

G. Adam · A. Bücken · A. Glowinski · C. Nolte-Ernsting · J. Neuerburg · R. W. Günther  
Klinik für Radiologische Diagnostik, Universitätsklinikum der RWTH Aachen

## Interventionelle MR-Tomographie: Gerätekonzepte

### Zusammenfassung

Die interventionelle MRT ist die jüngste Entwicklung der klinischen Magnetresonanztomographie. Durch die Entwicklung offener Kernspintomographen und sehr kompakter Hochfeldgeräte sind bereits heute eine Reihe interventioneller Eingriffe unter MR-Kontrolle möglich und werden in experimentellen und klinischen Untersuchungen erprobt. Die Geräte unterscheiden sich bezüglich ihrer statischen Magnetfeldstärke (0,2 bis 1,5 T), der Gradientensysteme und den Zugangsmöglichkeiten zum Patienten sowie in dem benötigten Raumbedarf und den Anschaffungskosten. In allen Geräten wurden sinnvolle Bauteile realisiert, die Interventionen unter MR Kontrolle erleichtern. Die Vor- und Nachteile der derzeit existierenden Gerätekonzepte für die interventionelle MR werden gegenübergestellt und diskutiert sowie ein Ausblick auf mögliche Weiterentwicklungen gegeben.

### Schlüsselwörter

MR-Tomographie · MR-Interventionen · MR-Tomographen

Die Magnetresonanztomographie hat in den letzten Jahren eine stürmische Entwicklung durchlaufen, deren Ende noch lange nicht abzusehen ist. Aus einer bildgebenden Methode, die anfänglich mit Untersuchungszeiten im Stundenbereich belastet war, ist heute ein Echtzeituntersuchungsverfahren geworden, mit dem kontinuierlich Schnittbilder im Subsekundentakt akquiriert werden können [26, 32]. Die logische Konsequenz dieser Entwicklung ist die Anwendung der MR-Tomographie als Ziel- und Steuerungsverfahren für minimal invasive perkutane und auch offene Eingriffe. Voraussetzungen für den Einsatz auf diesem sich rasch entwickelnden Gebiet sind, neben den meßtechnischen Bedingungen, geeignete Geräte, die MR-tomographisch gesteuerte Interventionen am Patienten ermöglichen. Dabei sollten auf der einen Seite ein möglichst freier Patientenzugang, der Sicherheit und Komfort für Untersucher und Patienten bietet, auf der anderen Seite eine optimale MR-Technologie stehen, die alle Vorteile der MRT wie z. B. Kontrastpräparation, ultraschnelle Bildgebung und die Möglichkeiten der Temperaturerfassung gewährleistet. Kompromisse zwischen diesen beiden Anforderungen scheinen dabei unumgänglich. In der folgenden Übersicht sollen die derzeit kommerziell angebotenen Systeme vorgestellt und deren Vor- und Nachteile diskutiert werden.

### Gerätekonzepte

Derzeit werden von der Industrie 3 unterschiedliche Gerätekonzepte kommerziell angeboten: offene Niederfeldsysteme (0,2–0,35 T), offene Mittelfeldsysteme (0,5 T) und modifizierte geschlossene Hochfeldsysteme (1,5 T).

### Offene Niederfeldsysteme

Bei dieser Geräteklasse, die von zahlreichen Firmen angeboten wird (Hitachi, General Electric, Fonar, Toshiba) handelt es sich um Widerstandsmagneten, die in der Regel durch 2 horizontale, C-Bogen-artig angeordnete Polschuhe ein vertikales Magnetfeld besitzen. Der Zugang zum Patienten erfolgt von der Seite. Konstruktiv wird dadurch ein halbkreisförmiger Patientenzugang gewährleistet. Als Prototyp dieser Geräteklasse soll das Magnetom Open (Fa. Siemens, Erlangen) [19] näher beschrieben werden (Abb. 1).

Das maximale Meßfeld („field of view“) beträgt 40 cm und erlaubt Eingriffe in allen Körperregionen. Die Magnetfeldhomogenität im maximalen Meßfeld beträgt  $\pm 5$  ppm. Das Streufeld der Anlage ist klein, die 5 Gauss-Linien verlaufen zwischen minimal 2 m (hinter dem Magneten) und maximal 2,6 m (frontal vor dem Magneten). Die Installationsfläche läßt sich dadurch auf ein Minimum beschränken. Herstellerseitig wird ein Flächenbedarf von 28,5 m<sup>2</sup> angegeben. Dadurch lassen sich diese Geräte in nahezu jedem Untersuchungsraum einer Röntgenabteilung, aber auch leicht in einem Operations-trakt installieren. Das Gerät verfügt über ein aktiv abgeschirmtes wassergekühltes Gradientensystem mit einer Gradientenfeldstärke von 15 mT/m und einer Gradientenanstiegszeit von 900  $\mu$ s für 15 mT/m. Akquisitionszeiten von 1 s z. B. für Gradientenechotechniken erlauben eine ausreichend schnelle Bildwiederholungsrate, um etwa Instrumente während einer Intervention zu

---

Priv.-Doz. Dr. G. Adam  
Klinik für Radiologische Diagnostik,  
Universitätsklinikum der RWTH Aachen,  
Pauwelsstraße 30, D-52074 Aachen

G. Adam · A. Bucker · A. Glowinski ·  
C. Nolte-Ernsting · J. Neuerburg ·  
R. W. Günther

## Interventional MR tomography: equipment concepts

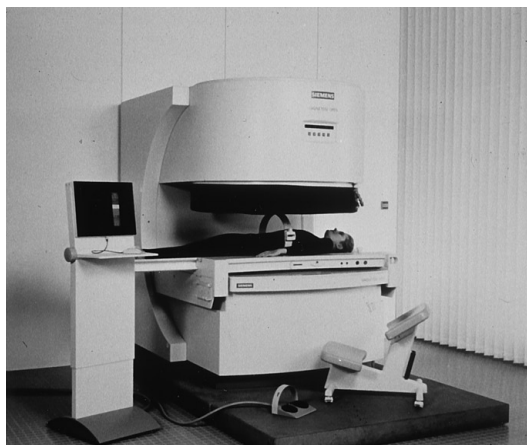
### Summary

Interventional MRI is one of the most recent developments of clinical MR imaging. Because of the development of open MR systems and very compact high-field systems, a number of interventional procedures are already possible today under MR control and will be tested in experimental and clinical investigations. The currently commercially available systems differ with respect to their static magnetic field strength, their gradient systems and patient access. In addition, there are differences concerning their space requirements and costs. All systems have components facilitating interventional procedures. In this article we discuss the advantages and shortcomings of these commercially available systems and look at future developments in interventional MR equipment.

### Key words

MR imaging · MR, interventions · MR systems

Abb. 1 ► **Offenes Niederfeldsystem**  
(0,2 T) (Magnetom Open, Fa. Siemens)



überwachen. Flexible Oberflächenspul-  
len gewährleisten Untersuchungen je-  
der Körperregion mit einem guten Si-  
gnal-zu-Rausch-Verhältnis.

Um dem interventionellen Radiolo-  
gen das Arbeiten am Magneten zu er-  
leichtern, wurden am Gerät funktionale  
Bedienelemente realisiert. So ist der Un-  
tersuchungstisch longitudinal und later-  
al beweglich und kann um jeweils gut  
80 cm verschoben werden. Somit kann  
der Patient während einer Intervention  
schnell manuell neu positioniert wer-  
den. Die Bedienung des Systems kann  
über eine im Magnetaum befindliche  
Konsole erfolgen, die parallel zur  
Hauptkonsole außerhalb des Raumes  
geschaltet ist. Das Betrachten akquirier-  
ter Bilddaten erfolgt über einen abge-  
schirmten LCD Bildschirm. Zusätzlich  
kann über eine Maus innerhalb des  
MRT Raumes das Untersuchungsproto-  
koll gesteuert werden. Der Sequenzstart  
erfolgt über einen Fußschalter, so daß  
ähnlich wie an einem Angiographiear-  
beitsplatz „Handfreiheit“ für den Unter-  
sucher besteht. Für Interventionen, wie  
z. B. Biopsien, steht ein Tracking-System  
zur Verfügung [19]. Die Investitionsko-

sten für derartige Systeme liegen etwa  
zwischen 1 und 1,5 Mio. DM.

### Offenes Mittelfeldsystem

Durch Installation zweier supraleiten-  
der Magneten in Reihe läßt sich der Zwi-  
schenraum als interventioneller MRT  
Arbeitsplatz nutzen. Dieses Prinzip  
wurde von der Fa. General Electric ver-  
folgt (Abb. 2), die den ersten dedizierten  
interventionellen MR-Tomographen  
konstruktiv realisierte [27]. Durch die  
so entstehende vertikale Lücke zwi-  
schen beiden supraleitenden Magneten  
besteht der größte mögliche Patienten-  
zugang, der nur durch den seitlichen  
Abstand zwischen den beiden Magneten  
begrenzt wird. Diese Lücke mißt bei  
dem GE Signa SP 58 cm und ermöglicht  
ein Meßfeld von 30 cm mit einer Ma-  
gnetfeldhomogenität von  $\pm 7$  ppm.  
Das System verfügt in seiner neuesten  
Version über ein Gradientensystem mit  
einer Gradientenfeldstärke von 15 mT/  
m und einer Gradientenanstiegszeit  
von 800  $\mu$ s. Auch damit werden Bildra-  
ten von einem Bild pro Sekunde ermög-  
licht. Das Streufeld dieser Anlage ist ent-



Abb. 2 ◀ **Offenes Mittelfeldsystem**  
(0,5 T) (Signa SP, Fa. General Electric)



Abb. 3 ▲ Geschlossenes Hochfeldsystem in Kombination mit einem Bildverstärker (ACS NT 1,5 T mit BV 212, Fa. Philips)

sprechend der Anordnung zweier Supraleiter groß und endet prinzipiell dort, wo der Magnetaum mit seinen Abschirmungen beginnt. Das System verfügt ebenfalls über flexible, an die verschiedenen anatomischen Regionen anpaßbare Send- und Empfangsspulen, die bei gutem Signal-zu-Rausch-Verhältnis Interventionen erlauben. Auch hier sind zur Betrachtung der akquirierten Sequenzen hochfrequenzabgeschirmte LCD-Bildschirme im Magneten installiert. Zur Steuerung interventioneller Instrumente steht ein Flashpoint-Tracking-System zur Verfügung, das deren interaktive Steuerung erlaubt [25]. Die aktuelle Position der Instrumentenspitze wird bis zu 10 mal pro Sekunde erfaßt und als projizierte Trajektorie auf einem LCD-Bildschirm wiedergegeben. Die Meßgenauigkeit beträgt dabei bei Ausnutzung des maximalen Meßfeldes 3 mm. Die Investitionskosten für dieses System liegen bei etwa 5 Mio. DM.

### Geschlossenes Hochfeldsystem

Die Verwendung kurzer supraleitender Magneten mit einer großen Gantryöffnung ermöglicht ebenfalls die Durchführung interventioneller MR-tomographisch gesteuerter Eingriffe. Speziell für Interventionszwecke wurde von der Fa. Philips ein supraleitender 1,5-T-MR-Tomograph (Gyroscan ACS NT) zusammen mit einer DSA-fähigen

Durchleuchtungseinheit (BV 212) installiert (Abb. 3). Inzwischen werden auch von anderen Geräteherstellern kompakte Hochfeldgeräte angeboten (z. B. Harmony, Symphony, Fa. Siemens). Stellvertretend für diese Klasse soll hier das Gyroscan ACS NT der Fa. Philips vorgestellt werden.

Der 1,5-T-Magnet mißt lediglich 1,61 m in der Länge. Durch aktive Magnetabschirmung ist das Streufeld gering. Die 5 Gauss-Linien liegen bei 2,5 (X- und Y-Richtung) und 3,9 m (Z-Richtung). Dadurch wird ermöglicht, zusätzliche Systeme, wie z. B. eine DSA-fähige Durchleuchtungseinheit in einem Raum mit dem Magneten zu installieren [1, 31]. Die Gesamtabmessungen dieses Interventionsraumes liegen bei  $3,5 \times 9,5$  m. Der Magnet verfügt über alle Merkmale eines Hochleistungs-MR-Tomographen. Die Feldhomogenität liegt bei  $\pm 2,5$  ppm für ein Meßfeld von 50 cm. Die Gradientenfeldstärke beträgt 23 mT/m, bei einer Gradientenanstiegszeit von 200  $\mu$ s auf 23 mT/m. Dadurch wird gewährleistet, daß alle Schnellbildverfahren, wie z. B. EPI, GRASE und auch schnelle Spin-Echo-Sequenzen, in guter Qualität für interventionelle Eingriffe genutzt werden können. Darüber hinaus verfügt das System über radikale k-Raum-Abtaststrategien, die eine interaktive Echtzeitbildgebung ermöglichen. Hierzu werden Einzelschicht-Gradientenecho-Sequenzen verwendet, die nach dem Prinzip

der gefilterten Rückprojektion rekonstruiert werden. Pro Sekunde werden 25 Bilder erstellt, wobei die Aufnahmezeit pro Bild dadurch reduziert wird, daß für jedes neue Bild nur ein Teil des k-Raumes neu abgetastet wird, während die übrigen Profil aus bereits vorhandenen k-Raumzeilen aufgefüllt werden [26]. Interaktiv kann mit dieser Technik während der Messung die Schichtdicke, die Schichtorientierung und Position und der Anregungswinkel der Gradientenechosequenz verändert werden. MR-Tomograph und Durchleuchtungseinheit sind über eine schwimmende Tischplatte miteinander verbunden, die manuell ein schnelles und genaues Positionieren des Patienten in dem MR-Tomographen oder der Angiographieeinheit erlauben. Der Bildverstärker des Angiographiearbeitsplatzes wurde mit einer Abschirmung versehen, um Interferenzen mit dem Magnetfeld  $B_0$  zu vermeiden. Wird der Patient von einer Durchleuchtungskontrolle oder Angiographieserie in den Magneten über die schwimmende Tischplatte zurückgelagert, schaltet sich das Durchleuchtungsgerät automatisch ab, so daß keine elektronischen Störsignale das MR-Signal beeinflussen. MR-Sequenzen können, nachdem sie auf der Hauptkonsole außerhalb des Magnetaumes geladen werden, über eine Bedieneinheit am Magneten gestartet und über mehrere im Raum installierte LCD-Bildschirme betrachtet werden. Die Investitionskosten für dieses System betragen etwa 3 Mio. DM.

### Diskussion

Während die diagnostische Magnetresonanztomographie in vielen Anwendungsbereichen heute ein etabliertes Verfahren ist, befindet sich die interventionelle MRT noch in einem Anfangsstadium. Obwohl bereits Ende der 80er Jahre über erste MR-gesteuerte Interventionen in Form von Biopsien berichtet wurde [8, 20], wurden komplexere Interventionen, wie etwa die intravasculäre MRT [2-4, 9, 14, 34], intraoperative Applikationen [16, 28] oder auch MRT-gesteuerte interstitielle Tumorablationen [6, 15, 17, 21-23, 30, 33] erst durch eine Verbesserung der Hard- und auch Softwarebedingungen ermöglicht.

Die Möglichkeiten der MRT-gesteuerten Interventionen sind groß:

Mammabiopsien und präoperative Markierungen [11, 18], Biopsien des Halstungs- und Bewegungsapparates [24], abdominale diagnostische Biopsien und Drainagen [7, 12, 13], MRT-gesteuerte Tumorablationen durch Laser- und Kryosonden [21–23, 30, 33] oder Radiofrequenzsonden [6] und auch fokussierten Ultraschall [15] sind vorstellbar und z. T. bereits im klinischen Einsatz. Darüber hinaus wird die MRT bereits heute intraoperativ etwa zur rahmenlosen Stereotaxie von Hirntumoren oder auch intraoperativ zur Kontrolle des Operationserfolges bezüglich seiner Radikalität genutzt [28]. Die Voraussetzungen für vaskuläre Interventionen wurden durch die Entwicklung MR-kompatibler und sichtbarer Katheter geschaffen [1, 3, 14, 34]. Klinische Anwendungen, die über den Beweis der Machbarkeit hinausgehen, müssen noch definiert und untersucht werden.

Ein optimales Gerätesystem, das den Ansprüchen aller verschiedenen Indikationsgebiete gerecht würde, sollte v. a. 2 wesentliche Voraussetzungen erfüllen: einen möglichst ungehinderten Zugang zum Patienten bei optimalen, dem Stand der derzeitigen MRT-Technik entsprechenden Meßbedingungen. Daß diesem Anspruch Grenzen gesetzt sind, hängt nicht zuletzt vom Problem eines homogenen hohen statischen Magnetfeldes ab, das derzeit nur in geschlossenen Systemen realisiert werden kann. Die oben vorgestellten „offenen“ Magneten arbeiten bei niedrigen bis mittleren Feldstärken, die konstruktiv zwar einen besseren Patientenzugang ermöglichen, nicht jedoch über die Vorteile eines Hochfeldsystems verfügen. Ein MRT-System, das zur Überwachung und Steuerung interventioneller Eingriffe eingesetzt wird, sollte jedoch v. a. eine schnelle Bildakquisition bei guter anatomischer Auflösung ermöglichen. Bedingungen, die bei höherer Feldstärke besser zu erfüllen sind als bei niedriger. Die Möglichkeiten der MR-Tomographie, Temperaturunterschiede zu erfassen, sind ebenfalls feldstärkeabhängig. Je höher die Feldstärke, um so sensitiver können die Temperaturdifferenzen, etwa bei der interstitiellen Lasertherapie, bestimmt werden. So beträgt etwa der Effekt der Protonenresonanzverschiebung bei 1,5 T 0,64 Hz/Grad C, bei 0,5 T jedoch nur 0,23 Hz/Grad C [29].

Theoretisch ließen sich diese beiden Forderungen (freier Patientenzugang und schnelle Bildakquisition) durchaus realisieren. Ein Raum, in dem ein hohes statisches Magnetfeld aufgebaut würde und ein entsprechendes Gradientensystem, würden es zulassen, den Patienten auf einer Untersuchungs-liege, ähnlich einem Angiographietisch, zu lagern, und so einen Zugang von allen Seiten zu gewährleisten. Solchen Überlegungen sind derzeit nicht zuletzt aus Kostengründen Grenzen gesetzt. Auch ist bisher noch ungeklärt, welchen Einfluß längerdauernde, und sich für den interventionellen Radiologen oder Operateur wiederholende Aufenthalte in hohen statischen Magnetfeldern haben.

Daneben bestehen Ansätze zur Bildgebung mit inhomogenen Gradientenfeldern, die eine Miniaturisierung eines MRT-Systems erlauben [5, 10] und in Oberflächenscannern nach Art von Ultraschallköpfen resultieren würden. Derartige Systeme wurden in vitro und zur Materialprüfung im Rahmen relaxometrischer Messungen bereits untersucht. Von einer Anwendung in vivo sind sie jedoch noch weit entfernt.

Die weitere Entwicklung interventioneller MRT-Systeme wird v. a. durch die Nutzer bestimmt werden. Dabei steht die Erarbeitung der Indikationen zur interventionellen MRT gerade erst am Anfang. Ist das Stadium der Machbarkeitsbeweise erst einmal verlassen, wird sich in Zukunft zeigen, welche Anforderungen zur interventionellen MRT tatsächlich erfüllt werden müssen. Es wird eine wichtige Rolle spielen, ob die MRT nur ein komplementäres Verfahren, wie etwa im Bereich der bildgebend gesteuerten Biopsien, bleiben wird oder ob sie als einziges Verfahren zur Steuerung und Überwachung einer bestimmten Intervention dienen kann. Die Vorstellung, mit einem Gerätekonzept allen Anforderungen gerecht zu werden, ist dabei wenig realistisch. Schließlich werden etwa auf einem Angiographietisch auch keine Mammographien durchgeführt.

Zusammenfassend darf festgestellt werden, daß derzeit vielversprechende und in sich schlüssige Gerätekonzepte für die interventionelle MRT bestehen, die jedoch einer stetigen und problemorientierten Optimierung bedürfen, um dieses interessante und vielverspre-

chende Gebiet der MR-Tomographie weiter zu entwickeln.

## Literatur

1. Adam G, Neuerburg JM, Buecker A, Glowinski A, Vorwerk D, Stargardt A, van Vaals JJ, Guenther RW (1997) **Interventional MR: first clinical experience on a 1.5 T MR system combined with C-arm fluoroscopy.** Invest Radiol 32: 191–197
2. Adam G, Glowinski A, Neuerburg J, Buecker A, van Vaals JJ, Hurtak W, Günther RW (1997) **Kathetervisualisierung in der MR-Tomographie: erste Erfahrungen mit Feldinhomogenitätskathetern.** Fortschr Röntgenstr 166: 324–328
3. Bakker CJG, Hoogeveen RM, Weber J, van Vaals JJ, Viergever MA, Mali WPTM (1996) **Visualization of dedicated catheters using fast scanning techniques with potential for MR-guided interventions.** Magn Reson Med 36: 816–820
4. Bakker CJG, Hoogeveen RM, Hurtak WF, van Vaals JJ, Viergever MA, Mali WPTM (1997) **MR guided endovascular interventions: susceptibility-based catheter and near-real-time imaging technique.** Radiology 202: 273–276
5. Blümich B, Blümeler P, Eidmann G, Guthausen A, Haken R, Schmitz U, Saito K, Zimmer G (1998) **The NMR mouse: construction excitation, and application.** Magn Reson Imaging (in press)
6. Boaz TL, Lewin JS, Chung Y, Duerk JL, Clampitt M, Haaga JR (1996) **Imaging of temporal evolution of hepatic tissue destruction during MR-guided radiofrequency thermal ablation in a rabbit model.** Radiology 201: 389
7. Buecker A, Adam G, Neuerburg JM, Glowinski A, van Vaals JJ, Guenther RW (1998) **MR-guided biopsy using a T2-weighted single shot zoom-imaging sequence (local look technique).** J Magn Reson Imaging (im Druck)
8. Duckwiler G, Lufkin RB, Teresi L, Spickler E, Dion J, Vinuela F, Bentson J, Hanafie W (1989) **Head and neck lesions: MR-guided aspiration biopsy.** Radiology 170: 519–522
9. Dumoulin CL, Souza SP, Darrow RD (1993) **Real-time position monitoring of invasive devices using magnetic resonance imaging.** Magn Reson Med 29: 411–415
10. Eidmann D, Savelsberg R, Blümeler P, Blümich B (1996) **The NMR mouse, a mobile universal surface explorer.** J Magn Reson (A) 122: 104–109
11. Fischer U, Voshenrich R, Keating D, Bruhn H, Döler W, Oestmann JW, Grabbe E (1994) **MR guided biopsy of suspect breast lesions with a stereotactic add-on device for surface coils.** Radiology 192: 272–273
12. Frahm C, Gehl HB, Weiss HD, Roßberg WA (1996) **Technik der MRT-gesteuerten Stanzbiopsie im Abdomen an einem offenen Niederfeldgerät: Durchführbarkeit und erste klinische Ergebnisse.** Fortschr Roentgenstr 164: 62–67
13. Gehl HB, Frahm C, Schimmelpenninck H, Weiss HD (1996) **Technik der MRT gesteuerten abdominalen Drainage an einem offenen Niederfeldmagneten: Durchführbarkeit und erste Ergebnisse.** Fortschr Roentgenstr 165: 70–73

14. Glowinski A, Adam G, Bucker A, Neuerburg J, van Vaals JJ, Günther RW (1997) **Catheter visualization using locally induced, actively controlled field inhomogeneities.** *Magn Reson Med* 38: 253–258
15. Hynynen K, Freud W, Cline HE, Chung A, Watkins R, Vetro J, Jolesz FA (1996) **A clinical noninvasive MRI monitored ultrasound surgery method.** *Radiographics* 16: 185–195
16. Jolesz FA (1996) **Image-guided procedures and the operating room of the future.** *Radiology* 201 (p): 23
17. Kahn T, Schwabe B, Bettag M, et al (1996) **Mapping of the cortical motor hand area with functional MR imaging and MR imaging guided laser-induced interstitial thermotherapy of brain tumors.** *Radiology* 200: 149–157
18. Kuhl CK, Elevelt A, Leutner C, Gieseke J, Pakos E, Schild HH (1997) **Clinical use of a stereotactic localization and biopsy device for interventional breast MRI.** *Radiology* 204: 667–675
19. Lenz G, Drobnitzky M (1997) **Interventional MRI with an open low-field system.** In: Debatin JF, Adam G (eds) *Interventional Magnetic resonance imaging.* Springer, Berlin Heidelberg New York, pp 4–9
20. Lufkin R, Teresi L, Chiu L, Hanafew W (1988) **A technique for MR-guided needle placement.** *AJR* 151: 193–196
21. Matsumoto R, Selig AM, Colucci VM, Jolesz FA (1993) **MR monitoring during cryotherapy in the liver: predictability of histologic outcome.** *J Magn Reson Imaging* 3: 770–776
22. Mueller-Lisse GU, Heuck AF, Schneede P, Muschter R, Scheidler J, Hofstetter AG, Reiser MF (1996) **Postoperative MRI in patients undergoing interstitial laser coagulation thermotherapy of benign prostatic hyperplasia.** *J Comput Assist Tomogr* 20: 273–278
23. Mumtaz H, Hall-Craggs MA, Wotherspoon A, Paley M, Buonaccorsi G, Amin Z, Wilkinson J, Kissin MW, Davidson TI, Taylor I, Bown SG (1996) **Laser therapy of breast cancer: MR imaging and histopathologic correlation.** *Radiology* 200: 651–658
24. Neuerburg JM, Adam G, Buecker A, Zilkens KW, Schmitz-Rode Th, Hunter D, van Vaals JJ, Guenther RW (1998) **MRI-guided biopsy of bone in a hybrid system.** *J Magn Reson Imaging* (in press)
25. Penner EA (1997) **Interventional MR with a mid-field open system.** In: Debatin JF, Adam G (eds) *Interventional MR Imaging.* Springer, Berlin Heidelberg New York, pp 11–18
26. Rasche V, de Boer RW, Holz D, Proska R (1995) **Continuous radial data acquisition for dynamic MRI.** *Magn Reson Med* 34: 754–761
27. Schenck JF, Jolesz FA, Roemner PB, Cline HE, Lorenzen WE, Kikinis R, Silvermann SG, Hardy CJ, Barber WD, Trifon-Laskaris E, Dorri B, Newman RW (1995) **Superconducting open configuration MRI system for image-guided therapy.** *Radiology* 805–814
28. Schwartz RB, Hsu L, Kettenbach J, Black PM, Alexander E, Jolesz FA (1997) **Recent experience with intraoperative MR imaging in intracranial procedures.** *Radiology* 205 (p): 403
29. Steiner P (1997) **MR-guided laser therapy.** In: Debatin JF, Adam G (eds) *Interventional MR imaging.* Springer, Berlin Heidelberg New York, pp 167–176
30. Tacke J, Adam G, Speetzen R, Bucker A, Brucksch K, Heschel J, Prescher A, van Vaals JJ, Rau G, Günther RW (1997) **MR-guided interstitial cryotherapy of the liver with a novel, nitrogen cooled cryoprobe.** *Magn Reson Med* (in press)
31. van Vaals JJ (1997) **Interventional MR with a hybrid high-field system.** In: Debatin JF, Adam G (eds) *Interventional MRI.* Springer, Berlin Heidelberg New York, pp 17–32
32. van Vaals JJ, van Yperen GH, de Boer RW (1994) **Real time MR imaging using the LoLo (local look) method for interactive and interventional MR at 0.5 and 1.5 T.** *SMR* 2: 421
33. Vogl TJ, Müller Pk, Hammerstingl R, Weinhold N, Mack MG, Philipp C, Deimling M, Beuthan J, Pegios W, Riess H, Lemmens HP, Felix R (1995) **Malignant liver tumors treated with MR imaging-guided laser-induced thermotherapy: technique and prospective results.** *Radiology* 196: 257–265
34. Wildermuth S, Debatin JF, Leung DA, Dumoulin CL, Darrow RD, Uhlenschmid G, Hoffmann E, Thyrogod, von Schulthess GK (1997) **MR-imaging guided intravascular procedures: initial demonstration in a pig model.** *Radiology* 202: 578–583