector. *Radiology* 201:705–710
17. Edelman RR, Wentz KU, Mattle H, Zhao B, Liu C, Kim D, Laub G (1989) Projection arteriography and venography: initial clinical results with MR. *Radiology* 172:351–357
18. Edelmann RR, Zhao B, Liu C, Wentz KU, Mattle HP, Finn JP, McArdle (1989) MR angiography and dynamic flow evaluation of the portal venous system. *Am J Roentgenol* 153:755–760
19. Eustace S, Buff B, Kruskal J, Roizental M, Finn JP, Longmaid HE, Stokes K, Hartnell GC (1994) Magnetic resonance angiography in transjugular intrahepatic portosystemic stenting. *Eur J Radiol* 19:43–49
20. Ferris JV, Marsh JW, Little AF (1995) Presurgical evaluation of the liver transplantation candidate. *Radiol Clin North Am* 33:497–520
21. Finn JP, Edelman RR, Jenkins RL (1991) Liver transplantation: MR angiography with surgical validation. *Radiology* 179:265–269
22. Finn JP, Kane RA, Edelman RR (1993) Imaging of the portal venous system in patients with cirrhosis: MR angiography vs duplex Doppler sonography. *Am J Roentgenol* 161:989–994
23. Frayne R, Grist TM, Swan JS, Peters DC, Korosec FR, Mistrette CA (2000) 3D MR DSA: effects of injection protocol and image masking. *J Magn Reson Imaging* 12:476–487
24. Gaa J, Wendel K, Tesdal IK, Meier-Willersen HJ, Lehmann KJ, Bohm C, Mockel R, Richter A, Trede M, Georgi M (1999) Kombiniertes Einsatz von MRT, MRCP und kontrastverstärkter 2-Phasen 3D-MRA in der Diagnostik von Pankreastumoren: Erste klinische Ergebnisse. *Fortschr Röntgenstr* 170:528–533
25. Glockner JF (2001) Three-dimensional Gadolinium-enhanced MR angiography: applications for abdominal imaging. *RadioGraphics* 21:357–370
26. Hany T, McKinnon G, Leung G, Pfammatter T, Debatin J (1997) Optimization of contrast timing for breath-hold three-dimensional MR angiography. *J Magn Reson Imaging* 7:551–556
27. Hany TF, Schmidt M, Davis CP, Göhde SC, Debatin JF (1997) Diagnostic impact of four postprocessing techniques in evaluating contrast-enhanced three-dimensional MR angiography. *Am J Roentgenol* 170:907–912
28. Braunwald E, Fauci AS, Kasper DL, Hauser SL, Longo DL (2001) Harrison's principles of internal medicine. McGraw-Hill, New York
29. Hilfiker PR, Herfkens RJ, Heiss SG, Alley MT, Fleischmann D, Pelc NJ (2000) Partial fat-saturated contrast-enhanced three-dimensional MR angiography compared with non-fat-saturated and conventional fat-saturated MR angiography. *Radiology* 216:298–303
30. Ho KY, de Haan MW, Kessels AG, Kitslaar PJ, van Engelshoven JM (1998) Peripheral vascular tree stenoses: detection with subtracted and nonsubtracted MR angiography. *Radiology* 206:673–681
31. Holbert BL, Campbell WL, Skolnick ML (1995) Evaluation of the transplanted liver and post-operative complications. *Radiol Clin North Am* 33:521–540
32. Hughes LA, Hartnell GG, Finn JP, Longmaid HE, Volpe J, Wheeler HG, Clouse ME (1996) Time-of-flight MR angiography of the portal venous system: value compared with other imaging procedures. *Am J Roentgenol* 196:375–378
33. Ibukuro K, Tsukiyama T, Mori K (1998) Veins of Retzius at CT during arterial portography: anatomy and clinical importance. *Radiology* 209:793–800
34. Johnson CD, Ehman RL, Rakela EJ, Ilstrup DM (1991) MR angiography in portal hypertension: detection of varices and imaging techniques. *J Comput Assist Tomogr* 15:578–584
35. Kane R, Eustace S (1995) Diagnosis of Budd-Chiari syndrome: comparison between sonography and MR angiography. *Radiology* 195:117–121
36. Kimura K, Ohto M, Matsutani S (1990) Relative frequencies of portosystemic pathways and renal shunt formation through the posterior gastric vein: portographic study in 460 patients. *Hepatology* 12:725–728
37. Kopka L, Vosschenrich R, Rodenwaldt J, Grabbe E (1998) Differences in injection rates on contrast-enhanced breath-hold three-dimensional MR angiography. *Am J Roentgenol* 170:345–348
38. Kopka L, Rodenwaldt J, Vosschenrich R, Fischer U, Renner B, Lorf T, Graessner J, Ringe B, Grabbe E (1999) Hepatic blood supply: comparison of optimized dual phase contrast-enhanced three-dimensional MR angiography and digital subtraction angiography. *Radiology* 211:51–58
39. Kraus BB, Ros PR, Abbitt PL, Kerns SR, Sabatelli FW (1995) comparison of ultrasound, CT and MR imaging in the evaluation of candidates for TIPS. *J Magn Reson Imaging* 5:571–578
40. Kreft B, Strunk H, Flacke S, Wolff M, Conrad R, Giesecke J, Pauleit D, Bachmann R, Hirner A, Schild HH (2000) Detection of thrombosis in the portal venous system: comparison of contrast-enhanced MR angiography with intraarterial digital subtraction angiography. *Radiology* 216:86–92
41. Laub G, Kaiser WA (1988) MR angiography with gradient motion refocusing. *J Comput Assist Tomogr* 12:377–382
42. Lee JP (1995) Variation in portal and hepatic venous anatomy as shown by magnetic resonance angiography. *Clin Radiol* 50:108–110
43. Lee V, Rofsky N, Krinsky G, Stemerman D, Weinreb J (1999) Single-dose breath-hold gadolinium-enhanced three-dimensional MR angiography of the renal arteries. *Radiology* 211:69–78
44. Levy HM, Newhouse JH (1988) MR imaging of portal vein thrombosis. *Am J Roentgenol* 151:283
45. Leyendecker JR, Rivera E, Washburn WK, Johnson SP, Diffin DC, Eason JD (1997) MR angiography of the portal venous system: techniques, interpretation, and clinical applications. *RadioGraphics* 17:1425–1443
46. Lewis WD, Finn JP, Jenkins RL, Carretta M, Longmaid HE, Edelman RR (1993) Use of magnetic resonance angiography in the pretransplant evaluation of portal venous pathology. *Transplantation* 56:64–68
47. Lomas DJ, Britton PD, Alexander GJ, Caine RY (1994) A comparison of ultrasound for vascular assessment prior to orthotopic liver transplantation. *Clin Radiol* 5:307–310
48. Mahl TC, Groszmann RJ (1990) Pathophysiology of portal hypertension and variceal bleeding. *Surg Clin North Am* 70:251–266
49. Miller WJ, Federle MP, Straub WH (1993) Budd-Chiari syndrome: etiology, diagnosis and management. *Abdom Imaging* 18:329
50. Moran PR, Moran RA, Karstaedt N (1985) Verification and evaluation of internal flow and motion. True magnetic resonance imaging by the phase gradient modulation method. *Radiology* 154:433–441

51. Müller MF, Siewert B, Stokes KR, Lewis WD, Jenkins RL, Stehling MK, Finn JP (1994) MR angiography guidance for transjugular intrahepatic portosystemic shunt procedures. *J Magn Reson Imaging* 4:145–150
52. Nghiem HV, Freeny PC, Winter TC III, Mack LA, Yuan C (1994) Phase-contrast MR angiography of the portal venous system: preoperative findings in liver transplant recipients. *Am J Roentgenol* 163:445–450
53. Nghiem HV, Winter TC, Mountford MC (1995) Evaluation of the portal venous system before liver transplantation: value of phase-contrast MR angiography. *Am J Roentgenol* 164:871–878
54. Nolte W, Hartmann H, Ramadori G (1994) Portale Hypertension – Pathophysiologie und Therapieansätze. *Z Gastroenterol* 32:447–459
55. Patch D, Burroughs AK (1996) Portal hypertension and variceal bleeding. *Curr Opin Gastroenterol* 12:306–313
56. Pieters PC, Miller WJ, DeMeo JH (1997) Evaluation of the portal venous system: complementary role of invasive and noninvasive imaging strategies. *RadioGraphics* 17:879–895
57. Prince RR (1994) Gadolinium-enhanced MR aortography. *Radiology* 191:155–164
58. Prince RR, Yucel EK, Kaufman JA, Harrison DC, Geller SC (1993) Dynamic gadolinium-enhanced three-dimensional abdominal arteriography. *J Magn Reson Imaging* 3:877–881
59. Puttemans T, Agneessens E, Mathieu J (2000) TIPS: follow-up imaging and revision procedure. *Acta Gastro Enterol Bel LXIII*:174–178
60. Reinhold C, Bret PM (1996) Current status of MR cholangiopancreatography. *RadioGraphics* 166:1285–1295
61. Rieder SJ, Bernstein MA, Breen JF, Busse RF, Ehman RL, Fain SB, Hulshizer TC, Huston III J, King BF, Kruger DG, Rossmann PJ, Shah S (2000) Three-dimensional contrast-enhanced MR angiography with real-time fluoroscopic triggering: design specifications and technical reliability in 330 patient studies. *Radiology* 215:584–593
62. Runge VA (2000) Safety of approved MR contrast media for intravenous injection. *J Magn Reson Imaging* 12:205–213
63. Schuhmann D, Seeman M, Schoepf UJ, Haubner M, Krapichler C, Gebicke K, Reiser M, Englmeier KH (1998) Computergestützte Diagnostik basierend auf computer-gestützter Bildanalyse und 3D-Visualisierungen. *Radiologe* 38:799–809
64. Siegelman ES, Charafeddine R, Stolpen AH, Axel L (2000) Suppression of intravascular signal on fat-saturated contrast-enhanced thoracic MR arteriograms. *Radiology* 217:115–118
65. Silverman PM, Patt RH, Garra BS (1991) MR imaging of the portal venous system: value of gradient-echo imaging as an adjunct to spin-echo imaging. *Am J Roentgenol* 157:297
66. Soyer P, Rabenandrasana A, Barge J (1994) MRI of Budd-Chiari syndrome. *Abdom Imaging* 19:325–329
67. Stafford-Johnson DB, Hamilton BH, Dong Q, Cho KJ, Turcotte JG, Fontana RJ, Prince MR (1998) Vascular complications of liver transplantation: evaluation with gadolinium-enhanced MR angiography. *Radiology* 207:153–160
68. Stanley MM, Hayes PC (1997) Portal hypertension and variceal haemorrhage. *Lancet* 350:1235–1239
69. Stringer WA (1997) MRA image production and display. *Clin Neurosci* 4:110–116
70. Tamada T, Moriyasu F, Ono S (1989) Portal blood flow: measurement with MR imaging. *Radiology* 173:639–644
71. Thompson C, Stahlberg F, Henriksen O (1993) Quantification of portal venous blood flow during fasting and after a standardized meal: a MRI phase-mapping study. *Eur Radiol* 3:242–247
72. Torres WE, Gaylord GM, Whitmire L (1987) The correlation between MR and angiography in portal hypertension. *Am J Roentgenol* 148:1109–1112
73. Tzakis AG (1985) The dearterialized liver graft. *Semin Liver Dis* 5:375–376
74. Van Hoe L, Jaegere T, Bosmans H, Stockx L, Vanbeckevoort D, Oyen R, Fagard R, Marchal G (2000) Breath-hold contrast-enhanced three-dimensional MR angiography of the abdomen: time-resolved imaging versus single-phase imaging. *Radiology* 214:149–156
75. Yokoyama I, Tzakis AG, Imventarza O (1992) Pediatric liver transplantation from neonatal donors. *Transpl Int* 5:205–208
76. Wegmüller H, Vock P (1993) MR-Angiographie des Abdomens. *Radiologe* 33:81–86
77. Williams DM, Cho KJ, Aisen AM (1985) Portal hypertension evaluated by MR imaging. *Radiology* 157:703
78. Winter TC III, Freeny PC, Nghiem HV (1995) Hepatic arterial anatomy in transplantation candidates: evaluation with three-dimensional CT arteriography. *Radiology* 195:363–370
79. Wozney P, Zaiko AB, Bron KM, Point S, Starzl TE (1986) Vascular complications after liver transplantation: a 5-year experience. *Am J Roentgenol* 147:657–663
80. Zajko AB, Chablani V, Bron KM, Jungreis C (1990) Hemobilia complicating transhepatic catheter drainage in liver transplant recipients: management with selective embolization. *Cardiovasc Intervent Radiol* 13:285–288
81. Zirinsky K, Markisz JA, Rubenstein WA (1988) MR imaging of portal venous thrombosis: correlation with CT and sonography. *Am J Roentgenol* 150:283